# Comprendre l'IRM

## Manuel d'auto-apprentissage

## *Chez le même éditeur*

### *Du même auteur*

**Radiologie interventionnelle dans le traitement de la douleur**, par B. Kastler. *Collection Imagerie médicale : diagnostic*, 2e édition, 2005, 256 pages.
**TDM de l'abdomen aigu de l'adulte**, par É. Delabrousse, B. Kastler, R. Baulard, P. Sarlième, D. Guinier, D. Michalakis. *Collection Atlas en radiologie*. 2004, 220 pages.
**IRM des malformations cardiovasculaires**, par B. Kastler, A. Livolsi, D. Vetter, Y. Bernard. *Collection Atlas en radiologie*. 2001, 224 pages.

### *Dans la même collection*

**Imagerie cardiaque : scanner et IRM**, par O. Vignaux. 2011, 288 pages.
**Imagerie du pied et de la cheville**, par J.-L. Drapé, H. Guerini. 2010, 336 pages.
**TDM en traumatologie**, par I. Millet-Cénac, P. Taourel. 2009, 408 pages.
**Imagerie de la colonne vertébrale et de la moelle épinière**, par F. Lecouvet, G. Cosnard. 2007, 2e édition, 360 pages.
**IRM : sein-gynécologie-obstétrique**, par C. Balleyguier, N. Perrot. 2007, 448 pages.
**Arthrographie, arthroscanner, arthro-IRM - Membre inférieur et pathologie spécifique**, par J.-D. Larédo. 2001, 169 pages.
**IRM ostéo-articulaire et musculaire**, par J.-J. Railhac, N. Sans. 2003, 2e édition, 320 pages.

### *Dans la collection* Imagerie médicale : pratique

**Échographie musculosquelettique**, par N. Sans, F. Lapèque. 2009, 224 pages (compléments vidéo en ligne).
**Scanner pratique**, par L. Arrivé.2009, 352 pages.
**IRM pratique**, par L. Arrivé. 2007, 392 pages.

### *Dans la collection* Imagerie médicale : formation

**Radioprotection en milieu médical**, par Y.-S. Cordoliani, H. Foehrenbach. 2008, 2e édition, 240 pages.
**IRM**, par D. Doyon *et al.* 2004, 4e édition, 832 pages.
**Guide d'interprétation en IRM**, par L. Arrivé, L. Brunereau, F. Zeitoun, J.-M. Tubiana. 2002, 192 pages.

### *Autres ouvrages*

**Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie**. Quand la théorie éclaire la pratique, par J.-P. Dillenseger, E. Moerschel. 2010, 416 pages.
**Atlas d'IRM cardiaque. De l'échographie à l'IRM.** L. Monnier-Cholley, S. Ederhy, L. Arrivé. 2008, 136 pages.

Imagerie médicale
DIAGNOSTIC

# Comprendre l'IRM

## Manuel d'auto-apprentissage

*7e édition entièrement révisée*


### B. Kastler

Licencié en physique,
Professeur de radiologie,
Chef du service de radiologie cardiaque et thoracique, sénologie et traitement de la douleur,
Hôpital Minjoz et Saint-Jacques, CHU de Besançon,
Directeur du laboratoire I4S EA 4268 (Intervention, Innovation, Imagerie, Ingénierie en Santé),
Université de Franche-Comté,
Professeur associé à l'Université de Sherbrook (Canada)

### D. Vetter

Cadre de santé,
Unité d'IRM, Hôpital de Hautepierre, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg,
Enseignant vacataire, Lycée Jean Rostand, Strasbourg

### Z. Patay

(version hongroise)
Professeur de radiologie, faculté de médecine, Université du Tenessee,
Chef de section de neuroradiologie, Saint-Jude Children's Research Hospital, Memphis (États-Unis)

### P. Germain

Cardiologue, attaché au service d'IRM,
Hôpitaux universitaires de Strasbourg


*Préface du Professeur Auguste Wackenheim*

*Avec la participation de P. Anstett, S. Aubry, D. Charneau, P. Choquet, A. Comte, J.-P. Dillenseger, P. Dorer, V. et G. Hadjidekov (version bulgare), J.-F Litzler, M. Parmentier, A. Pousse, I. Wang (version chinoise), P.- E. Zorn*


ELSEVIER
MASSON

Ce logo a pour objet d'alerter le lecteur sur la menace que représente pour l'avenir de l'écrit, tout particulièrement dans le domaine universitaire, le développement massif du «photocopillage». Cette pratique qui s'est généralisée, notamment dans les établissements d'enseignement, provoque une baisse brutale des achats de livres, au point que la possibilité même pour les auteurs de créer des œuvres nouvelles et de les faire éditer correctement est aujourd'hui menacée.

Nous rappelons donc que la reproduction et la vente sans autorisation, ainsi que le recel, sont passibles de poursuites. Les demandes d'autorisation de photocopier doivent être adressées à l'éditeur ou au Centre français d'exploitation du droit de copie : 20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris. Tél. 01 44 07 47 70.

L'ensemble des dessins a été réalisé par Anne-Christel Rolling.

Les chapitres 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 13, 14 et l'annexe 25 comportent des compléments en ligne

Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés, réservés pour tous pays.
Toute reproduction ou représentation intégrale ou partielle, par quelque procédé que ce soit, des pages publiées dans le présent ouvrage, faite sans l'autorisation de l'éditeur est illicite et constitue une contrefaçon. Seules sont autorisées, d'une part, les reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective et, d'autre part, les courtes citations justifiées par le caractère scientifique ou d'information de l'œuvre dans laquelle elles sont incorporées (art. L. 122-4, L. 122-5 et L. 335-2 du Code de la propriété intellectuelle).

© 2011, Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés
ISBN : 978-2-294-71044-5

Elsevier Masson SAS, 62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux cedex
www.elsevier-masson.fr

*Cet ouvrage est dédié à ma famille, mon épouse Blandine, mes enfants Thiphaine, Adrian et Florian, Gaël mon petit-fils, Elisabeth, ma mère, et à mon père Daniel (à qui je dois d'avoir des connaissances en physique) et cette 7e édition à la mémoire de mon grand-père Alfred Kastler*

B. Kastler

*Je le dédie à Elisabeth, Jean-François et Thomas*

D. Vetter

# Préface à la première édition (1994)

La liste de mes élèves fut inaugurée en 1959 par Constantin Vrousos qui était pendant plusieurs années mon collaborateur direct avant d'accéder aux fonctions de professeur et au titre de doyen de la faculté de médecine de Grenoble. La liste de ces élèves est longue, j'ai la prétention de le dire! Elle est clôturée par le benjamin, Bruno Kastler, qui a bien voulu porter en radiologie le flambeau de la résonance magnétique imagière de mon école strasbourgeoise. Je souhaite que son enthousiasme et ses qualités d'enseignant et de chercheur puissent se développer dès cette année dans ses nouvelles fonctions de professeur et de chef de service de radiodiagnostic au CHU de Besançon.

J'ai le grand plaisir de présenter son livre des «Principes de l'IRM». Ce livre devrait être utile, car il résulte de la décantation d'un enseignement dispensé, lors des derniers cinq ans, par Bruno Kastler à partir de Strasbourg, tant en France — dans le cadre du Certificat européen d'IRM que j'avais créé en 1988, du Certificat d'IRM clinique de Rennes (Pr Carsin) et du Certificat de corrélation IRM-tomodensitométrie de Val-d'Isère (Pr Salamon) —, qu'à l'étranger (Allemagne, Hongrie, Bulgarie, Grèce et Canada où il est professeur associé). Bruno Kastler joint à sa double formation de radiologiste et de cardiologiste une formation de physicien. Il s'exprime et publie en trois langues européennes. Mettant dans cet ouvrage ses connaissances théoriques au niveau de l'utilisateur, il expose au radiologiste les principes des phénomènes et des méthodes de l'IRM. Sa pédagogie, mise au point lors de son enseignement oral, consiste à développer l'intuition du lecteur avec un minimum d'équations grâce à de nombreuses illustrations exécutées avec soin et abondamment commentées dans le texte. Le spectre des questions traitées inclut: magnétisme nucléaire, phénomène de la résonance magnétique et condition deson apparition, relaxation, séquences d'imagerie (écho de spin), contraste en T1 et T2 et densité protonique, codage spatial et reconstruction de l'image (l'exposé de ces deux derniers chapitres particulièrement difficiles est basé sur des modèles simplifiés originaux), mise en place des événements, durée d'acquisition de la séquence, qualité de l'image, imagerie rapide (futur de l'imagerie), imagerie des flux (angiographie non invasive), artefacts en imagerie, modalités pratiques de l'examen. Le lecteur trouvera en fin de chaque chapitre un résumé contenant les faits saillants. Un appendice consignant tous les calculs permet leur consultation optionnelle aux lecteurs qui le désirent.

Outre ses qualités pédagogiques, ce livre présente l'intérêt d'avoir été conçu et préparé dans un contexte international (une première version en langue hongroise — Bruno Kastler et Zoltan Patay — consécutive à un enseignement donné à Szeged a servi de banc d'essai). Bruno Kastler apporte ainsi sa pierre à une spécialité en rapide évolution ainsi qu'à une construction européenne que seul le tissu de liens humains préservera du piège bureaucratique. Nous souhaitons à ce livre tout le succès qu'il mérite.

Mais je tiens à rappeler — un peu avec mélancolie — que Bruno Kastler est bien le benjamin de mes élèves et que j'étais spécialement vigilant, avec Pierre Bourjat, à son évolution professionnelle et à sa carrière. Sa nomination au CHU de Besançon comme professeur-chef de

service à côté de notre ami J.F.Bonneville fait que cette faculté dynamique qui dispose déjà dans son équipe d'un neuroradiologiste de réputation internationale vient d'augmenter son poids scientifique par l'arrivée dès 1994 d'un cardioradiologiste qui fera — j'en suis sûr — beaucoup parler de lui. Il s'intègre dans la grande rupture de l'imagerie radiologique en prenant le premier train de la résonance magnétique. Il faut en effet être né sous une bonne étoile. Faut-il rappeler que j'ai bien connu son grand-père, Alfred Kastler, qui m'avait accordé, peu de temps avant sa mort, de préfacer le livre de Dacosta sur l'histoire de la radiologie que nous avons publié, sans sa préface, avec Marie-Josée et Guy Pallardy.

**Auguste Wackenheim**
Professeur de radiologie à la faculté
de médecine de Strasbourg

# Avant-propos

Le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) a été décrit initialement la même année, en 1946, par deux équipes, celle de Felix Bloch à Stanford et celle de Edward M. Purcell à Harvard. C'est le véritable « acte de naissance » de la RMN. Pour leur découverte, ils furent récompensés par le prix Nobel de physique en 1952. Dans un premier temps, c'est essentiellement la spectroscopie par résonance magnétique qui se développe, des années 1950 à 1970, aux mains de physiciens, chimistes et biologistes. Cependant, dès 1949, E.L. Hahn découvre, de manière fortuite, le principe de l'écho de spin si important dans les séquences d'IRM. En 1971, Raymond Damadian, en démontrant que les T1 et T2 des tissus normaux et cancéreux diffèrent, engendre déjà un engouement clinique pour cette technique. L'évolution est par la suite rapide. Paul C. Lauterbur réalise les premières images de deux tubes capillaires puis d'un poivron en 1973 en utilisant la technique de rétroprojection, identique à celle employée au scanner. William Moore et Waldo Hinshaw obtiennent les premières images humaines en 1976. Dès cette année, Peter Mansfield met au point une technique d'imagerie ultrarapide qui ne cessera de s'améliorer : l'échoplanar. En 1975, Richard Ernst améliore encore la technique d'imagerie par la mise au point de l'encodage en phase et en fréquence tel qu'il est utilisé aujourd'hui. Au début des années 1980, l'IRM commence à se diffuser et à s'imposer en routine clinique, d'abord aux États-Unis puis ailleurs, bouleversant plus encore que toutes les autres nouvelles techniques d'imagerie les protocoles d'examens radiologiques. Par la suite, deux distinctions viennent encore récompenser des acteurs du développement de l'IRM : Richard Ernst obtient le prix Nobel de chimie en 1991 et Paul C. Lauterbur et Peter Mansfield celui de médecine en 2003.

Plus que toute autre technique d'imagerie, l'IRM nécessite une compréhension a minima de principes de physique, qui sont essentiels pour la réalisation et surtout l'interprétation d'un examen. Cet ouvrage a été conçu dans le but de familiariser progressivement (« en douceur ») le lecteur non averti avec des notions de base (au demeurant parfois fort complexes), tout en schématisant (parfois excessivement) la réalité physique pour la mettre à la portée du lecteur. Tous les raisonnements nécessitant un effort supplémentaire ou un (petit) calcul sont portés en notes de bas de page ou en annexe en fin d'ouvrage, pour éviter d'alourdir l'écriture[1].

Nous en sommes maintenant à la 7e édition (depuis 1994), ce qui nous a permis de constamment faire progresser le contenu de l'ouvrage afin de l'ajuster aux nouvelles techniques d'IRM tout en conservant les concepts de base qui restent identiques. Différentes éditions de cet ouvrage ont été publiées en hongrois, en espagnol, en roumain et en bulgare. Une version chinoise est également en cours de réalisation.

Nous tenons à remercier :

- les médecins des services de radiologie A et C de Besançon (Marjolaine de Billy, Zakia Boulahdour, Gilles Cadel, Éric Delabrousse, Eva Gleizer, Hussein Haj Hussein, Marie Jacamon, Robert Kovacs, Laurent Laborie, Jean-Michel Lerais, Jean-François Litzler, Philippe Manzoni, Nicolas Sailley, Philippe Sarlieve, les internes et les médecins attachés), Monique Dubois et Marie-Christine Valladon mes secrétaires, et toute l'équipe médicale des services de radiologie A et C de Besançon pour leur soutien fidèle dans le travail au quotidien ;

1 Lire pour éviter des migraines aux « non-matheux ».

- l'équipe de manipulatrices et manipulateurs de l'Hôpital Jean Minjoz et en particulier, Emma Boulon, Stéphanie Rognon, Valérie Vuillermoz, Karim Zarfani qui ont pris le relais de mon enseignement d'IRM à l'école de manipulateurs au Lycée Pergaud de Palente ;
- l'équipe de manipulatrices et manipulateurs de l'hôpital de St Jacques ;
- l'équipe de manipulatrices et manipulateurs de l'unité d'IRM de Strasbourg-Hautepierre, ainsi que Sandrine Lefort et Anne Bassali ;
- la Société française de radiologie et d'imagerie médicale ainsi que l'Association française du personnel paramédical d'électroradiologie (AFPPE) pour l'autorisation d'utiliser certains extraits de nos EPU et articles provenant des cours de perfectionnement post-universitaires ou publiés dans la revue *Le Manipulateur* ;
- l'illustratrice Anne-Christel Rolling ;
- l'équipe éditoriale d'Elsevier Masson, et particulièrement Sophie Gobert et Sonia Koszul.

**Bruno Kastler et Daniel Vetter**

# Abréviations

| | |
|---|---|
| ADC | *analog-to-digital converter* |
| ARM | angiographie par résonance magnétique |
| ASL | *arterial spin labelling* |
| AVC | accident vasculaire cérébral |
| BHE | barrière hémato-encéphalique |
| BOLD | *blood oxygenation level dependent* |
| BP | bande passante |
| CAN | convertisseur analogique numérique |
| CDA | coefficient de diffusion apparent |
| CSI | *chemical shift imaging* |
| DFT | *digital Fourier transform* |
| DP | densité protonique |
| DTI | *diffusion tensor imaging* |
| ECG | électrocardiogramme |
| EG | écho de gradient |
| EGR | écho de gradient rapide |
| EPI | *echo planar imaging* |
| ES | écho de spin |
| ESR | écho de spin rapide |
| ETL | *echo train lenght* |
| FFT | *fast Fourier transform* |
| FID | *free induction decay* |
| FLAIR | *fluid attenuated inversion recovery* |
| FOV | *field of view* |
| FSE | *fast spin echo* |
| IRMf | IRM fonctionnelle |
| IR | (séquence) inversion-récupération |
| LCR | liquide céphalorachidien |
| MIP | *maximum intensity projection* |
| NAA | N-acétyl-aspartate |
| ppm | partie par million |
| RF | radiofréquence |
| RMN | résonance magnétique nucléaire |
| ROI | *region of interest* |

| | |
|---|---|
| S/B | (rapport) signal sur bruit |
| SAR | *specific absorption rate* |
| SB | substance blanche |
| SD | signal disponible |
| SE | spin écho |
| SG | substance grise |
| SRM | spectrométrie par résonance magnétique |
| SPIO | *super paramagnetic iron oxide* |
| SSFP | *steady state free precession* |
| STIR | *short inversion time inversion recovery (ou short tau inversion recovery)* |
| SVS | *single voxel spectrometry* |
| TE | temps d'écho |
| TF | transformée de Fourier |
| TFD | transformée de Fourier discrète |
| TFR | transformée de Fourier rapide |
| TI | temps d'inversion |
| TO | temps d'observation |
| TOF | *time of flight* |
| TR | temps de répétition |
| TSE | turbo spin écho |
| USPIO | *ultrasmall super paramagnetic iron oxide* |

# Chapitre 1

# Magnétisme nucléaire

B. Kastler

## Rappel : champ magnétique – électricité

Le *magnétisme* et le *déplacement d'une charge électrique* sont liés l'un à l'autre. Un courant électrique (déplacement d'électrons de charge négative) dans un fil conducteur induit une force magnétique ou champ magnétique. De même, un champ magnétique en mouvement engendre un courant électrique (fig. 1-1).

C'est sur ce principe que fonctionne une dynamo de bicyclette : la roue entraîne un aimant tournant sur un axe à l'intérieur d'un solénoïde (bobine de fil conducteur) qui fournit un courant électrique (fig. 1-2). Le moteur électrique fonctionne sur le principe inverse : un courant électrique passe dans un solénoïde induisant un champ magnétique tournant qui entraîne un aimant monté sur un axe. On peut donc admettre une *réciprocité entre magnétisme et charge électrique en mouvement*.

## Application au noyau atomique

Le noyau de l'atome est constitué d'un certain nombre de *protons* et *neutrons* (*nucléons*) animés d'un mouvement collectif complexe comportant en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leurs propres centres (en anglais tourner sur soi-même se dit *to spin*).

Une particule qui tourne induit autour d'elle un *moment cinétique*[1] ou «spin»[2], aligné sur son axe de rotation (représenté par un vecteur $\vec{S}$). Les protons sont chargés positivement et leur nombre est égal au nombre d'électrons périphériques pour respecter la neutralité électrique de l'atome. Une *charge* qui tourne, comme nous venons de le voir, induit autour d'elle un champ magnétique appelé *moment magnétique* (en fait lié au moment cinétique ou spin et également aligné sur son axe de rotation, *voir* Annexe 1). Ce moment magnétique est représenté par un *vecteur d'aimantation* $\vec{\mu}$ (fig. 1-3). Bien qu'électriquement neutres, les neutrons possèdent également un moment magnétique. Cela est lié au fait que les nucléons (les neutrons comme les protons) sont constitués de sous-particules positives et négatives en rotation, les *quarks*, dont la distribution de charge en rotation va induire un *moment magnétique* que l'on peut représenter comme un *dipôle magnétique* (assimilé à un *petit aimant* avec un pôle positif et négatif) animé d'un mouvement de rotation.

1 Lorsqu'une toupie tourne, elle est maintenue en position verticale par son moment cinétique. Dès qu'elle ne tourne plus, elle tombe sur le côté. Le moment cinétique représente une donnée vectorielle qui «tire» la toupie vers le haut pendant qu'elle tourne comme si elle était tendue par un fil.

2 Le spin ne peut prendre que des valeurs particulières, entières ou demi-entières, par exemple 0, 1/2, 1, 3/2, etc. (*voir* Annexe 1).


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

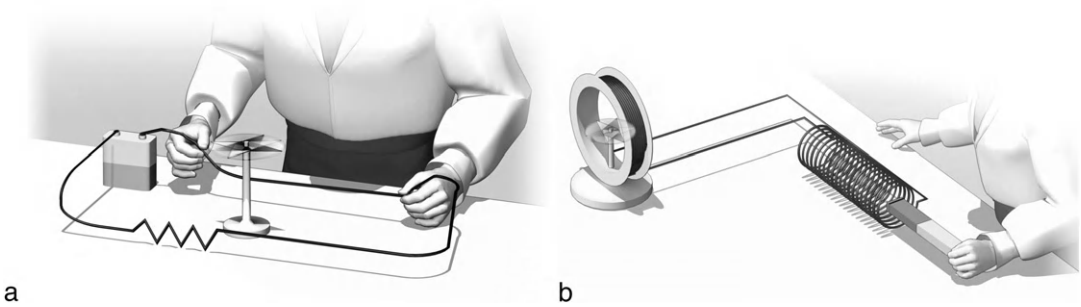



**Fig. 1-1.** Expérience d'Œrsted et Faraday.
Le physicien Œrsted a mis en évidence, en 1820, qu'un courant électrique produit un champ magnétique : si l'on place une boussole à proximité d'un fil où circule un courant électrique, celle-ci s'oriente à 90° par rapport au fil conducteur (dans l'axe du champ magnétique induit par le courant) (a). À l'inverse, un aimant peut servir à produire un courant électrique. Le physicien français Michel Faraday l'a prouvé quelques années après, en 1831, en introduisant un barreau aimanté dans une bobine conductrice (b).
*Illustrations issues de l'article de B. Kastler, C. Clair, D. Vetter, R. Allal, B. Favreau, A. Pousse* et al. *Du magnétisme du proton au signal par résonance magnétique nucléaire. Encycl Méd Chir (Elsevier SAS, Paris). Radiologie et imagerie médicale : principes et techniques-radioprotection, 35-010-A-10. 2000.*

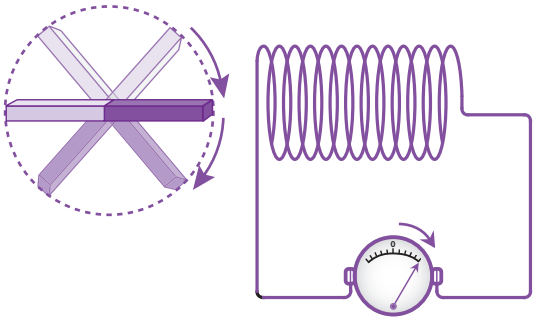


**Fig. 1-2.** Principe de fonctionnement d'une dynamo.
L'aimant qui tourne entraîné par la roue fait apparaître dans la bobine un courant électrique.

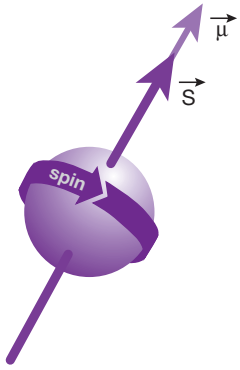



**Fig. 1-3.**
Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique ou «spin», aligné sur son axe de rotation et représenté par un vecteur $\vec{S}$.
Une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique appelé moment magnétique (en fait lié au moment cinétique ou spin et également aligné sur son axe de rotation) représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.

En fait, chaque nucléon est constitué de trois quarks liés entre eux par ce qu'on appelle l'«interaction forte». On détermine deux types de quarks :

- les quarks *up* (symbole = u) dont la charge électrique représente + 2/3 de celle d'un électron ;
- les quarks *down* (symbole = d) dont la charge électrique est de – 1/3 de celle de l'électron.

Ainsi, les protons sont constitués de deux quarks *up* et d'un quark *down* (u + u + d) ce qui conduit à une charge électrique de + 1 (+ 2/3 + 2/3 – 1/3 = + 1). Les neutrons sont constitués d'un quark *up* et de deux quarks *down* (u + d + d) : leur charge électrique est alors nulle (+ 2/3 – 1/3 – 1/3 = 0) (fig. 1-4). Cette répartition des quarks détermine le moment magnétique global du nucléon. Ainsi, bien que le neutron soit électriquement neutre, la résultante de son moment magnétique n'est pas nulle. Le moment magnétique du neutron est environ égal aux 2/3 de celui du proton (*voir* fig. 1-4).

Selon le modèle dit «en couche», au sein du noyau de l'atome, les nucléons (comme les électrons) vont se répartir sur différentes couches d'énergie. Sur ces couches, les neutrons d'une part et les protons d'autre part s'apparient (comme le feraient deux aimants) et leurs moments magnétiques s'annulent deux par deux (dans le but de maintenir un niveau d'énergie nucléaire peu élevé et le plus

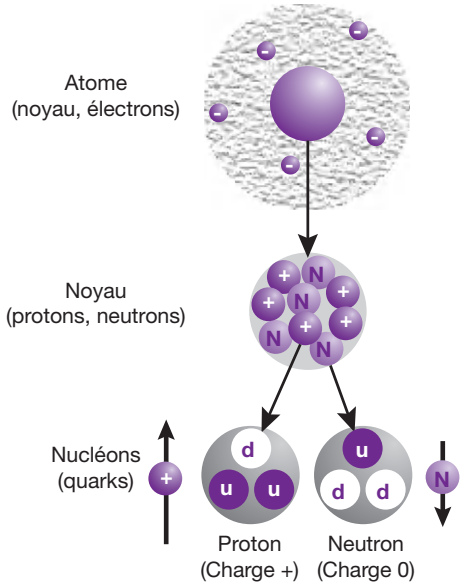



**Fig. 1-4.** Rappels sur la structure de l'atome.Le noyau de l'atome est constitué de protons (+) et de neutrons (N) (les nucléons). Le nombre de protons est égal au nombre d'électrons périphériques (–) pour respecter la neutralité de l'atome.Chaque nucléon est lui-même constitué de trois quarks. Il existe deux types de quarks :
– les quarks *up* (u) dont la charge électrique est de + 2/3 de celle d'un électron;
– les quarks *down* (d) dont la charge électrique est de – 1/3 de celle de l'électron.
Les protons sont constitués de deux quarks *up* et d'un quark *down* (u + u + d) : charge électrique de + 1 (+ 2/3 + 2/3 – 1/3 = + 1). Les neutrons sont constitués d'un quark *up* et de deux quarks *down* (u + d + d) : charge électrique nulle (+ 2/3 – 1/3 – 1/3 = 0).
Le moment magnétique du neutron est environ égal aux 2/3 de celui du proton.

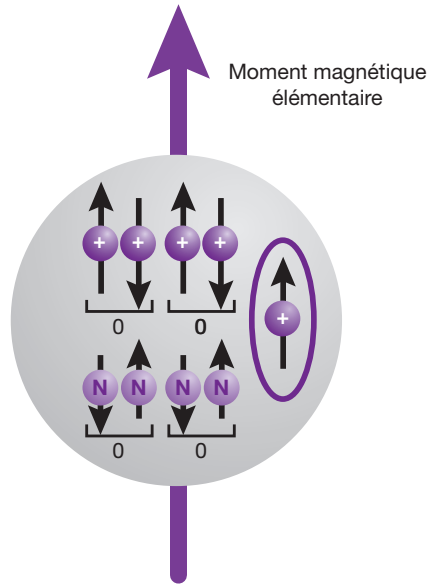



**Fig. 1-5.** Le proton (+) et le neutron (N) possèdent tous deux un moment magnétique (relié au «spin») représenté par un vecteur d'aimantation.
Rappelons que le moment magnétique du neutron est environ égal aux 2/3 de celui du proton. Les protons et les neutrons ont tendance à s'apparier, annulant leurs moments magnétiques (comme le feraient deux aimants). Seuls les atomes à nombre impair de nucléons (ayant un nucléon «isolé» non apparié sur une couche externe) possèdent des propriétés magnétiques, c'est-à-dire un moment magnétique intrinsèque ou élémentaire.

stable possible). De ce fait, seul les atomes à nombre *impair* de nucléons (ayant un nucléon «isolé» non apparié sur une couche externe) possèdent un moment magnétique «total» qu'on qualifie d'intrinsèque ou élémentaire (fig. 1-5).

Les principaux noyaux d'intérêt biologique possédant des propriétés magnétiques sont les noyaux d'hydrogène ($^{1}$H), de l'isotope du carbone ($^{13}$C), du fluor ($^{19}$F), du phosphore ($^{31}$P) (spin 1/2) et du sodium ($^{23}$Na) (spin 3/2). Seul le noyau d'*hydrogène*, formé d'*un seul proton*, joue un rôle important en imagerie aujourd'hui (on parle d'IRM «protonique»). Cela est lié au fait que l'*hydrogène, qui représente 2/3 des atomes de l'organisme*, possède

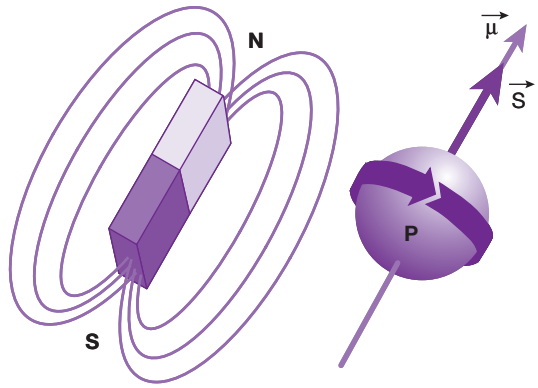



**Fig. 1-6.** Les protons (noyaux d'hydrogène) portent une charge positive.
Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique ou «spin» aligné sur son axe de rotation représenté par un vecteur $\vec{S}$. Une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique appelé moment magnétique (lié au spin et également aligné sur son axe de rotation), représenté par un vecteur d'aimantation «microscopique» noté $\vec{\mu}$. Ils peuvent donc être assimilés à de petits aimants (dipôles magnétiques) avec un pôle Nord et un pôle Sud.

un moment magnétique intrinsèque (protonique) élevé et donne lieu à un phénomène de résonance très net. Ce *moment magnétique intrinsèque* est représenté par un vecteur d'aimantation «microscopique» $\vec{\mu}$ aligné sur son axe de rotation (lié au *moment cinétique* ou *spin* $\vec{S}$ également aligné sur son axe de rotation). Comme nous l'avons vu précédemment, le moment magnétique $\vec{\mu}$ apparaît parce que le proton porte une charge positive et tourne sur lui-même. Le proton peut donc être assimilé à un petit aimant (dipôle magnétique) avec un pôle Nord et un pôle Sud (fig. 1-6). Nous verrons au chapitre suivant que, placés dans un champ magnétique externe, les protons vont avoir tendance à s'orienter dans la direction de ce dernier avec deux orientations possibles, se répartissant en deux populations correspondant à deux niveaux d'énergie distincts (*voir* Annexe 1).

## À retenir

- Réciprocité entre magnétisme et charge électrique en mouvement.
- Noyau d'hydrogène = proton.
- Protons en rotation → moment magnétique aligné sur son axe de rotation (relié au «spin») → vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.
- Protons = petits aimants.
- IRM du proton.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 2

# Le phénomène de résonance magnétique

B. Kastler

La résonance magnétique nucléaire (RMN) consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques : un *champ magnétique statique fixe élevé* ($\vec{B}_0$) et un *champ électromagnétique tournant* ($\vec{B}_1$) (onde électromagnétique ou de radiofréquence). Ce sont ces notions que nous allons aborder dans ce chapitre.

Nous venons de voir que le noyau d'hydrogène est constitué d'une particule chargée positivement, le proton, qui en tournant autour de lui-même induit un moment magnétique élémentaire microscopique (analogie : petit aimant) représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$. Lorsque les protons sont placés dans un champ magnétique externe $\vec{B}_0$, ils vont avoir tendance à s'orienter dans la direction de ce dernier (analogie : aimant ou boussole dans le champ magnétique terrestre).

Contrairement aux aimants qui s'alignent parfaitement dans un champ magnétique externe, tous orientés dans le même sens (sud-nord), les protons vont se distribuer en deux populations tournant autour de $\vec{B}_0$ avec un certain angle (*précession*) : l'une orientée dans le sens de $\vec{B}_0$ (*parallèle*) et l'autre dans le sens contraire à $\vec{B}_0$ (*antiparallèle*). Cela est lié au fait que les protons (particules très petites) ne suivent pas *stricto sensu* les règles de la *mécanique classique* (de Newton), mais obéissent en fait aux postulats de la *mécanique quantique*. Nous allons séparer ce chapitre en deux parties, l'une qui abordera le problème en se référant principalement à la mécanique classique et l'autre à la mécanique quantique, les deux modèles ayant été utilisés pour décrire le phénomène de résonance magnétique. Ces approches, bien que nécessitant initialement un effort «supplémentaire» de la part du lecteur, méritent toutes deux d'être exposées car elles sont «complémentaires», facilitant la compréhension du phénomène. Le modèle classique permet de mieux comprendre le phénomène à l'échelle macroscopique (approche «géométrique»), et le modèle quantique le phénomène à l'échelle de l'atome (approche «énergétique»). Ces deux approches présentent fort heureusement une certaine cohérence. Le modèle quantique est, par ailleurs, indispensable pour aborder par la suite les phénomènes de relaxation.

## Modèle classique

La description du phénomène de résonance magnétique par la mécanique classique, historiquement décrit en premier (par Purcell en 1946), permet de bien aborder les notions de «double» précession, utiles pour comprendre comment, lors de la résonance, il y aura «bascule» du vecteur d'aimantation macroscopique par l'onde de radiofréquence. Comme nous sommes en fait (pour les protons) en mécanique quantique et non en mécanique classique, nous ferons appel à quelques concepts indispensables de mécanique quantique déjà évoqués plus haut.


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

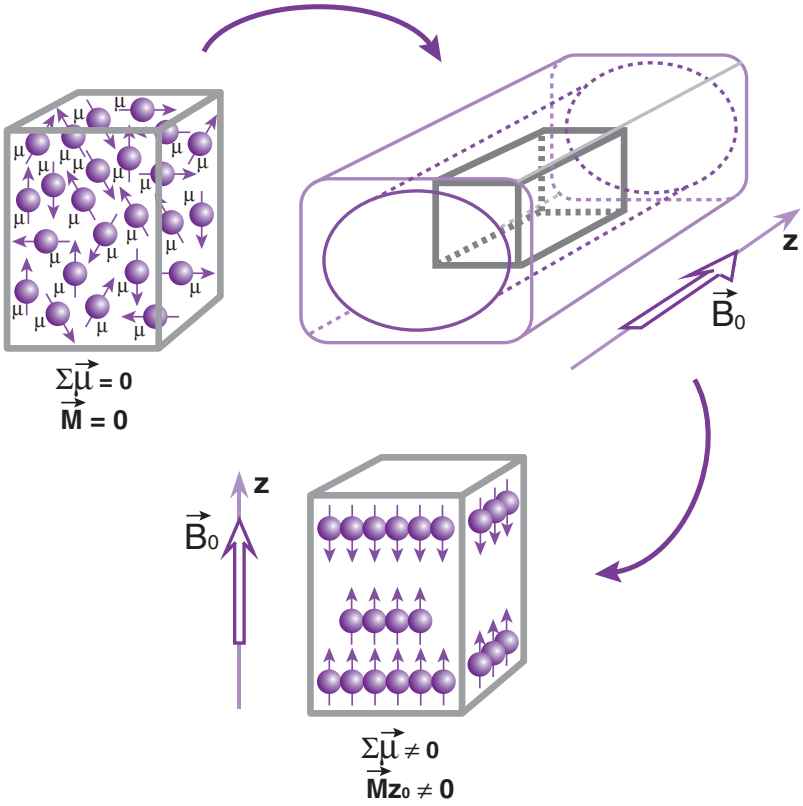



**Fig. 2-1.** En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons ($\vec{\mu}$) d'un échantillon tissulaire sont orientés de façon aléatoire en tous sens : la somme des vecteurs d'aimantation élémentaire microscopique ($\Sigma\vec{\mu}$) est nulle et il n'y a pas de vecteur d'aimantation macroscopique ($\vec{M} = 0$).
Soumis à un champ magnétique extérieur (régnant dans le tunnel), les protons s'orientent selon la direction de ce dernier (Oz) avec apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\Sigma\vec{\mu} = \vec{M}z_0$.

## Vecteur d'aimantation macroscopique (état d'équilibre) : champ magnétique principal $\vec{B}_0$

En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons ($\vec{\mu}$) d'un échantillon tissulaire sont orientés de façon aléatoire en tous sens : la somme des vecteurs d'aimantation élémentaire microscopique ($\Sigma\vec{\mu}$) est nulle et il n'y a pas de vecteur d'aimantation macroscopique ($\vec{M} = 0$) (fig. 2-1). Soumis à un champ magnétique extérieur (régnant dans le tunnel), les protons s'orientent selon la direction de ce dernier avec apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ dont il nous faut détailler et préciser ici l'origine :

- le champ magnétique $\vec{B}_0$ est horizontal dans la plupart des aimants (sauf les aimants permanents). Par convention, $\vec{B}_0$ correspond à l'axe (vertical) Oz du système de référence orthonormé que nous utiliserons ;
- les protons ne sont, en fait, pas parfaitement alignés selon $\vec{B}_0$ (Oz) mais tournent individuellement (avec un angle donné) autour de $\vec{B}_0$ (précession) à une *fréquence angulaire* :

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

*équation de Larmor*, où $\omega_0$ est la *fréquence angulaire de Larmor* ou *fréquence angulaire de précession* proportionnelle à $B_0$[1] et $\gamma$ le rapport gyromagnétique (spécifique à chaque noyau) ;

1 $\omega_0$ est également appelée indifféremment *fréquence circulaire*, *vitesse angulaire*, *vitesse circulaire* ou *pulsation*. La fréquence angulaire $\omega_0$ est exprimée en radians/seconde. Elle est reliée à la fréquence «propre» (fréquence «tout court») $\nu_0$ par la relation $\omega_0 = 2\pi\nu_0$ ; en effet, la fréquence représente le nombre de tours par seconde, un tour = 360° = $2\pi$. L'équation de Larmor avec la fréquence s'écrit $\nu_0 = \gamma B_0/2\pi$. La fréquence est généralement exprimée en mégahertz (1 MHz = $10^6$ Hertz, 1 Hertz = 1 cycle/s, soit 1 tour/s). Pour $B_0$ = 1,5 Tesla (champ «courant» en imagerie, correspondant à environ 30 000 fois le champ magnétique terrestre), la fréquence de Larmor est de 63,8 MHz pour les tissus biologiques (en imagerie protonique) ; elle est située dans le domaine de fréquence des ondes radiophoniques.

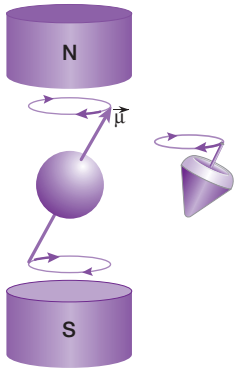



**Fig. 2-2.** Soumis au champ magnétique externe $\vec{B}_0$, chaque proton décrit un cône (autour de $\vec{B}_0$) comme le ferait une toupie dans le champ de gravitation terrestre (en fait, il décrit un «double» cône dont les sommets se rejoignent en son centre de gravité).

- chaque proton décrit ainsi un cône autour de $\vec{B}_0$, comme le ferait une toupie dans le champ de gravitation terrestre (en fait, le proton décrit un «double» cône dont les sommets se rejoignent en son centre de gravité) (fig. 2-2);
- seuls deux angles de précession sont permis : un où le vecteur d'aimantation est dans le sens de $\vec{B}_0$ (*parallèle*) et un second où il est dans le sens contraire à $\vec{B}_0$ (*antiparallèle*). Ces deux angles de précession correspondent en fait, nous le verrons, à deux niveaux d'énergie (parallèle : basse énergie $E_1$, et antiparallèle : haute énergie $E_2$, voir plus loin modèle quantique);
- la répartition des protons dans les sens parallèle et antiparallèle est à peu près équivalente. En fait, il y a *un peu plus de protons parallèles* à $\vec{B}_0$ (basse énergie) qu'*antiparallèles* (haute énergie); mais cette différence (liée à la force du champ magnétique et à la température) est très petite : à 0,5 Tesla et à température corporelle, elle est de l'ordre de 2 par million (c'est-à-dire que pour 1 million (+ 2) protons, 500 002 sont parallèles et 500 000 sont antiparallèles). Bien qu'infime sur 2 millions, cette différence suffit largement à produire un signal RMN à l'échelle tissulaire (voir Annexe 2).

Après ces quelques précisions (où nous avons fait appel à des concepts de mécanique quantique), reprenons l'exemple de la figure 2-1. Si l'échantillon considéré contient 2 millions (+ 4) protons, soumis à $\vec{B}_0$, ils vont se répartir en deux populations de 1 million de protons antiparallèles et 1 million + *4 protons* parallèles. Au total, lorsqu'on fait la somme ($\sum\vec{\mu}$) de tous les vecteurs d'aimantation élémentaire microscopique, il ne restera que *4 protons* parallèles (car le million de protons parallèles et antiparallèles s'annulent «deux par deux»). Ce sont ces *4 protons parallèles en excès* (surnombre) qui vont être à l'origine de l'apparition d'un *vecteur d'aimantation macroscopique* $\vec{M}$. Pour des raisons didactiques, nous n'utiliserons maintenant plus que la notion de vecteur macroscopique (lié à la différence de répartition entre les deux populations de protons, mais résultant en fait de la somme de tous les vecteurs d'aimantation microscopique) et nous négligerons ainsi les «deux autres millions» de protons.

À l'*équilibre*, ce vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ est aligné sur $\vec{B}_0$ selon Oz, sans composante *transversale* dans le plan xOy perpendiculaire à Oz (*sans aimantation transversale*). En effet (fig. 2-3), les protons s'alignent selon $\vec{B}_0$, précessant autour de $\vec{B}_0$ avec un angle donné : ce qui fait apparaître une composante *longitudinale* $\vec{M}z$ (*aimantation longitudinale*); à l'équilibre, on l'appelle $\vec{M}z_0$. De plus, il y a une «dispersion» des composantes transversales élémentaires dans différentes directions (on dit que les protons sont *déphasés*, nous y reviendrons) : il n'y a donc pas de composante *transversale* $\vec{M}xy$ résultante. $\vec{M}z_0$ croît avec la concentration en protons par unité de volume appelée *densité de protons* et avec la force du champ $\vec{B}_0$ (fig. 2-4). Il n'est pas possible de mesurer directement le vecteur d'aimantation macroscopique à l'équilibre (selon Oz), car il est «infiniment petit» par rapport à $\vec{B}_0$. Pour pouvoir le mesurer, il faut le basculer dans le plan xOy par un deuxième champ magnétique (ou onde de radiofréquence).

## Perturbation de l'état d'équilibre : champ magnétique tournant ($\vec{B}_1$) ou onde RF

L'état d'équilibre que nous venons de décrire peut être perturbé par apport d'énergie par un champ (électro-)magnétique tournant $\vec{B}_1$ (seule la composante magnétique joue un rôle en

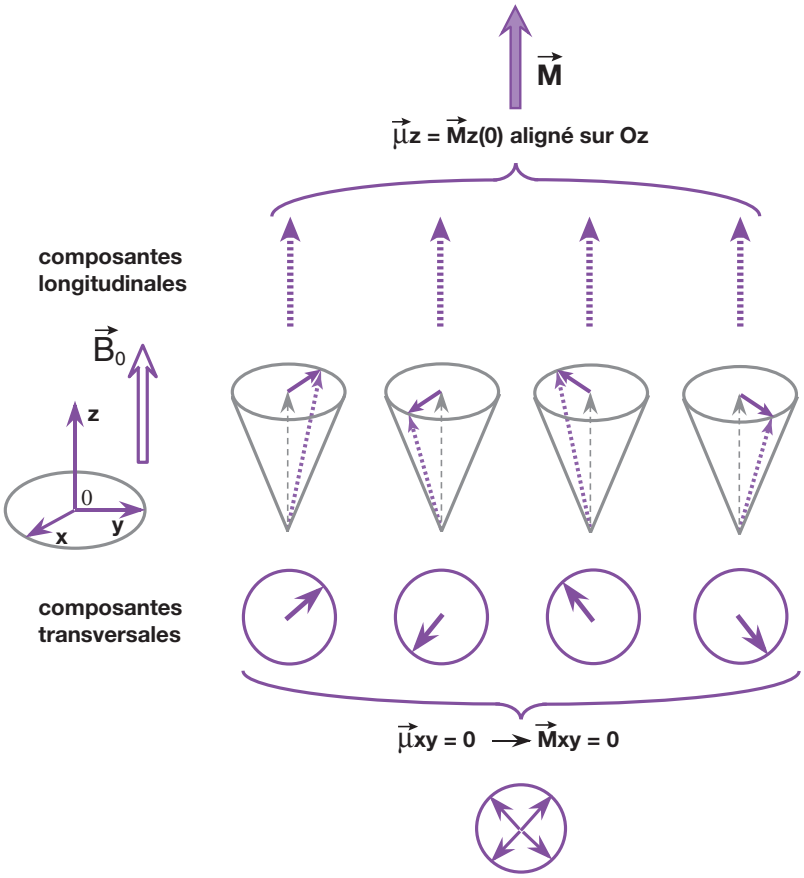



**Fig. 2-3.** À l'équilibre, les protons s'alignent selon $\vec{B}_0$, précessant autour de $\vec{B}_0$, avec un angle donné : ce qui fait apparaître une composante longitudinale $\vec{M}z$ (aimantation longitudinale notée $\vec{M}z_0$).
Mais il y a une «dispersion» des composantes transversales élémentaires (dans différentes directions = les protons sont déphasés) : il n'y a donc pas de composante transversale $\vec{M}xy$ résultante.

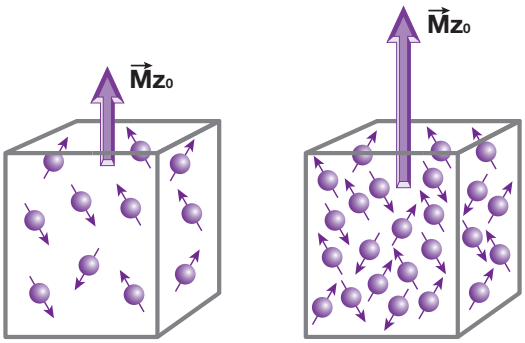



**Fig. 2-4.** $\vec{M}z_0$ croît avec la concentration en protons par unité de volume appelée densité de protons (*voir* également fig. 5-9).

IRM). $\vec{B}_1$ est appliqué dans le plan xOy selon Ox. Pour qu'il y ait transfert d'énergie à ce système en état d'équilibre, il faut que la *fréquence de rotation* $\omega_r$ du champ magnétique tournant soit *égale* (synchronisée) à la *fréquence de Larmor* $\omega_0 = \gamma B_0$ spécifique des protons dans le champ donné $\vec{B}_0$ : *on dit alors que les deux systèmes sont en résonance* ($\omega_r = \omega_0$). La fréquence de Larmor étant située dans le domaine de fréquence des ondes radiophoniques, le champ $\vec{B}_1$ est une onde (électromagnétique) de radiofréquence (onde RF)[2].

Qu'est-ce que le phénomène de «*résonance*» ? La condition de résonance est facile à comprendre par quelques exemples :

- une balançoire a une fréquence oscillatoire propre liée à sa longueur et sa charge. Pour pouvoir (efficacement) pousser un enfant (transfert d'énergie de l'adulte à l'enfant), il faut le faire avec une fréquence adaptée (en résonance ou égale) à la fréquence propre de la balançoire ;
- dans une vieille voiture, une pièce métallique peut se mettre à vibrer pour un régime donné du moteur : il y a résonance entre la fréquence

2 Pour créer un champ magnétique tournant (= onde RF), on fait passer un courant oscillant dans une bobine appelée antenne émettrice (voir fig. A-1, Annexe 3).

«vibratoire» de rotation du moteur et celle de la pièce métallique;

- dans une course à bicyclette, pour passer une gourde de jus de fruit (énergie) d'un cycliste à l'autre, il faut qu'à un moment donné les deux coureurs soient à la même vitesse (en résonance);
- citons encore l'exemple classique de la cantatrice brisant un verre de cristal (résonance entre la fréquence de la voix et celle du cristal) ou bien le pas rythmé d'une compagnie de soldats qui démolit le pont qu'elle traverse...

Revenons à nos protons; lorsque nous sommes à la condition de résonance :

1. $\omega_r = \omega_0$;
2. le vecteur macroscopique $\vec{M}$, tout en continuant à tourner (précesser) autour de $\vec{B}_0$ (Oz) à la fréquence angulaire $\omega_0 = \gamma B_0$;
3. va se mettre également à précesser autour de $\vec{B}_1$ (Ox) à la fréquence angulaire $\omega_1 = \gamma B_1$.

Il est nécessaire ici de préciser *qu'il ne faut pas confondre ces trois fréquences angulaires* :

- $\omega_r$ *fréquence de rotation* du champ magnétique *tournant* (doit être égale à $\omega_0$ = résonance !);
- $\omega_0$ *fréquence angulaire de précession* autour de (induit par) $\vec{B}_0$ (Oz);
- $\omega_1$ *fréquence angulaire de précession* autour de $\vec{B}_1$ (Ox).

Ce mouvement de double précession est difficile à (se) représenter dans l'espace. Nous allons tenter de l'expliciter à l'aide d'un robot (automate, ou encore d'un agent de la circulation à un carrefour : c'est plus facile à comprendre qu'à décrire !). Ce robot est debout, sur une plate-forme circulaire horizontale qui peut pivoter sur un axe vertical (fig. 2-5) (l'axe

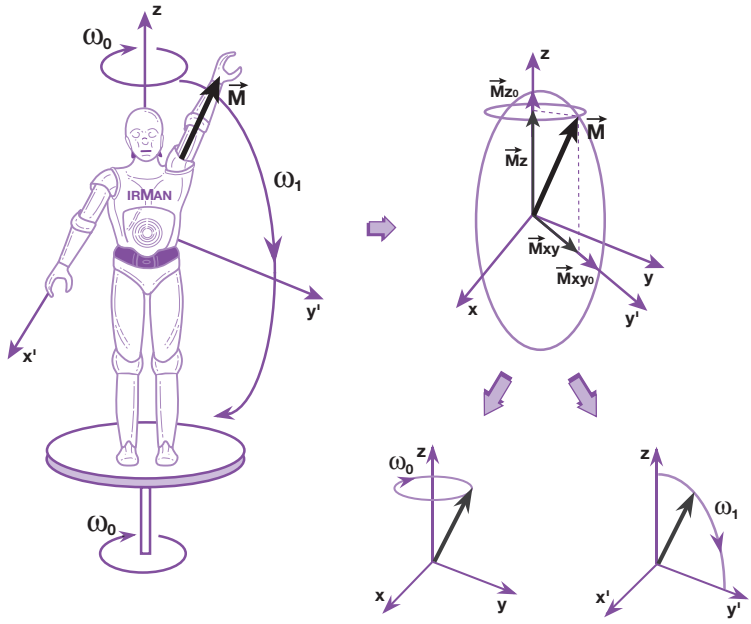



**Fig. 2-5.** Mouvement de double précession ($\omega_0$ et $\omega_1$) explicité à l'aide d'un robot.
Le robot est debout, sur une plate-forme circulaire horizontale qui peut pivoter sur un axe vertical (l'axe vertical pieds-tête est l'axe Oz). Ses deux bras sont tendus, le bras gauche vers le haut dans le prolongement de l'axe du corps (selon Oz) et le bras droit sur le côté perpendiculaire par rapport au corps (selon Ox′). Le robot tourne en permanence sur lui-même (autour d'Oz) et donc le bras gauche précesse à la fréquence angulaire «$\omega_0$» autour de $\vec{B}_0$. Son bras gauche (en haut) représente le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$. À chaque fois qu'il claque des doigts de la main droite (champ $\vec{B}_1$ appliqué selon Ox′), il abaisse devant lui le bras gauche (toujours tendu) vers le bas (dans le plan zOy′). Nous observons alors de l'extérieur une double précession que nous allons décomposer en ses deux «précessions élémentaires» :
1. d'une part lorsqu'il abaisse son bras gauche devant lui, ce bras (vecteur $\vec{M}$) tourne ou précesse autour du bras droit, c'est-à-dire autour de $\vec{B}_1$(Ox′) à la fréquence angulaire $\omega_1$ (nous devons utiliser Ox′ et non Ox car le bras droit tourne en permanence dans le plan xOy, il est fixe dans un référentiel «x′Oy′ tournant autour de $\vec{B}_0$ à la vitesse $\omega_0$» et $\vec{B}_1$ est bien appliqué selon Ox′ car «il tourne également autour de $\vec{B}_0$ à la vitesse $\omega_r$»);
2. d'autre part, le bras gauche précesse toujours à la fréquence angulaire «$\omega_0$» autour de $\vec{B}_0$ (Oz).

vertical pieds-tête est l'axe Oz). Ses deux bras sont tendus, le bras gauche vers le haut dans le prolongement de l'axe du corps (selon Oz) et le bras droit sur le côté perpendiculaire par rapport au corps (selon Ox′). Le robot tourne en permanence sur lui-même (autour d'Oz) et donc le bras gauche précesse à la fréquence angulaire $\omega_0$ autour de $\vec{B}_0$. Son bras gauche (en haut) représente le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$. À chaque fois qu'il claque des doigts de la main droite (champ $\vec{B}_1$ appliqué selon Ox′), il abaisse devant lui le bras gauche (toujours tendu) vers le bas (dans le plan zOy′). Nous observons alors de l'extérieur une double précession que nous allons décomposer en ses deux «précessions élémentaires» :

1. d'une part, lorsqu'il abaisse son bras gauche devant lui, ce bras (vecteur $\vec{M}$) tourne ou précesse autour du bras droit, c'est-à-dire autour de $\vec{B}_1$ (Ox′) à la fréquence angulaire $\omega_1$ (nous devons utiliser Ox′ et non Ox car le bras droit tourne en permanence dans le plan xOy ; il est fixe dans un référentiel «x′Oy′ tournant autour de $\vec{B}_0$ à la vitesse $\omega_0$» et $\vec{B}_1$ est bien appliqué selon Ox′ car «il tourne également autour de $\vec{B}_0$ à la vitesse $\omega_0$»);
2. d'autre part, le bras gauche précesse, par ailleurs, toujours à la fréquence angulaire $\omega_0$ autour de $\vec{B}_0$ (Oz). Dans ce mouvement complexe, l'extrémité du vecteur $\vec{M}$ (bras gauche) s'abaisse en décrivant une spirale sur une calotte sphérique du pôle Nord à l'équateur (puis si la descente du bras se poursuit, une seconde spirale jusqu'au pôle Sud). Ce mouvement est représenté sur la figure 2-6.

Pour simplifier ce mouvement complexe en spirale, nous allons nous affranchir d'une précession (fig. 2-7a) en nous mettant comme le robot dans le référentiel (x′Oy′) tournant à la fréquence angulaire «$\omega_0$» par rapport au repère fixe xOy (fig. 2-7b). Que voit le robot ? Un simple mouvement de bascule vers le bas du bras gauche ($\vec{M}$) devant lui (et la pièce qui tourne autour de lui !). Si nous nous mettons donc à tourner avec le robot sur la plate-forme circulaire horizontale, nous ne verrons également qu'un simple mouvement de bascule du haut vers le bas du bras gauche $\vec{M}$ autour du bras droit, c'est-à-dire autour de $\vec{B}_1$ (Ox) à la fréquence angulaire «$\omega_1$» : nous venons

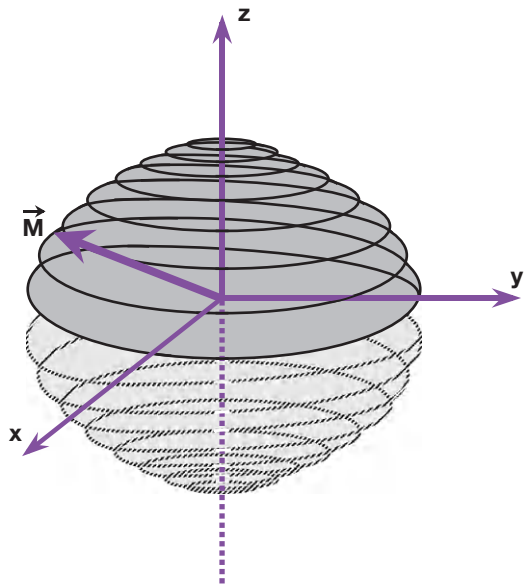



**Fig. 2-6.** Mouvement réel (complexe de double précession) décrit par l'extrémité du vecteur $\vec{M}$.
Ce dernier s'abaisse en décrivant une spirale sur une calotte sphérique du pôle Nord à l'équateur (annulation de la composante longitudinale et apparition d'une composante transversale) et, si le mouvement se poursuit, une seconde spirale jusqu'au pôle Sud (inversion de la composante longitudinale).

de nous affranchir du «premier» mouvement de précession ($\omega_0$) autour de $\vec{B}_0$ (Oz).

À partir de maintenant, nous utiliserons toujours cette approche «simplifiée» du phénomène qui est en fait une simple bascule ou *rotation* de $\vec{M}$ autour de $\vec{B}_1$ (autour de Ox′ dans le plan zOy′) (*voir* fig. 2-7). Lors de ce mouvement, il y a diminution de la composante *longitudinale* $\vec{M}z$ de l'aimantation et augmentation de la composante *transversale* $\vec{M}xy$ (cette dernière met également en jeu un rephasage des composantes transversales élémentaires, nous le reverrons plus loin). En pratique, le champ magnétique $\vec{B}_1$ ou onde RF n'est appliqué que pendant des périodes de durée très courte de quelques millisecondes (ms) (de telle sorte que $\vec{M}$ bascule d'un angle θ égal à 90° ou à 180°) : on parle d'«*impulsion* de RF» ou *excitation*. Dès lors nous pouvons également supprimer les symboles «primes» (Ox′ → Ox, et Oy′ → Oy) pour ne pas «alourdir» l'écriture (tout en sachant que nous sommes en fait toujours dans le plan – repère – tournant x′Oy′ et non dans le plan fixe xOy).

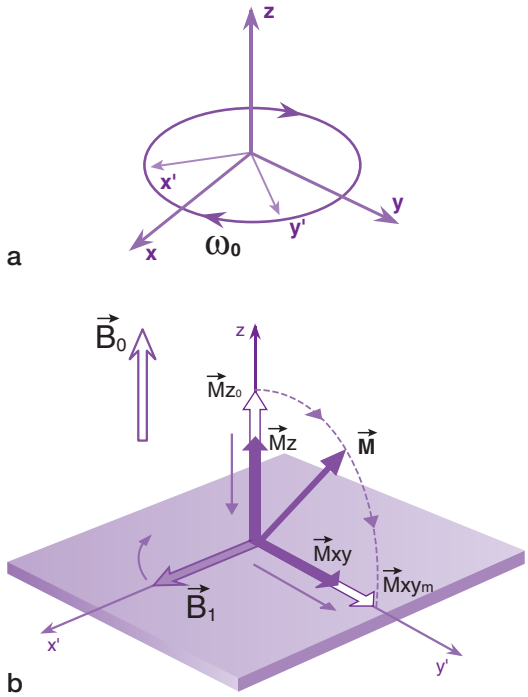



**Fig. 2-7.** En se mettant dans le référentiel (x′Oy′) tournant à la fréquence angulaire «$\omega_0$» par rapport au repère fixe xOy (a), on «supprime» le mouvement de précession ($\omega_0$) autour de $\vec{B}_0$ (Oz).
La conséquence d'une impulsion RF de 90° est une simple bascule ou rotation de $\vec{M}$ autour de $\vec{B}_1$ (b) avec diminution de la composante longitudinale $\vec{M}z$ (ou $\vec{M}_L$, L pour longitudinal) de l'aimantation ($\vec{M}z_0$ en début d'impulsion) et augmentation de la composante transversale $\vec{M}xy$ (ou $\vec{M}_T$, T pour transversal) de l'aimantation ($\vec{M}xy_m$ en fin d'impulsion).

Une *impulsion de 90°* (ou impulsion $\pi/2$) bascule $\vec{M}$ dans le plan xOy :

- avant l'impulsion RF, $\vec{M}$ est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{M}z_0$ (0 pour t = 0) ($\vec{M}xy = 0$);
- l'impulsion RF bascule $\vec{M}$ autour de $\vec{B}_1$ : $\omega_1 = \gamma B_1$ ($\vec{M}z$ diminue et $\vec{M}xy$ croît);
- à la fin d'une impulsion de 90°, le vecteur $\vec{M}$ est entièrement situé dans le plan xOy (à 90° d'Oz, selon Oy), son module (longueur) est égal à $\vec{M}z_0$, on l'appelle $\vec{M}xy_m$ (m pour maximal, les deux vecteurs sont appelés $\vec{M}_0$ car ils ont le même module (longueur) désigné par «$M_0$») (fig. 2-8a).

Une impulsion de 180° (ou impulsion $\pi$) inverse le vecteur d'aimantation $\vec{M}z_0$ :

- avant l'impulsion RF, $\vec{M}$ est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{M}z_0$ ($\vec{M}xy = 0$);
- l'impulsion RF bascule $\vec{M}$ autour de $\vec{B}_1$ : $\omega_1 = \gamma B_1$ ($\vec{M}z$ diminue et s'inverse);
- à la fin d'une impulsion de 180°, le vecteur $\vec{M}$ est entièrement inversé et aligné sur Oz, on l'appelle, fort logiquement-$\vec{M}z_0$ (fig. 2-8b).

La durée des impulsions de 90° et 180° peut être facilement déterminée : elle doit être respectivement de T/4 et T/2, où T est la *période* de l'impulsion (une période représente un tour complet de 360°); il faut donc appliquer l'impulsion RF *deux fois plus longtemps* pour une bascule de 180° par rapport à une bascule de 90°, ce qui est logique car la vitesse angulaire est constante (égale à $\omega_1$) (*voir* Annexe 4). Ainsi, lorsqu'on représente les impulsions RF sur un «chronogramme», permettant de visualiser les différents événements d'une «séquence d'impulsions» sur une échelle de temps, l'impulsion de 180° apparaît deux fois plus longue qu'une impulsion de 90° (fig. 2-8c)[3]. Dans la pratique, on agit plutôt sur l'intensité de $B_1$ que sur sa durée d'application : on peut alors représenter l'impulsion de 180° deux fois plus haute que celle de 90° (*voir* fig. 2-8c) (*voir* Annexe 4). Dans la suite de cet ouvrage, nous utiliserons indifféremment l'une ou l'autre de ces représentations dans les chronogrammes des séquences.

Dès la fin de l'*excitation* (impulsion RF), le vecteur $\vec{M}$ (tout en précessant autour de $\vec{B}_0$) va retourner à l'état d'équilibre avec *diminution rapide* de la composante transversale $\vec{M}xy$ et *repousse* progressive de la composante longitudinale $\vec{M}z$ : ce sont les phénomènes de *relaxation* pour lesquels il faudra considérer les composantes transversale et longitudinale bien *séparément*. Nous voyons dès lors qu'il y a deux «types» d'aimantation tissulaire : l'aimantation *longitudinale* $\vec{M}z$ et l'aimantation *transversale* $\vec{M}xy$ dont l'apparition et la disparition font en fait intervenir des *mécanismes très différents* comme nous allons le voir maintenant, avec l'approche du phénomène de la résonance magnétique par la mécanique quantique.

## Modèle quantique

Nous avons vu au Chapitre 1 que les protons (noyaux d'hydrogène) portent une charge positive. Une particule qui tourne sur elle-

3 L'angle $\theta$ de l'impulsion RF dépend de l'intensité de $B_1$ et de sa durée d'application t : $\theta = \gamma B_1 t$.

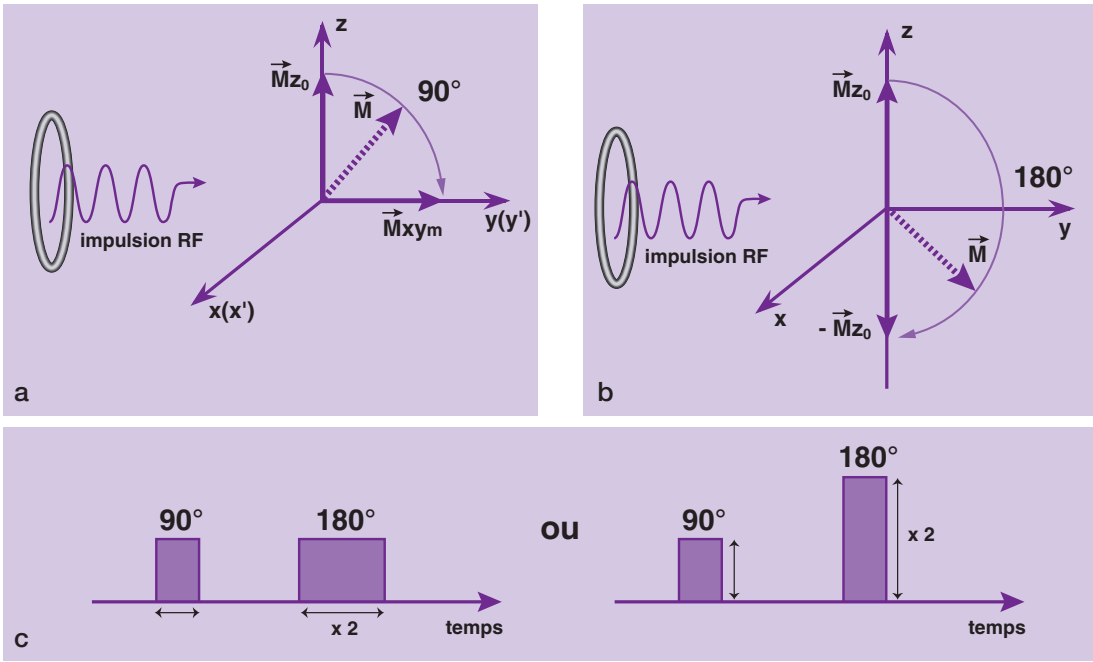



**Fig. 2-8.** Effet des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$.
Impulsion de 90° : bascule de $\vec{M}$ dans le plan xOy (a); impulsion de 180° inversion de $\vec{M}$ (b).
Pour obtenir une impulsion de 180°, on peut appliquer l'impulsion RF deux fois plus longtemps ou avec une «intensité» deux fois plus élevée. Ainsi, lorsqu'on représente ces impulsions RF sur un «chronogramme», permettant de visualiser les différents événements d'une «séquence d'impulsions» sur une échelle de temps, on peut représenter l'impulsion de 180° deux fois plus longue qu'une impulsion de 90°, ou deux fois plus haute (c).

même induit autour d'elle un *moment cinétique* ou «*spin*» aligné sur son axe de rotation représenté par un *vecteur* $\vec{S}$. Une *charge* qui tourne sur elle-même, comme le proton, induit de plus autour d'elle un champ magnétique appelé *moment magnétique* (lié au spin et également aligné sur son axe de rotation, *voir* Annexe 1), représenté par un *vecteur d'aimantation* $\vec{\mu}$. Le modèle quantique est important à envisager, car il permet une autre approche des mécanismes de la RMN qui sont, nous le verrons, indispensables à bien comprendre pour aborder par la suite les phénomènes de relaxation.

## Effet d'un champ magnétique $\vec{B}_0$ : état d'équilibre

Lorsqu'un proton est placé dans un champ magnétique $\vec{B}_0$, son moment cinétique ou spin (donc également son moment magnétique) ne peut avoir que *deux orientations* et *valeurs quantifiées* possibles : *parallèle* (état «*up*») et *antiparallèle* (état «*down*»). Les projections sur l'axe Oz du spin et du moment magnétique ont des valeurs connues (respectivement $S_z = \pm\ 1/2\hbar$ et $\mu_z = \pm\ 1/2\gamma\hbar$ où $\hbar$ (lire h barre = h/2π avec h = constante de Planck, *voir* Annexe 1).

Par convention, on dit que le proton a un *spin 1/2*.

Ces orientations correspondent en fait à deux niveaux d'énergie (les niveaux énergétiques sont séparés par le champ magnétique $\vec{B}_0$, fig. 2-9) :

- dans l'état «*up*», le proton possède l'énergie $E_1 = -\gamma\hbar B_0/2$ ;
- dans l'état «*down*», le proton possède l'énergie $E_2 = +\gamma\hbar B_0/2$.

L'énergie du proton «*down*» (*antiparallèle*) est plus élevée que l'énergie du proton «*up*» (*parallèle*)[4]. La différence des énergies

4 Attention! Ne pas confondre :
– dans l'état «*up*», le proton est sur le niveau de basse énergie $E_1$ orienté dans le sens de $\vec{B}_0$ (parallèle), c'est-à-dire vers le haut («*up*»);
– dans l'état «*down*», le proton est sur le niveau de haute énergie $E_2$ orienté dans le sens contraire de $\vec{B}_0$ (antiparallèle), c'est-à-dire vers le bas («*down*»).

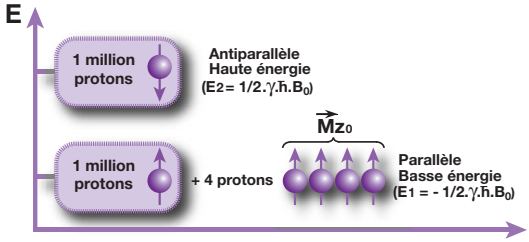



**Fig. 2-9.** Placés dans un champ magnétique $\vec{B}_0$, les protons ne peuvent avoir que deux orientations et valeurs quantifiées possibles : parallèle (état «*up*» : énergie $E_1 = -\gamma\hbar B_0/2$) et antiparallèle (état «*down*» énergie $E_2 = +\gamma\hbar B_0/2$).
Si l'échantillon considéré contient 2 millions (+ 4) protons, soumis à $\vec{B}_0$, ils vont se répartir en deux populations de 1 million de protons antiparallèles (niveau de haute énergie $E_2$) et 1 million + 4 protons parallèles (niveau de basse énergie $E_1$). Ce sont ces 4 protons parallèles en excès (surnombre) qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ ($\vec{M}z_0$ à l'équilibre).

$\Delta E = E_1 - E_2$ est proportionnelle à $B_0$ ($\Delta E = \gamma\hbar B_0$). Elle est trois fois plus élevée dans un champ de 1,5 Tesla par rapport à un champ de 0,5 Tesla (fig. 2-10).

Lorsqu'une population de protons (échantillon tissulaire) est soumise à un champ magnétique $\vec{B}_0$, elle va se répartir en deux populations à peu près équivalentes de protons *parallèles* (état «*up*», énergie $E_1$) et *antiparallèles* (état «*down*», énergie $E_2$) (*voir* Annexe 5).

En fait, nous l'avons déjà vu, *il y a un peu plus de protons parallèles* à $\vec{B}_0$ (sur le niveau de basse énergie) : à 0,5 Tesla et à température corporelle, elle est de 2 par million. Si l'échantillon considéré contient 2 millions (+ 4) protons, soumis à $\vec{B}_0$, ils vont se répartir en deux populations de 1 million de protons antiparallèles (niveau de haute énergie $E_2$) et 1 million + *4 protons* parallèles (niveau de basse énergie $E_1$) (*voir* fig. 2-9). Ce sont ces *4 protons* parallèles en excès (surnombre) qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation *macroscopique* $\vec{M}$. *À l'équilibre*, ce vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ est aligné sur $\vec{B}_0$ selon Oz, sans composante *transversale* dans le plan xOy perpendiculaire à Oz (*sans aimantation transversale*). En effet (*voir* fig. 2-3), les protons s'alignent selon $\vec{B}_0$, précessant autour de $\vec{B}_0$ avec un angle donné : ce qui fait apparaître une composante longitudinale $\vec{M}z$ (*aimantation longitudinale*); à l'équilibre, on l'appelle $\vec{M}z_0$. De plus, il y a une «dispersion» des composantes transversales élémentaires dans différentes directions car les protons sont *déphasés* : il n'y a pas de composante transversale $\vec{M}xy$ résultante (à l'équilibre, il y a seulement une composante longitudinale $\vec{M}z_0$). Nous verrons au chapitre suivant que ce déphasage des protons est lié à l'environnement moléculaire induisant de petits champs magnétiques locaux qui vont légèrement modifier la fréquence de précession $\omega_0$ des protons. En fait, l'état d'équilibre que nous venons de décrire, avec ses deux populations de spins est un état d'équilibre thermique qui maintient en permanence une transition (à nombre égal) entre les deux niveaux d'énergie, tout en conservant le même nombre de protons parallèles en excès à champ magnétique constant. En effet, tout comme la différence des énergies $\Delta E$, le nombre de protons en excès est proportionnel à $\vec{B}_0$, ce qui entraîne la croissance correspondante de $\vec{M}z_0$ : à 1,5 Tesla, le nombre de protons parallèles en excès est trois fois plus important que dans un champ de 0,5 Tesla (fig. 2-11).

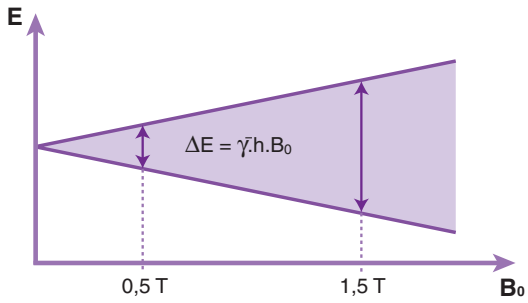



**Fig. 2-10.** La différence des énergies $\Delta E = E_1 - E_2$ est proportionnelle à $\vec{B}_0$ ($\Delta E = \gamma\hbar B_0$).
Elle est trois fois plus élevée dans un champ de 1,5 Tesla par rapport à un champ de 0,5 Tesla.

## Effet d'une onde électromagnétique (onde RF ou champ magnétique $\vec{B}_1$) : transition du niveau $E_1$ à $E_2$

La différence d'énergie entre les deux niveaux est $\Delta E = E_1 - E_2$. En fournissant, par une onde électromagnétique, une quantité d'énergie exactement égale à $\Delta E$, il est possible d'induire

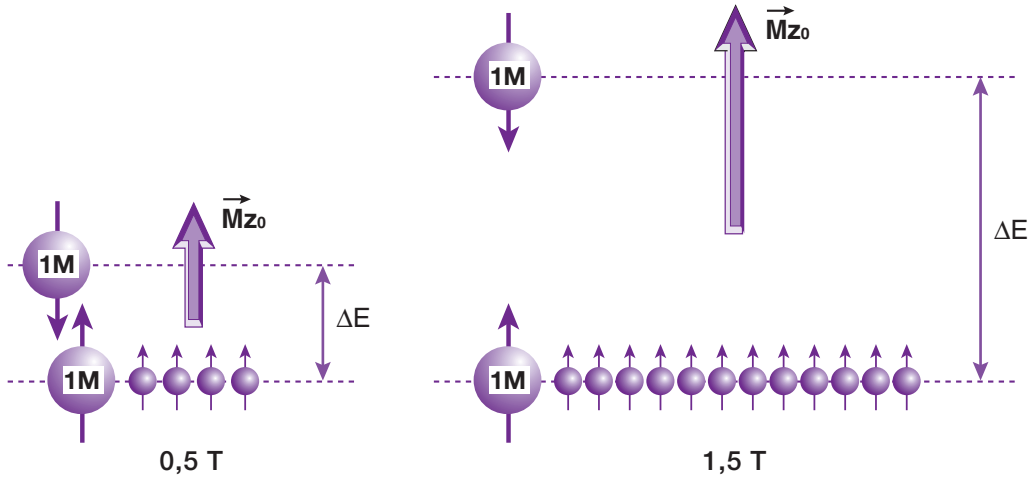



**Fig. 2-11.** Le nombre de protons parallèles en excès est proportionnel à $\vec{B}_0$ (il est trois fois plus important dans un champ de 1,5 Tesla par rapport à un champ de 0,5 Tesla), ce qui entraîne une croissance correspondante de $\vec{M}z_0$.

des transitions du niveau $E_1$ à $E_2$ (fig. 2-12) et donc de modifier l'orientation de $\vec{M}$ (fig. 2-13). Par ailleurs, l'énergie E d'une onde électromagnétique est directement proportionnelle à sa fréquence :

$$E = h\nu_r$$

Il faut donc que $E = \Delta E$; on montre facilement que la fréquence de l'onde doit alors satisfaire à:

$$\nu_r = \nu_0$$

ou

$$\omega_r = \omega_0 (= \gamma B_0)$$

(*voir* Annexe 6).

Nous voyons qu'il a ainsi une cohérence entre les deux approches, classique et quantique, puisque cette condition $\omega_r = \omega_0$ est la condition de *résonance*, où la *pulsation* $\omega_r$ de l'onde RF (électromagnétique) ou, ce qui revient au même, la *fréquence de rotation* $\omega_r$ du champ magnétique tournant $\vec{B}_1$ doit être égale à la *fréquence de Larmor* $\omega_0$ (fréquence angulaire de précession des protons autour de $\vec{B}_0$, selon Oz). Nous avons vu que l'onde RF n'est appliquée que pendant de courtes périodes; on parle alors d'« *impulsion* de RF » ou *excitation*.

Au cours de l'application de l'impulsion RF (*voir* fig. 2-12 et fig. 2-15), il va y avoir *transition* (transfert) de protons du niveau de basse énergie $E_1$ vers le niveau de haute énergie $E_2$

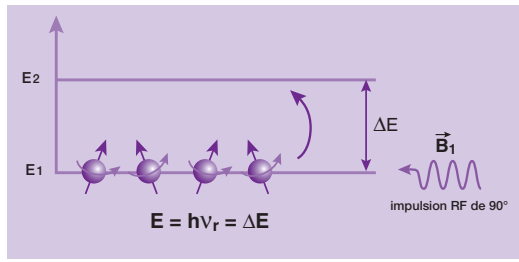



**Fig. 2-12.** L'impulsion RF d'énergie $E = h\nu r = \Delta E$ (résonance) provoque des transitions du niveau de basse énergie $E_1$ (parallèles) sur le niveau de haute énergie $E_2$ (antiparallèles).

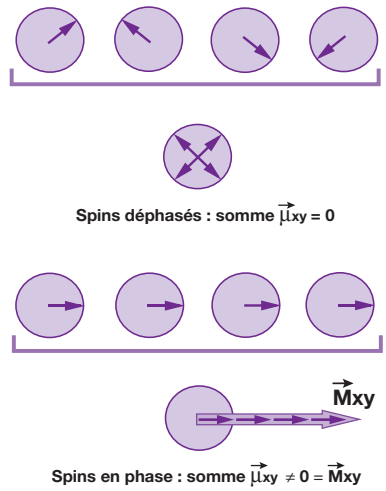



**Fig. 2-13.** La mise en phase des spins les uns par rapport aux autres fait apparaître une composante transversale de l'aimantation (on dit qu'il y a rephasage des spins ou protons).

(les protons parallèles s'orientent en antiparallèles). Lorsque la moitié des protons en «surnombre» est passée du niveau E1 au niveau E2, il y a *égalisation* des populations sur les deux niveaux d'énergie (autant de protons parallèles qu'antiparallèles) : il n'y a plus de composante longitudinale de $\vec{M}$ (*impulsion de 90°*). Lorsque tous les protons en «surnombre» sont passés du niveau E1 au niveau E2 (tous orientés en antiparallèles), il y a *inversion* de la composante longitudinale de $\vec{M} = -\vec{M}z_0$ (*impulsion de 180°*). Nous voyons par ce mécanisme comment disparaît et s'inverse la composante longitudinale de $\vec{M}$, mais non pas comment apparaît la composante transversale de $\vec{M}$.

En fait, lorsque les protons changent de niveau d'énergie, c'est-à-dire *s'orientent en antiparallèles*, ils le font en *se mettant en phase* les uns par rapport aux autres, ce qui fait apparaître une composante transversale de l'aimantation (on dit qu'il y a *rephasage des spins* ou protons) (*voir* fig. 2-3 et 2-13).

Au total, l'impulsion RF, par *deux mécanismes* bien distincts mais simultanés (*transition* sur le niveau de haute énergie et mise en phase des protons), va jouer sur la composante *longitudinale* et la composante *transversale* de $\vec{M}$.

Reprenons l'explication avec l'exemple de 4 protons en excès (*voir* fig. 2-14) :

- avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation *macroscopique* $\vec{M}$ aligné sur $\vec{B}_0$, sans composante *transversale* car les protons sont *déphasés* : $\vec{M}$ est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{M}z_0$ ($\vec{M}xy = 0$);

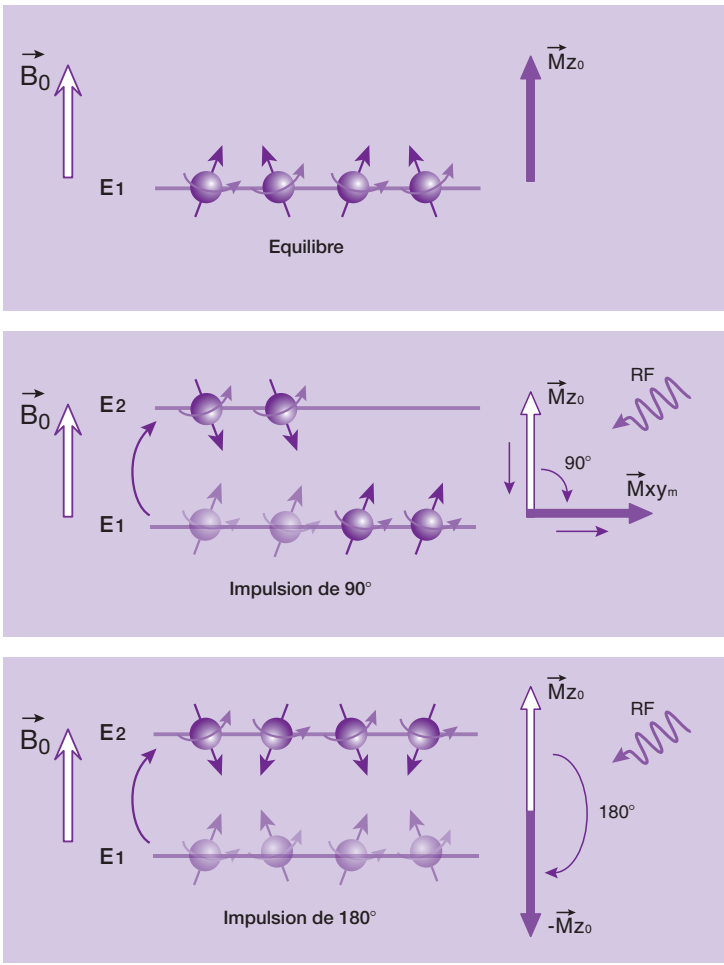



**Fig. 2-14.** Effet des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$.
(a) Avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ aligné sur $\vec{B}_0$, sans composante transversale car les protons sont déphasés : $\vec{M}$ est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{M}z_0$ ($\vec{M}xy = 0$).
(b) L'impulsion RF provoque des transitions : E1 → E2 (parallèles → antiparallèles) et un rephasage des protons ($\vec{M}z$ diminue et $\vec{M}xy$ croît). Lorsque deux des protons en «surnombre» sont passés du niveau E1 au niveau E2, il y a égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie; il n'y a plus de composante longitudinale de $\vec{M}$ ($\vec{M}z = 0$) et $\vec{M}xy$ est maximal ($\vec{M}xy_m$) : impulsion de 90°.
(c) Lorsque les 4 protons en «surnombre» sont passés du niveau E1 au niveau E2, il y a inversion des protons (en «excès») sur les niveaux d'énergie, d'où inversion de la composante longitudinale de $\vec{M} = -\vec{M}z_0$ : impulsion de 180°.

- l'impulsion RF provoque des *transitions* E1 → E2 (parallèles → antiparallèles) et un *rephasage* des protons ($\vec{M}z$ diminue et $\vec{M}xy$ croît);
- lorsque deux des protons en «surnombre» sont passés du niveau E1 au niveau E2, il y a *égalisation* des populations sur les deux niveaux d'énergie; il n'y a plus de composante longitudinale de $\vec{M}$ ($\vec{M}z = 0$) et $\vec{M}xy$ est *maximal* ($\vec{M}xy_m$) : *impulsion de 90°*;
- lorsque les 4 protons en «surnombre» sont passés du niveau E1 au niveau E2, il y a *inversion* des protons («en excès») sur les niveaux d'énergie, d'où inversion de la composante longitudinale de $\vec{M} = -\vec{M}z_0$ : *impulsion de 180°*.

Pour bien fixer les idées, les phénomènes de transition et de rephasage des spins, pour une impulsion de 90°, ont été schématisés sur la figure 2-15.

*Dès la fin de l'excitation* (impulsion RF) s'effectue le retour à l'état d'équilibre, se traduisant par les phénomènes inverses : *déphasage* rapide des spins ($\vec{M}xy$ décroît rapidement) et progressivement *transitions* inverses E2 → E1 (antiparallèles → parallèles : $\vec{M}z$ repousse progressivement). Ce sont les phénomènes de *relaxation*, pour lesquels cette approche bien séparée concernant l'apparition/disparition des composantes transversale et longitudinale (que décrit le modèle quantique) est indispensable.

Nous retrouvons les deux «types» d'aimantation tissulaire : l'*aimantation longitudinale* $\vec{M}z$ ($\vec{M}_L$) et l'*aimantation transversale* $\vec{M}xy$ ($\vec{M}_T$) dont l'apparition et la disparition font, de fait, intervenir des *mécanismes très différents*.

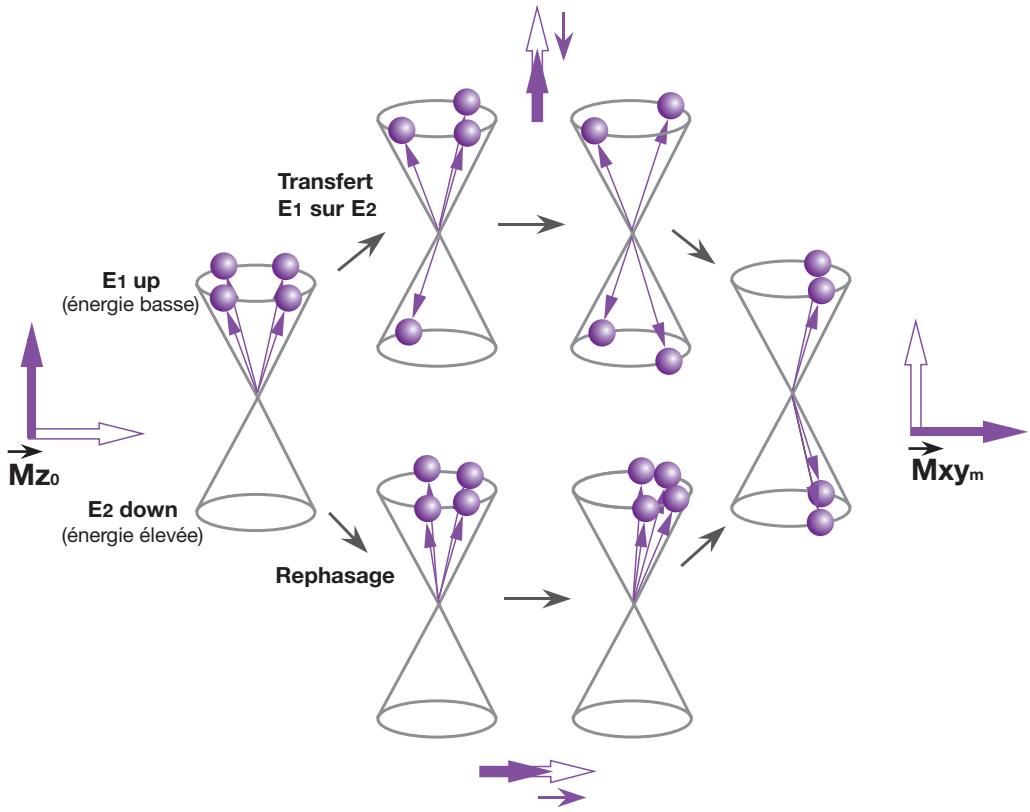



**Fig. 2-15.** Approche schématique des phénomènes de transition et de rephasage des spins pour une impulsion de 90°.
Avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre : $\vec{M}$ est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{M}z_0$ ($\vec{M}xy = 0$).
L'impulsion RF provoque des transitions de E1 vers E2 (parallèles → antiparallèles) : $\vec{M}z$ diminue et on a un rephasage des protons : $\vec{M}xy$ croît.
À la fin de l'impulsion RF de 90°, il n'y a plus de composante longitudinale de $\vec{M}$ ($\vec{M}z = 0$) et $\vec{M}xy$ est maximal ($\vec{M}xy_m$).

## À retenir

- RMN = étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques : un champ magnétique statique fixe élevé ($\vec{B}_0$) et un champ électromagnétique tournant ($\vec{B}_1$).
- «Équivalence» entre noyau d'hydrogène, proton ou spin.
- Fréquence (angulaire) de précession (autour d'un champ magnétique $\vec{B}_0$, $\vec{B}_1$, etc.).
- Fréquence circulaire = fréquence angulaire = vitesse circulaire = vitesse angulaire = pulsation.
- Fréquence (angulaire) de Larmor $\omega_0$ : fréquence (angulaire) de précession autour du champ $\vec{B}_0$ avec $\omega_0 = \gamma B_0$.
- Onde électromagnétique = onde RF = champ magnétique tournant $\vec{B}_1$ = champ magnétique RF.
- $\vec{B}_0$ : état d'équilibre, protons en «excès» à l'origine de la formation du vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$, aligné dans le sens de $\vec{B}_0$ ($\vec{M}z_0$).
- $\vec{B}_1$ : avec $\omega_r = \omega_0$ (condition de résonance), perturbation de l'état d'équilibre, bascule de $\vec{M}$ autour de $\vec{B}_1$ ($\omega_1 = \gamma B_1$) d'Oz dans le plan xOy (pour une impulsion de 90°).
- Deux mécanismes en jeu : 1) l'apport d'énergie (excitation) par l'impulsion RF de 90° entraîne, par égalisation des protons sur les deux niveaux d'énergie, une disparition de la composante longitudinale $\vec{M}z$; et 2) par la mise en phase des spins une apparition d'une composante transversale $\vec{M}xy$ de l'aimantation (maximale et égale à $\vec{M}xy_m$ en fin d'impulsion).
- L'impulsion RF de 180° entraîne, par inversion des protons sur les niveaux d'énergie, une inversion de $\vec{M}z = -\vec{M}z_0$.
- Il faut appliquer l'impulsion RF deux fois plus longtemps pour une bascule de 180° par rapport à une bascule de 90° (vitesse angulaire constante !).
- Deux «types» d'aimantation tissulaire : l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ ($\vec{M}_L$) et l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ ($\vec{M}_T$) dont l'apparition et la disparition font intervenir des mécanismes très différents.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 3

# Les phénomènes de relaxation

B. Kastler

Nous avons vu au chapitre précédent que lorsqu'un échantillon tissulaire est soumis à un champ magnétique $\vec{B}_0$, un état d'équilibre apparaît avec une composante longitudinale $\vec{M}z_0$ de l'aimantation tissulaire (fig. 3-1). Un apport d'énergie (excitation) par une onde RF (impulsion de 90°) dont la fréquence est égale à la fréquence de Larmor (condition de résonance) entraîne, par égalisation des protons sur les deux niveaux d'énergie et mise en phase des spins, respectivement une disparition de la composante longitudinale $\vec{M}z$ et une apparition d'une composante transversale $\vec{M}xy$ de l'aimantation (maximale et égale à $\vec{M}xy_m$ en fin d'impulsion). Cet état est instable et, dès la fin de l'excitation, il va y avoir retour

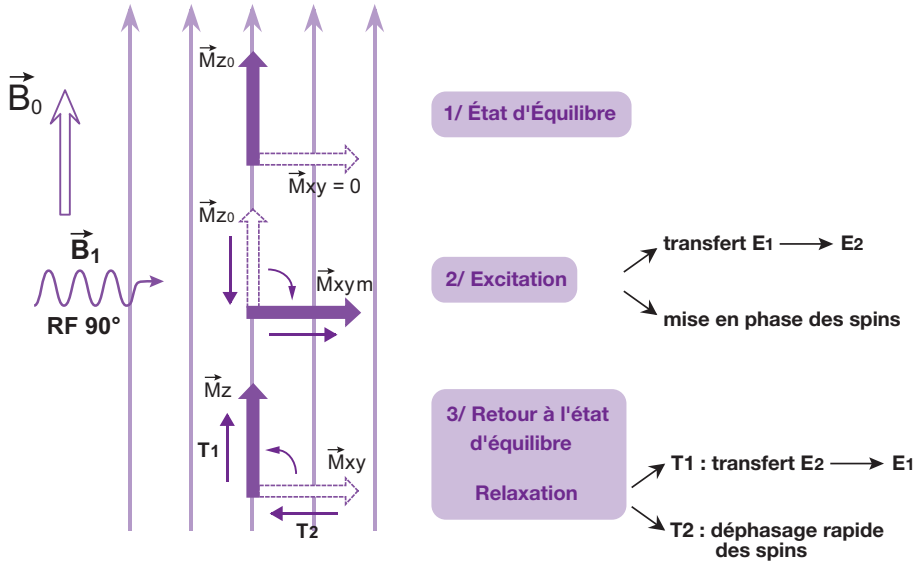



**Fig. 3-1.** Interactions entre l'onde de radiofréquence et les protons placés dans le champ $\vec{B}_0$.
1. Soumis au champ magnétique $\vec{B}_0$, un état d'équilibre apparaît avec une composante longitudinale $\vec{M}z_0$ de l'aimantation tissulaire.
2. Un apport d'énergie (excitation) par une impulsion RF de 90° entraîne, par égalisation des protons sur les deux niveaux d'énergie et mise en phase des spins, respectivement une disparition de la composante longitudinale $\vec{M}z$ et une apparition d'une composante transversale $\vec{M}xy$ de l'aimantation (maximale et égale à $\vec{M}xy_m$ en fin d'impulsion).
3. Cet état est instable et, dès la fin de l'excitation, il va y avoir retour à l'état d'équilibre (stable) au cours duquel les phénomènes inverses vont avoir lieu. D'une part progressivement transitions inverses $E_2$ sur $E_1$ (antiparallèles → parallèles), l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ repousse progressivement : phénomène de relaxation $T_1$. D'autre part, déphasage rapide des spins, l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ décroît rapidement : phénomène de relaxation $T_2$.


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

à l'état d'équilibre (stable) au cours duquel les phénomènes inverses vont avoir lieu. D'une part, progressivement, par *transitions* inverses $E_2 \rightarrow E_1$ (antiparallèles → parallèles), l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ repousse progressivement (*relaxation* $T_1$). D'autre part, par *déphasage* rapide des spins, l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ décroît rapidement (*relaxation* $T_2$).

Pour bien comprendre les mécanismes de la relaxation $T_1$ et $T_2$, il est nécessaire de bien «séparer dans votre esprit», comme nous venons de le voir au chapitre 2 (modèle quantique), les phénomènes concernant l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ et l'aimantation transversale $\vec{M}xy$.

C'est par la «relaxation» des protons que le phénomène de RMN devient *observable*.

## Notion d'aimantation longitudinale et transversale

Il apparaît ainsi clairement *deux «types» d'aimantation tissulaire* : l'aimantation *longitudinale* $\vec{M}z$ (où $\vec{M}_L$ parallèle à $\vec{B}_0$, concerne le $T_1$) et l'aimantation *transversale* $\vec{M}xy$ (où $\vec{M}_T$ perpendiculaire à $\vec{B}_0$, concerne le $T_2$) (fig. 3-2). L'apparition et la disparition de ces deux types d'aimantation font en fait intervenir des *mécanismes très différents* :

- pour $\vec{M}z$ : transition des protons entre les niveaux d'énergie $E_1$ vers $E_2$ (parallèles → antiparallèles) et inversement de $E_2$ vers $E_1$ ;
- pour $\vec{M}xy$ : mise en phase (et déphasage) des spins.

## Relaxation longitudinale ou $T_1$

L'excitation par l'impulsion RF de 90° (apport d'énergie) a pour conséquence de faire disparaître la composante longitudinale $\vec{M}z$ du vecteur d'aimantation tissulaire $\vec{M}$ par égalisation des spins sur les deux niveaux d'énergie (absorption d'énergie : transfert de la moitié des spins en excès du niveau $E_1$ sur $E_2$). Cet état est instable et, dès l'arrêt de l'impulsion RF, il va y avoir retour à l'état d'équilibre (stable) au cours duquel les phénomènes inverses vont avoir lieu : il y a progressivement transitions inverses du niveau $E_2$ sur $E_1$ (antiparallèles → parallèles).

L'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ repousse ainsi progressivement (fig. 3-3 ; *voir* également figure 2-15 et chapitre 2) : c'est la relaxation longitudinale. On l'appelle également relaxation spin-réseau car ce phénomène s'accompagne, lors du retour des protons du niveau de haute énergie $E_2$ sur le niveau de basse énergie $E_1$, d'une émission d'énergie (restitution de l'énergie absorbée lors de l'excitation) par interaction (échange thermique)

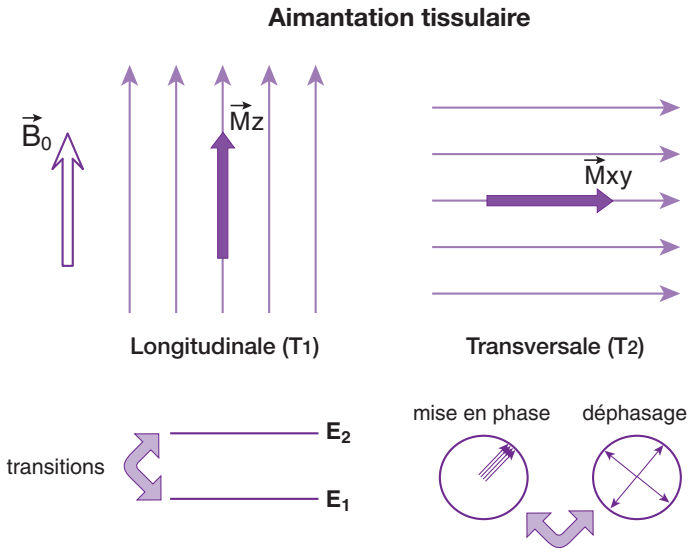



**Fig. 3-2.** Illustration des deux «types» d'aimantation tissulaire : l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ parallèle à $\vec{B}_0$ (concerne le $T_1$) et l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ perpendiculaire à $\vec{B}_0$ (concerne le $T_2$), dont l'apparition et la disparition font en fait intervenir des mécanismes bien distincts.
Pour $\vec{M}z$ : transition des protons entre les niveaux d'énergie $E_1$ vers $E_2$ (parallèles → antiparallèles) et inversement de $E_2$ vers $E_1$.
Pour $\vec{M}xy$ : mise en phase (et déphasage) des spins.

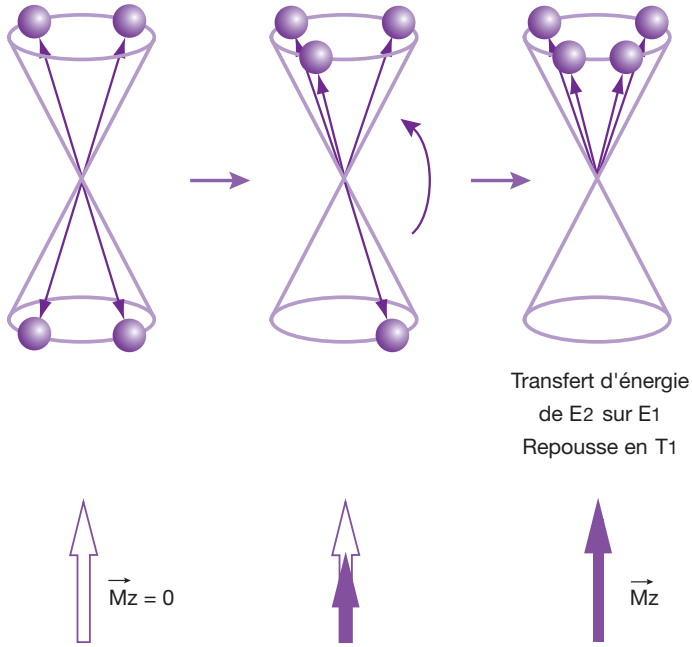



**Fig. 3-3.** Dès l'arrêt de l'impulsion RF, commence le retour à l'état d'équilibre (stable) au cours duquel les phénomènes inverses vont avoir lieu.
Il y a progressivement transitions du niveau E2 sur E1 (antiparallèles → parallèles). L'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ repousse progressivement.

avec le milieu moléculaire environnant ou réseau[1]. On l'appelle également relaxation T1 car la repousse (récupération) de l'aimantation longitudinale se fait selon une exponentielle croissante où la constante de temps T1 (exprimée en millisecondes) est caractéristique d'un tissu donné : elle correspond à 63 % de repousse. En 2 T1, la repousse est de 87 %, en 3 T1 elle est presque totale : 95 % (en 4 T1 repousse = 98 %) (*voir* annexes 7 et 8 et fig. 3-4). Le T1 caractérise ainsi la relaxation longitudinale d'un tissu. Celle-ci est d'autant plus rapide que le T1 est court (c'est-à-dire plus le T1 est court, plus l'aimantation longitudinale repousse rapidement) ou, inversement, d'autant plus lente que le T1 est long. L'ordre de grandeur pour le T1 des tissus biologiques est de 500 ms à 1 000 ms. Le T1 varie avec la structure moléculaire ainsi que l'état solide ou liquide de la matière. Il est plus long dans les liquides par rapport aux solides; il est court dans les tissus graisseux.

En effet, dans les milieux biologiques (réseaux), les molécules sont soumises, en permanence, à des mouvements de translation, rotation et collision (mouvements browniens) qui peuvent être caractérisés par la *fréquence des collisions moléculaires* $\nu_c$. La relaxation spin-réseau (absorption d'énergie par le réseau) est d'autant plus efficace que la fréquence des collisions moléculaires $\nu_c$ est proche de la fréquence de résonance de Larmor $\nu_0$. Cela est somme toute logique : pour céder de l'énergie aux protons par l'onde RF (transitions E1 sur E2), il faut être à la condition de résonance

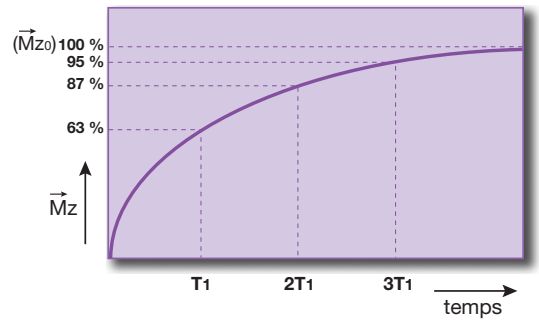



**Fig. 3-4.** Courbe exponentielle de repousse de l'aimantation longitudinale en fonction du T1.
Le T1 est caractéristique d'un tissu donné; il correspond à 63 % de repousse. En 2 T1 la repousse est de 87 %, en 3 T1 la repousse est presque totale : 95 % (en 4 T1 repousse = 98 %).

1 Le mot réseau est employé car, à ses débuts, la RMN a été utilisée pour étudier des molécules dans un réseau cristallin. Par la suite, le terme réseau a été gardé pour décrire le milieu moléculaire environnant.

$\nu_r = \nu_0$). Ainsi, pour que les protons cèdent leur énergie au milieu biologique environnant, il faut que la fréquence spontanée $\nu_0$ (fréquence de Larmor) des protons dans le champ $\vec{B}_0$ soit proche de $\nu_c$ (fig. 3-5). *Rappelez-vous l'exemple des cyclistes : repasser ou rendre la gourde (restitution de l'énergie) est plus facile si les deux coureurs sont à la même vitesse (fréquence).* Lorsque cette condition est remplie, les protons qui changent de niveau d'énergie peuvent facilement céder de l'énergie (restitution de l'énergie absorbée lors de l'excitation) au milieu biologique environnant. Les tissus graisseux (grosses molécules dont les mouvements moléculaires sont assez lents) remplissent cette condition : le T1 de la graisse est court. À l'inverse, pour les protons dans l'eau pure (petites molécules dont les mouvements moléculaires sont rapides = *eau libre*), $\nu_c$ n'est pas proche de $\nu_0$ ($\nu_c > \nu_0$) : le T1 des liquides est long. Il est d'autant plus long qu'il s'agit d'un liquide pur (LCR), alors que la présence de protéines (grosses molécules = *eau liée*) dans un liquide raccourcit le T1. De même, l'inflation hydrique au sein d'un tissu (tumeur, œdème, infarctus) allongera le T1. À l'autre extrême, dans la glace par exemple, en raison de sa structure cristalline, les mouvements moléculaires sont extrêmement lents ($\nu_c < \nu_0$), ce qui provoque également un T1 long (*voir* fig. 3-5).

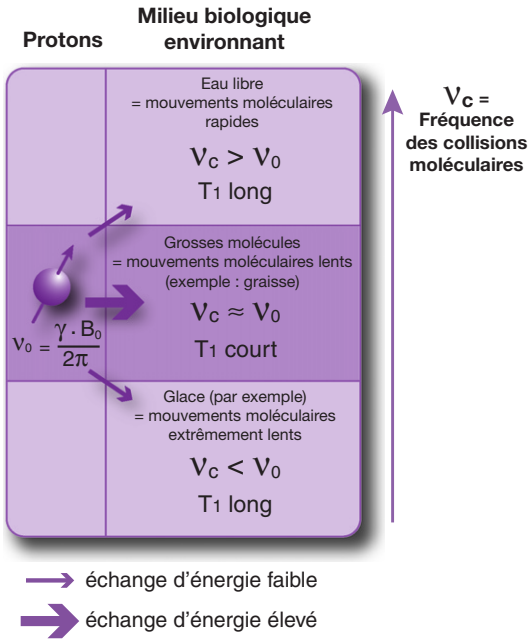



**Fig. 3-5.** Relaxation spin-réseau.
Dans les milieux biologiques (réseaux), les molécules sont soumises, en permanence, à des mouvements de translation, rotation et collision (mouvements browniens) qui peuvent être caractérisés par la fréquence des collisions moléculaires $\nu_c$.
La relaxation spin-réseau (absorption d'énergie par le réseau) est d'autant plus efficace que la fréquence des collisions moléculaires $\nu_c$ est proche de la fréquence de résonance de Larmor $\nu_0$, ce qui conduit à un raccourcissement du T1 (échange d'énergie élevé).
À l'inverse, pour les protons dans l'eau pure (petites molécules dont les mouvements moléculaires sont rapides = eau libre), $\nu_c$ n'est pas proche de $\nu_0$ ($\nu_c > \nu_0$) : le T1 des liquides est long (échange d'énergie faible). Le résultat est le même lorsque les mouvements moléculaires sont extrêmement lents ($\nu_c < \nu_0$), ce qui provoque également un T1 long (comme dans la glace, par exemple).

Lorsque l'intensité de $\vec{B}_0$ augmente (d'où augmentation de $\nu_0$), le nombre de protons en condition de résonance diminue (en effet, $\nu_c$ ne change pas), ce qui entraîne un allongement du T1. Pour des protons de molécules à mobilité élevée (liquides), le T1 est, de toute façon, long. Les valeurs de T1 sont donc proportionnelles à $\vec{B}_0$.

Ces différences en T1 vont être mises à profit en imagerie (en séquences dites pondérées en T1).

## Relaxation transversale ou T2

L'excitation par l'impulsion RF de 90° a pour conséquence, nous l'avons vu au chapitre précédent, de faire apparaître une composante transversale $\vec{M}xy$ du vecteur d'aimantation tissulaire $\vec{M}$ par *rephasage* des protons ou «spins» (mise en phase des composantes transversales des moments microscopiques élémentaires $\vec{\mu}$). Dès l'arrêt de l'impulsion RF aura lieu le phénomène inverse, c'est-à-dire un rapide *déphasage* des protons («dispersion» rapide des composantes transversales élémentaires dans différentes directions; on utilise également le terme *perte de cohérence* de phase des protons ou «spins»). L'aimantation transversale $\vec{M}xy$ décroît (et s'annule) rapidement (fig. 3-6; *voir* également la figure 2-15, chapitre 2) : c'est la *relaxation transversale*. On l'appelle également *relaxation spin-spin* car ce phénomène est la conséquence d'une interaction des protons

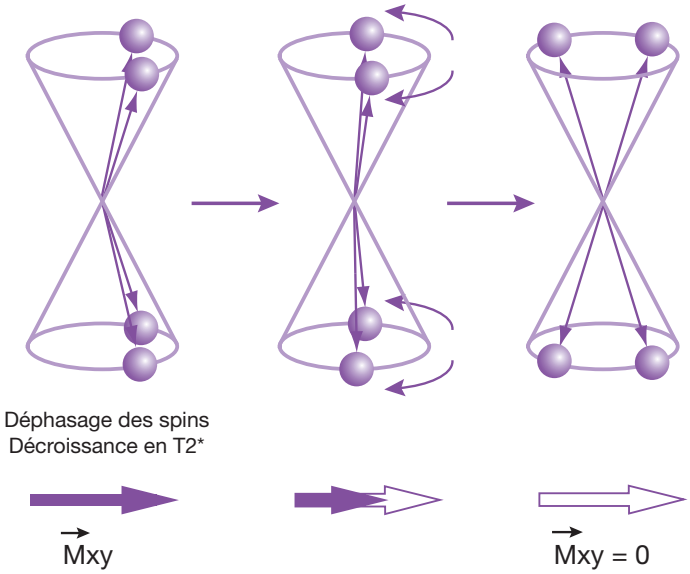



**Fig. 3-6.** Dès l'arrêt de l'impulsion RF, les protons vont rapidement se déphaser : «dispersion» rapide des composantes transversales élémentaires dans différentes directions (on utilise également le terme perte de cohérence de phase des protons ou «spins»). L'aimantation transversale $\vec{M}xy$ décroît (et s'annule) rapidement.

(«spins») entre eux. Les protons évoluent en effet dans des environnements moléculaires différents, où de petits champs magnétiques locaux vont se superposer (s'ajouter ou se retrancher) au champ magnétique principal $\vec{B}_0$; on parle d'inhomogénéités de champ d'origine moléculaire (fig. 3-7). De ce fait, les protons précessent donc spontanément à des vitesses (angulaires) légèrement différentes

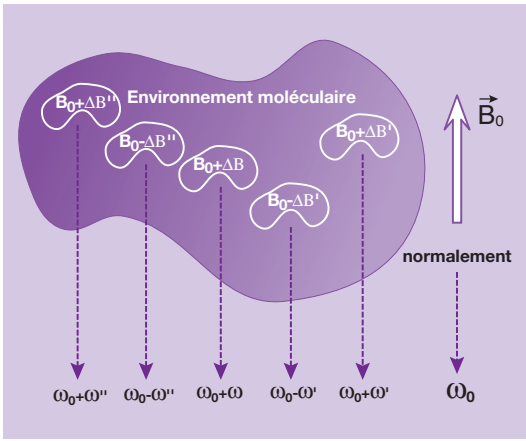



**Fig. 3-7.** Relaxation spin-spin liée aux inhomogénéités de champ d'origine moléculaire.
Les protons (spins) évoluent dans des environnements moléculaires différents, où de petits champs magnétiques locaux vont se superposer (s'ajouter ou se retrancher) au champ magnétique principal $\vec{B}_0$. Les spins précessent donc spontanément à des vitesses (angulaires) légèrement différentes (supérieures ou inférieures) par rapport à $\omega_0$ : ils ne restent donc pas en phase.

(supérieures ou inférieures) par rapport à $\omega_0$ : c'est la raison pour laquelle les protons avant l'application de l'impulsion RF ne sont pas (spontanément) en phase; pour cette même raison, après l'application de l'impulsion RF, ils ne restent pas en phase longtemps. Les phénomènes de relaxation transversale ne font pas intervenir d'échanges d'énergie.

La *relaxation transversale* est également dénommée relaxation T2 car la disparition (décroissance rapide) de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constante de temps T2 (exprimée en millisecondes) est caractéristique d'un tissu donné. Elle correspond à *63 % de décroissance* (en d'autres termes, il persiste 37 % de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$). En 2 T2 la disparition est de 87 % ($\vec{M}xy$ = 13 %), en 3 T2 la disparition est presque totale : 95 % ($\vec{M}xy$ = 5 %). En 4 T2 la disparition est de 98 % ($\vec{M}xy$ = 2 %) (*voir* annexes 4b et 5 et fig. 3-8). Le T2 caractérise la relaxation transversale d'un tissu. Celle-ci est d'autant plus rapide que le T2 est court et d'autant plus lente que le T2 est long (c'est-à-dire plus le T2 est long, plus l'aimantation transversale persiste). L'ordre de grandeur pour le T2 des tissus biologiques est d'environ 50 ms à 100 ms (beaucoup plus court – environ dix fois – que le T1). Le T2 varie avec la structure moléculaire ainsi qu'avec l'état solide ou liquide de la matière. Il est plus long dans les liquides par rapport aux solides

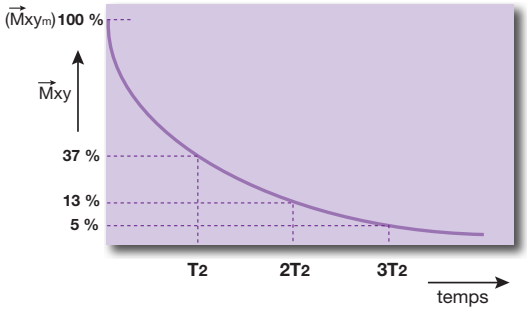



**Fig. 3-8.** Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2.
Le T2 caractéristique d'un tissu donné correspond à 63 % de décroissance (il persiste 37 % de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$). En 2 T2, la disparition est de 87 % ($\vec{M}xy$ = 13 %), en 3 T2 la disparition est presque totale : 95 % ($\vec{M}xy$ = 5 %) (4 T2 disparition = 98 %, $\vec{M}xy$ = 2 %).

ou par rapport aux tissus constitués de larges molécules[2]. Ces différences en T2 vont être mises à profit en imagerie (en séquences dites pondérées en T2).

## Mesure du signal RMN : signal de précession libre ou FID

Nous venons de voir que les phénomènes de relaxation longitudinale et transversale font intervenir des mécanismes bien distincts, et dont la durée n'est pas la même. La réduction de l'aimantation transversale (relaxation transversale) est bien plus rapide que la repousse de l'aimantation longitudinale (relaxation longitudinale). Le vecteur d'aimantation macroscopique $\vec{M}$ a donc sa composante transversale $\vec{M}xy$ qui disparaît beaucoup plus rapidement que sa composante longitudinale $\vec{M}z$. Comme ce vecteur $\vec{M}$ continue «toujours» à précesser

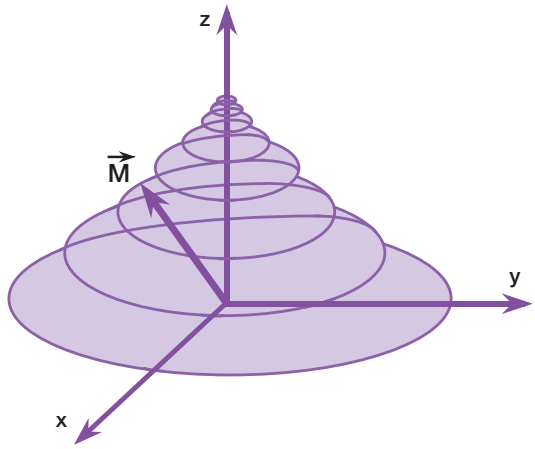



**Fig. 3-9.** La réduction de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ (relaxation transversale) est bien plus rapide que la repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ (relaxation longitudinale).
$\vec{M}$ continuant «toujours» à précesser autour de $\vec{B}_0$ son extrémité décrit (lors de la relaxation) une spirale sur une surface en forme de pavillon de trompette. Sa composante transversale $\vec{M}xy$ (projection de $\vec{M}$ dans le plan xOy) décrit, elle, une spirale dans le plan xOy.

autour de $\vec{B}_0$, son extrémité décrit (lors de la relaxation) une spirale sur une surface en forme de pavillon de trompette (fig. 3-9).

Sa composante transversale $\vec{M}xy$ (projection de $\vec{M}$ dans le plan xOy) décrit une spirale dans le plan xOy. Cette rotation de $\vec{M}xy$ dans le plan xOy induit un champ magnétique ou onde de radiofréquence. Ce signal, appelé *signal d'induction libre* ou *free induction decay* (FID), est recueilli par une bobine ou antenne de réception, placée dans le plan xOy. Elle le transforme en signal électrique *mesurable*[3] : c'est une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps T2 (fig. 3-10) (en fait T2* < T2, nous allons y venir dans le prochain paragraphe).

En effet, l'antenne mesure le signal (FID) correspondant à la décroissance de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$; mais l'antenne est fixe dans le plan xOy et $\vec{M}xy$ décroît et continue de précesser autour d'Oz ($\vec{B}_0$). Ainsi, quand $\vec{M}xy$ est

2 La relaxation T2 est liée à la présence d'*inhomogénéités de champ d'origine moléculaire* (petits champs magnétiques locaux qui se superposent à $\vec{B}_0$). Dans les liquides, à cause de l'agitation moléculaire (mouvements browniens de petites molécules), il y a une annulation de ces champs locaux (moyennage), d'où l'absence «relative» de petits champs magnétiques locaux favorisant la relaxation T2 (déphasage des protons) : le T2 est long. Ainsi l'*inflation hydrique* au sein d'un tissu (tumeur, œdème, infarctus) allongera le T2. À l'inverse, dans les solides ou les grosses molécules, les champs moléculaires locaux se maintiennent et le T2 est raccourci.

3 Nous avons vu au chapitre 1 qu'un vecteur d'aimantation qui tourne induit un courant électrique dans une bobine (réciprocité entre magnétisme et charge électrique en mouvement). Bravo si vous vous en souvenez, sinon un bref retour en arrière au chapitre 1 s'impose peut-être.

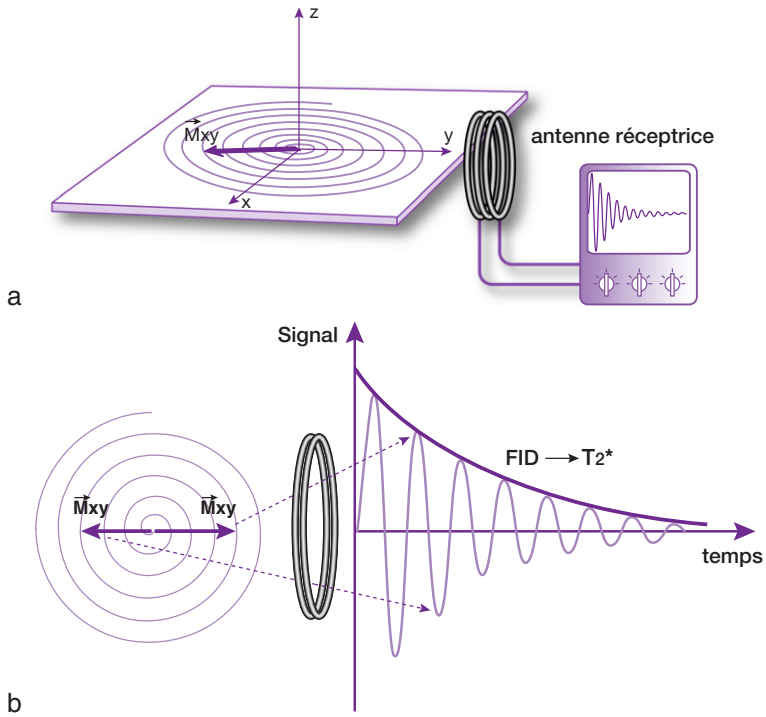



**Fig. 3-10.** La rotation de $\vec{M}xy$ dans le plan xOy (spirale) (a) induit un champ magnétique ou onde de radiofréquence.
Ce signal, appelé signal d'induction libre ou *free induction decay* (FID), est recueilli par une bobine ou antenne de réception fixe placée dans le plan xOy qui le transforme en signal électrique mesurable : son aspect est celui d'une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps T2* (b). En effet, quand $\vec{M}xy$ est dirigé vers l'antenne, le signal est positif; quand $\vec{M}xy$ est à l'opposé de l'antenne, le signal est négatif; entre ces deux positions, il diminue exponentiellement (b).

dirigé vers l'antenne, le signal est positif; quand $\vec{M}xy$ est à l'opposé de l'antenne, le signal est négatif; entre ces deux positions, il diminue exponentiellement (*voir* fig. 3-10).

## Notion de T2*

Nous venons de voir que la relaxation T2 est liée à la présence d'inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire» (petits champs magnétiques locaux qui se superposent à $\vec{B}_0$ ⇒ déphasage des protons ou spins), qui sont responsables de la décroissance «irréversible» de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ ou du signal RMN (FID). Si le champ magnétique $\vec{B}_0$ de l'aimant était parfaitement homogène, nous observerions une décroissance du signal de FID selon une exponentielle décroissante en T2. En fait, si à l'échelle macroscopique le champ magnétique $\vec{B}_0$ de l'aimant peut être considéré comme bien homogène[4], à l'échelle microscopique[5] il ne l'est pas : ces inhomogénéités du champ $\vec{B}_0$ d'origine «instrumentale» ou «propre» sont constantes et vont entraîner un déphasage encore accru des spins. Ainsi le signal de FID observé est lié à la fois aux inhomogénéités du champ $\vec{B}_0$ d'origine «moléculaire» (T2), auxquelles s'ajoutent les inhomogénéités propres (constantes) du champ magnétique externe $\vec{B}_0$; on utilise le symbole T2* pour représenter la conjonction de ces deux effets (fig. 3-11). Le signal de FID décroît donc plus rapidement que prévu selon une exponentielle en T2* (et non en T2).

Pour comprendre ces deux notions d'inhomogénéité, nous allons prendre un exemple simple. Imaginons un instrument composé d'un cadre en bois sur lequel sont tendues des cordes correspondant toutes à la même note : le la. Lorsque l'instrument vient d'être accordé, toutes les cordes sont exactement à la même fréquence et émettent le même son : le la (mise en phase); puis, progressivement, l'instrument va se désaccorder et les cordes ne vont plus

4 Le champ magnétique $\vec{B}_0$ est rendu le «plus homogène possible» grâce à des bobines correctrices appelées «bobines de shim». Malgré cette correction, il persiste une inhomogénéité propre du champ $\vec{B}_0$.

5 Une feuille de papier apparaît lisse au toucher (macroscopique) mais très irrégulière au microscope électronique (microscopique).

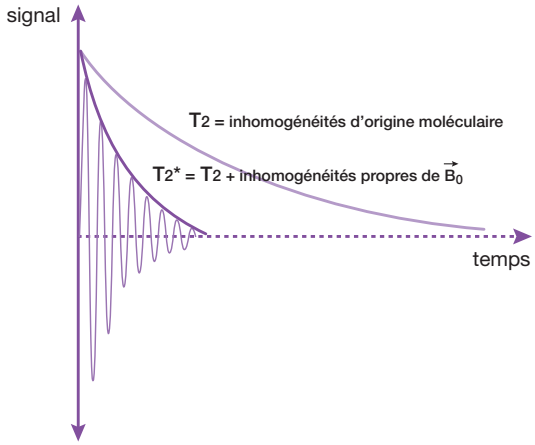



**Fig. 3-11.** Notion de T2* : aux inhomogénéités du champ d'origine «moléculaire» (= relaxation T2) s'ajoutent les inhomogénéités propres (constantes !) du champ magnétique externe $\vec{B}_0$ : les deux effets ensemble = T2*.
Après une impulsion unique de 90°, le signal mesuré par l'antenne réceptrice correspondrait à un signal plus faible, le T2* (et non le T2 qui seul nous intéresse !).

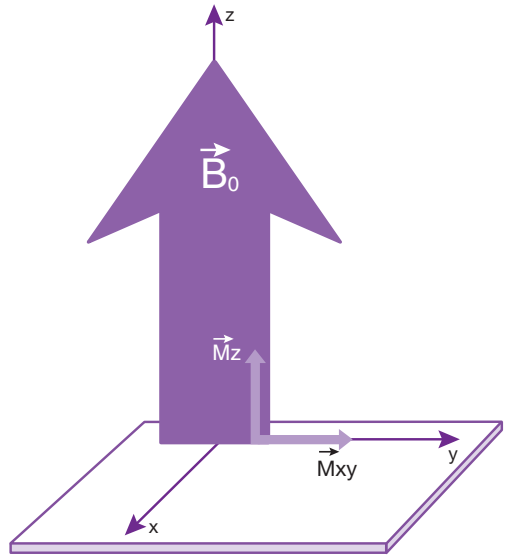



**Fig. 3-12.** Le signal ne peut être mesuré que dans le plan xOy, perpendiculaire à $\vec{B}_0$, où se trouve l'antenne réceptrice. Il correspond à la mesure de la décroissance (rapide) de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ en T2*.
Selon Oz, le champ $\vec{B}_0$ très élevé «masque» les faibles variations de champ magnétique qui deviennent indétectables : $\vec{M}z$ est complètement «noyé» dans $\vec{B}_0$. Ainsi, il n'est pas possible de mesurer directement la repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ (correspondant au T1).

émettre un son tout à fait égal (déphasage); deux raisons sont à l'origine de ce déphasage : d'une part les qualités de chaque corde (élasticité, résistance, date de fabrication, défauts éventuels, etc.) = «inhomogénéités moléculaires» et, d'autre part, la qualité du cadre (instrument) qui peut se déformer légèrement et de façon constante en ayant tendance à s'élargir d'un côté et à se refermer de l'autre = «inhomogénéités instrumentales».

Au total, nous voyons que le (*faible*) signal RMN auquel nous accédons est en fait mesuré par une antenne réceptrice placée dans le plan xOy qui détecte les variations d'un (*faible*) champ magnétique tournant ($\vec{M}xy$) ou onde de radiofréquence. Ce signal correspond à la mesure de la décroissance (rapide) de l'aimantation transversale en «T2*» dans le plan xOy où se trouve l'antenne réceptrice. En revanche, selon Oz, le champ $\vec{B}_0$ *très élevé* «masque» les faibles variations de champ magnétique qui deviennent indétectables (fig. 3-12) : $\vec{M}z$ est complètement «noyé» dans $\vec{B}_0$. Par conséquent, il n'est pas possible de mesurer directement la repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ (correspondant au T1).

Nous verrons dans le chapitre suivant (chapitre 4) comment se débarrasser des inhomogénéités propres du champ principal $\vec{B}_0$ (se débarrasser de l'* !) et accéder ainsi au vrai T2 par l'écho de spin. De même, nous verrons au chapitre 5 comment on accède «indirectement» à la repousse de l'aimantation longitudinale (inaccessible par mesure directe car orientée selon $\vec{B}_0$), c'est-à-dire comment on accède indirectement au T1.

## À retenir

- Deux «types» d'aimantation tissulaire : l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ parallèle à $\vec{B}_0$ (concerne le $T_1$) et l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ perpendiculaire à $\vec{B}_0$ (concerne le $T_2$).
- L'apparition et la disparition de $\vec{M}z$ et $\vec{M}xy$ font intervenir des mécanismes très différents :
  - pour $\vec{M}z$ : transitions des protons entre les niveaux d'énergie $E_1$ vers $E_2$ (parallèles → antiparallèles) et inversement de $E_2$ vers $E_1$ ;
  - pour $\vec{M}xy$ : mise en phase (et déphasage) des spins.
- Relaxation longitudinale : l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ repousse progressivement (= relaxation spin-réseau = relaxation $T_1$).
- Le $T_1$ = 63 % de repousse : caractérise la relaxation longitudinale d'un tissu. Celle-ci est d'autant plus rapide que le $T_1$ est court (c'est-à-dire plus le $T_1$ est court, plus l'aimantation longitudinale repousse rapidement), ou inversement d'autant plus lente que le $T_1$ est long.
- Relaxation transversale : l'aimantation transversale $\vec{M}xy$ décroît rapidement (= relaxation spin-spin = relaxation $T_2$).
- Notion de $T_2$ : déphasage des spins liés aux «inhomogénéités de champ d'origine moléculaire».
- $T_2$ = 63 % de décroissance (il persiste 37 % de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$) : caractérise la relaxation transversale d'un tissu. Celle-ci est d'autant plus rapide que le $T_2$ est court, d'autant plus lente que le $T_2$ est long (c'est-à-dire plus le $T_2$ est long, plus l'aimantation transversale persiste).
- Le signal de précession libre ou FID (correspondant à la décroissance de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$) est recueilli par une bobine ou antenne de réception placée dans le plan xOy qui le transforme en signal électrique mesurable : c'est une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps «$T_2^*$».
- Notion de $T_2^*$ liée aux «inhomogénéités propres» constantes du champ magnétique externe $\vec{B}_0$.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 4

# La séquence de base : séquence d'écho de spin

B. Kastler

Nous venons de voir au chapitre précédent que le signal de FID observé est lié à la fois aux inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire» (T2) responsables de la décroissance «irréversible» de l'aimantation transversale $\vec{M}xy$, auxquelles *s'ajoutent* les inhomogénéités *propres* du champ magnétique externe $\vec{B}_0$ (T2*). Le (faible) signal de FID décroît ainsi de façon encore plus rapide selon une exponentielle en T2* du fait des inhomogénéités *propres* (*constantes*) de $\vec{B}_0$ qui accélèrent considérablement le déphasage des spins. Or, ce qui nous intéresse *a priori*, c'est le *vrai* T2, lié à l'interaction des spins entre eux (caractéristique de l'échantillon étudié) et non pas le T2*, lié aux «qualités» de l'imageur (homogénéité de $\vec{B}_0$) et qui, de plus, affaiblit et réduit la durée du signal. Hahn propose dès 1955 (bien avant l'avènement de l'imagerie par résonance magnétique) une méthode pour se *débarrasser des inhomogénéités propres* du champ principal externe $\vec{B}_0$ et accéder ainsi au *vrai* T2 *par l'écho de spin*.

Voyons tout de suite quel est le principe de l'écho de spin (ES) ou spin écho (SE).

Les inhomogénéités propres du champ principal $\vec{B}_0$ étant constantes, il est possible, par l'application d'une impulsion RF de 180°, de *s'affranchir des déphasages induits* par $\vec{B}_0$ qui eux aussi sont constants («rephasage des déphasages» constants induits par $\vec{B}_0$). À la suite d'une impulsion de 90°, les spins se déphasent rapidement à cause des inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire» (relaxation spin-spin irréversible) et aussi à cause des inhomogénéités propres de $\vec{B}_0$. Si au bout d'un temps TE/2 (TE/2 = demi-temps d'écho, *voir* ci-dessous), après l'impulsion RF de 90° (les spins se sont déjà déphasés), une impulsion RF de 180° est appliquée, celle-ci va inverser les déphasages (image en miroir) sans modifier le sens de rotation. Les spins qui précessaient le plus rapidement vont se retrouver à présent derrière les plus lents et, comme *les vitesses de précession (et le sens de rotation) restent identiques*, au bout d'un temps 2 TE/2 = TE (temps d'écho), les spins seront de nouveau (presque) en phase, engendrant un signal dit d'*écho de spin*. En effet, le terme «presque» est justifié car la formation d'un écho (de spin) par une impulsion de 180° ne permet de s'affranchir que des déphasages dus aux inhomogénéités propres de $\vec{B}_0$ qui sont constantes et non pas des déphasages «aléatoires» dus aux inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire» (relaxation spin-spin ou transversale) qui sont «irréversibles».

Pour bien comprendre comment, grâce à l'impulsion de 180°, il est possible de s'affranchir des inhomogénéités propres de $\vec{B}_0$, on peut prendre un exemple imagé (fig. 4-1). Considérons une feuille de papier qui apparaît, vue en coupe, lisse au toucher pour un observateur à l'échelle humaine (correspondant, en IRM, à une homogénéité sur le plan macroscopique ou un champ $\vec{B}_0$ idéal, fig. 4-1a). Lorsqu'on regarde la même coupe au microscope, cette


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

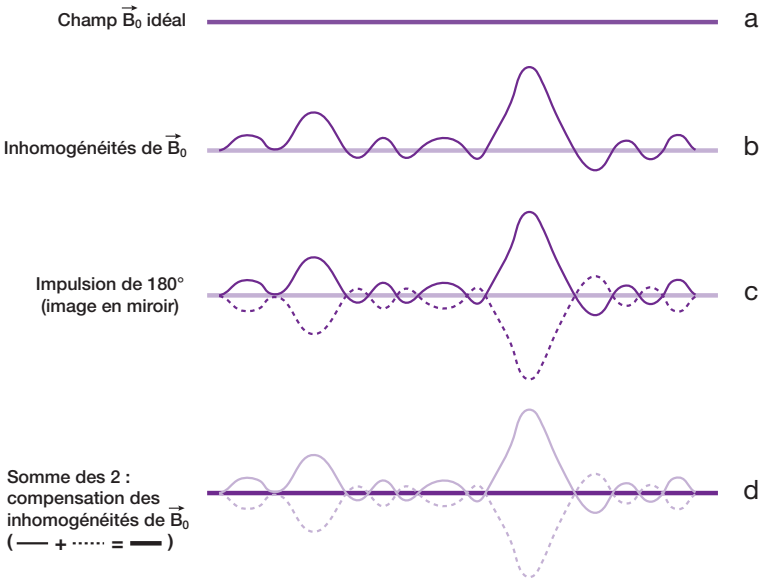



**Fig. 4-1.** Explication schématique de l'intérêt de l'impulsion de 180° pour s'affranchir des inhomogénéités propres de $\vec{B}_0$ (*voir* texte).

feuille comporte de nombreux reliefs, traduisant son inhomogénéité à l'échelle microscopique (champ $\vec{B}_0$ inhomogène, fig. 4-1b). Si l'on en fait une image en miroir, à 180° (correspondant à une impulsion de 180°), on voit apparaître virtuellement une feuille de papier avec un relief symétrique (image en miroir, en pointillés, fig. 4-1c). Lorsque l'on fait la somme des deux reliefs (plan de coupe initial et image en miroir), on obtient de nouveau un plan de coupe parfaitement lisse correspondant au champ $\vec{B}_0$ idéal (fig. 4-1d).

Avant de revenir en détail sur la formation de l'écho de spin (rephasage des spins par l'impulsion RF de 180°), nous allons illustrer le phénomène par un exemple.

Imaginons (fig. 4-2) une course entre un lapin (rapide) et une tortue (lente) qui partent au temps t = 0 d'une même ligne de départ (alignés = en phase). Ils vont se distancer rapidement (ils se déphasent) : le lapin est devant la tortue. Au bout d'un temps donné (TE/2), on leur demande de repartir en sens inverse (impulsion de 180°) vers la ligne de départ. En supposant que leurs vitesses respectives soient constantes, au bout du même temps (TE/2), ils arriveront de nouveau ensemble sur la ligne d'arrivée (ils seront rephasés au temps d'écho TE). Bien que les deux animaux (spins) courent à des vitesses différentes, donc se déphasent progressivement, une astuce (l'impulsion de 180°) permet de s'affranchir des différences en phases (liées aux différences en vitesse)[1].

Pour mieux comprendre le phénomène d'écho de spin, il faut compléter cet exemple (fig. 4-3). La course a lieu autour d'un champ de course circulaire (pour illustrer les notions de précession «rotation» et les déphasages «angles»). Avant la course, le lapin et la tortue sont sur la ligne de départ (en phase, après l'impulsion de 90°), contribuant à la formation du vecteur d'aimantation $\vec{M}xy$ ou $\vec{M}T$ (T pour transversal, maximal au départ). Ils vont se distancer rapidement, le lapin étant devant la tortue : ils se déphasent (différences d'angles), et le vecteur $\vec{M}T$ (signal) diminue. Au bout du temps TE/2, on applique l'impulsion de 180° : celle-ci va inverser les déphasages *sans modifier le sens de rotation* (ni la longueur de $\vec{M}T$) : on obtient une image en miroir (par rapport à l'axe Ox). En supposant que leurs vitesses respectives soient constantes, les animaux se rapprochent progressivement (ils vont se rephaser : le vecteur $\vec{M}T$ – signal – recroît); au bout d'un second intervalle de temps TE/2, ils arriveront ensemble sur la ligne d'arrivée (ils seront rephasés au temps d'écho TE); c'est le

1 Cet exemple ne traduit cependant pas tout à fait la réalité, car il y a une «*inversion de la vitesse*» (*inversion du sens de rotation*), ce qui n'est pas le cas en IRM.

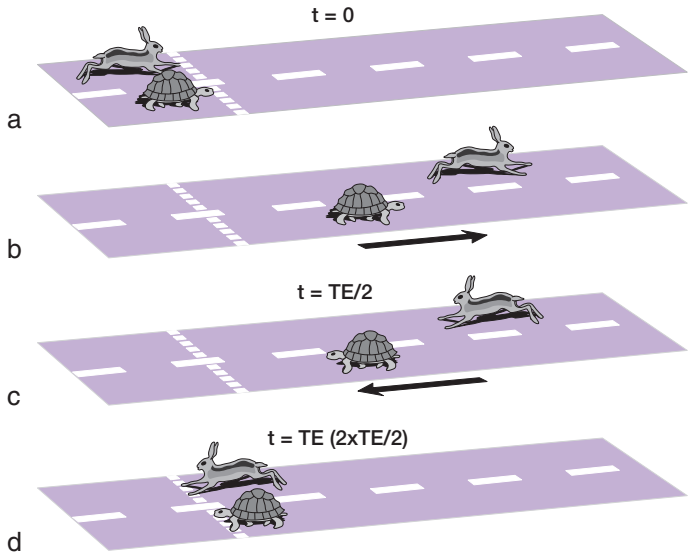



**Fig. 4-2.** Un lapin (rapide) et une tortue (lente) font une course.
Ils sont alignés sur la ligne de départ (= en phase) (a) et démarrent au temps (t = 0). Rapidement, le lapin qui court plus vite va devancer la tortue (ils se déphasent progressivement) (b). Au bout d'un temps TE/2, on leur demande de se retourner et de repartir en sens inverse (impulsion de 180°) vers la ligne de départ (c). Si leur vitesse respective reste constante, ils vont se rephaser progressivement et, au bout d'un même intervalle de temps TE/2, ils arriveront ensemble sur la ligne d'arrivée (ils seront rephasés au temps d'écho TE) (d). Bien que les deux animaux (spins) courent à des vitesses différentes (donc se déphasent progressivement), une astuce (l'impulsion de 180°) permet de s'affranchir des différences en phases (liées aux différences en vitesse).

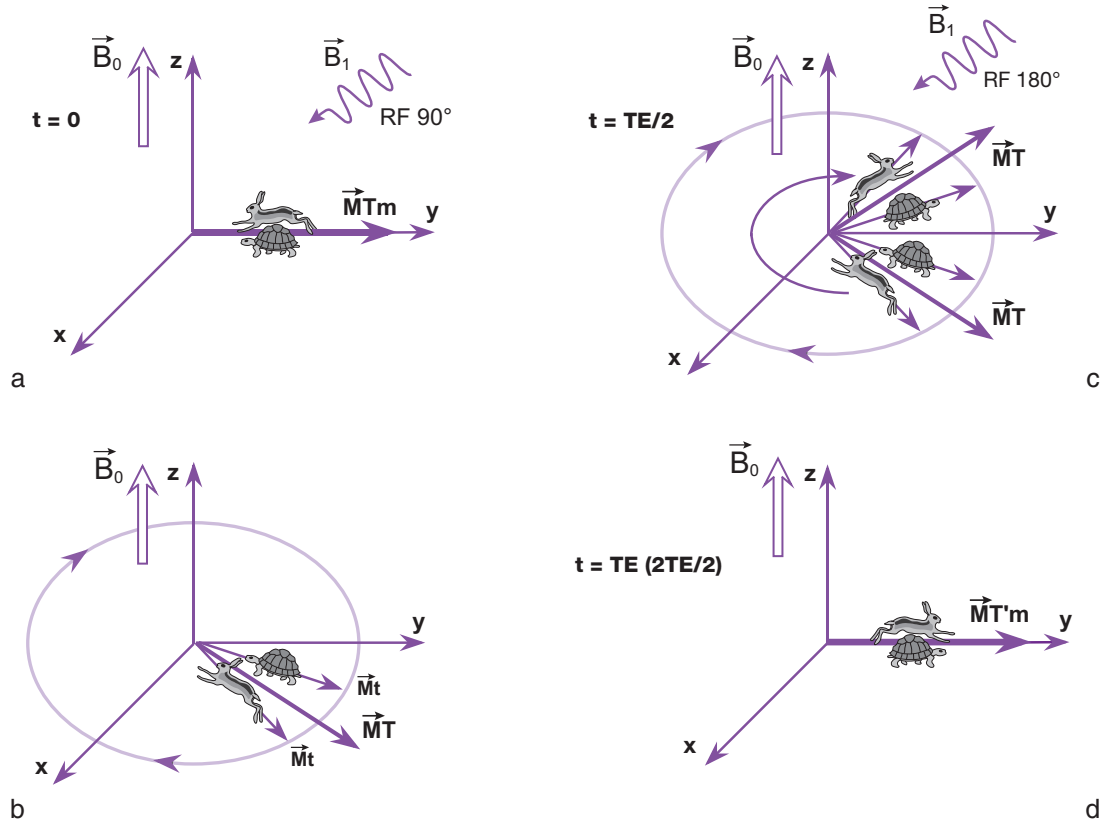



**Fig. 4-3.** Pour mieux illustrer la précession «rotation» et les déphasages «angles», le champ de course doit être circulaire.
Avant la course, le lapin et la tortue sont «en phase» sur la ligne de départ (après l'impulsion de 90° ⇒ formation du vecteur d'aimantation transversal $\vec{M}_T$) (a). Ils se distancent (déphasent) rapidement, le lapin étant devant la tortue : $\vec{M}_T$ (signal) diminue (b). Au temps TE/2, on applique l'impulsion de 180° : elle inverse les déphasages *sans modifier le sens de rotation* (image en miroir par rapport à l'axe Ox). Les animaux se rapprochent (se rephasent) progressivement : le vecteur $\vec{M}_T$ (signal) recroît (c). Au temps (temps d'écho) TE, ils arrivent ensemble (rephasés) sur la ligne de départ; c'est le phénomène de l'écho : le vecteur $\vec{M}_T$ est de nouveau maximal et le signal est mesuré (d).

phénomène de l'écho, le vecteur $\vec{M}_T$ est de nouveau maximal : le signal est mesuré.

En fait, nous y reviendrons, $\vec{M}_T$ est légèrement plus petit qu'au départ car il persiste un *déphasage aléatoire* (irréversible) lié à la relaxation spin-spin (inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire»), dont on ne peut s'affranchir par l'impulsion de 180° : celle-ci corrige seulement les *déphasages constants*, c'est-à-dire les inhomogénéités propres constantes du champ principal $\vec{B}_0$ («*rephasage des déphasages*» constants induits par $\vec{B}_0$).

Reprenons notre démonstration avec quatre spins $\mu_1$, $\mu_2$, $\mu_3$ et $\mu_4$, (les fameux quatre en «surnombre») (fig. 4-4).

Au temps t = 0, les quatre spins sont en phase, le vecteur $\vec{M}_T$ est maximal [$\vec{M}_{Tm}$ immédiatement après l'impulsion de 90° est égal, en longueur, nous le savons, au vecteur d'aimantation longitudinal $\vec{M}_{Z0}$ (ou $\vec{M}_{L0}$)]. Ensuite, les spins se déphasent à cause des inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire» (relaxation spin-spin irréversible) et aussi à cause des inhomogénéités propres de $\vec{B}_0$; les plus rapides $\mu_3$ et $\mu_4$ sont en avant et les plus lents $\mu_1$ et $\mu_2$ en arrière : ils s'écartent en «éventail» et le vecteur $\vec{M}_T$ (résultant) diminue ainsi en $T_2$*. Au temps t = TE/2, une impulsion RF de 180° est appliquée : elle inverse les déphasages (image en miroir) *sans modifier le sens de*

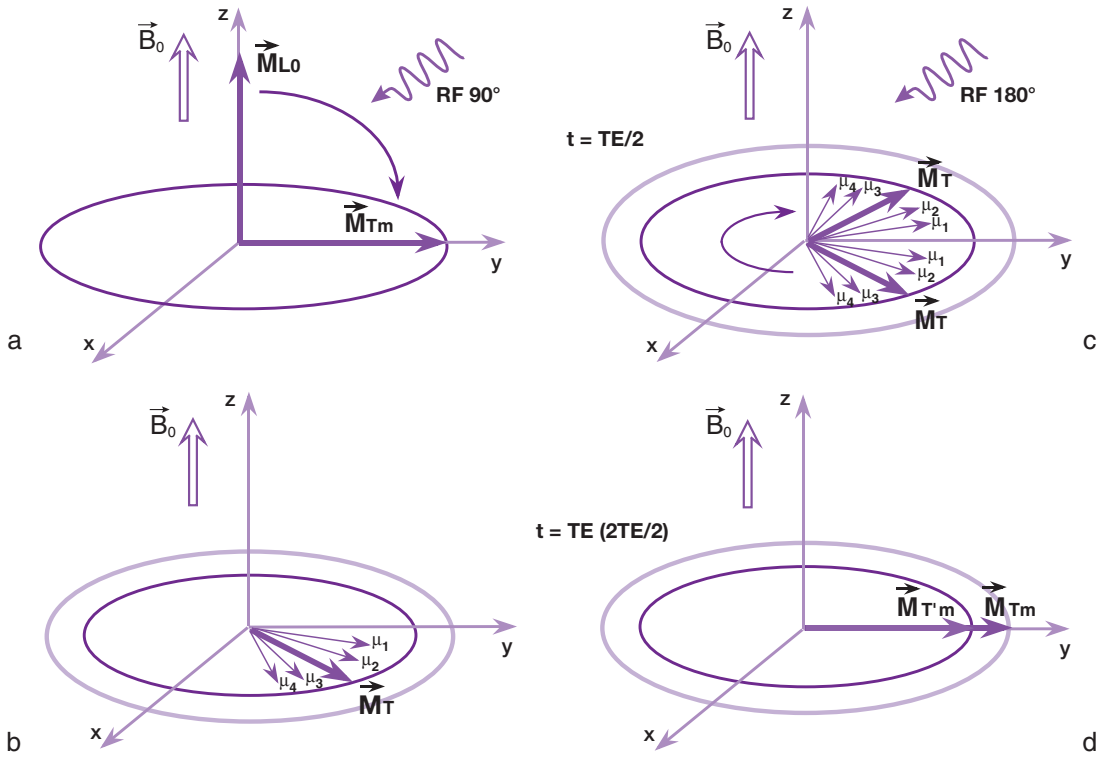



**Fig. 4-4.** Illustration du phénomène de l'écho de spin avec quatre spins $\mu_1$, $\mu_2$, $\mu_3$ et $\mu_4$.
(a) t = 0, les quatre spins sont en phase, le vecteur $\vec{M}_T$ est maximal ($\vec{M}_{Tm}$). (b) Les spins se déphasent à cause des inhomogénéités de champ d'origine «moléculaire» (relaxation spin-spin irréversible) et à cause des inhomogénéités propres de $\vec{B}_0$; les plus rapides $\mu_3$ et $\mu_4$ sont en avant et les plus lents $\mu_1$ et $\mu_2$ en arrière : ils s'écartent en éventail et le vecteur $\vec{M}_T$ (résultant) diminue ainsi en $T_2$*. (c) t = TE/2, une impulsion RF de 180° est appliquée, elle inverse les déphasages (image en miroir) sans modifier le sens de rotation. Les spins $\mu_3$ et $\mu_4$ qui précessaient le plus rapidement vont se retrouver à présent derrière les plus lents $\mu_1$ et $\mu_2$. (d) t = TE (2 TE/2), les spins sont de nouveau («presque») en phase (alignés) : $\vec{M}_T$ est de nouveau maximal, induisant un signal dit d'écho de spin que l'on mesure. En fait, le déphasage lié à la relaxation spin-spin n'est pas corrigé par l'impulsion RF de 180°, le vecteur $\vec{M}_{T'm}$ est légèrement plus petit que $\vec{M}_{Tm}$; il en est de même pour le signal mesuré : tous deux passent par un maximum qui cette fois-ci a diminué en $T_2$.

*rotation*. Les spins $\mu_3$ et $\mu_4$ qui précessaient le plus rapidement vont se retrouver à présent derrière les plus lents $\mu_1$ et $\mu_2$ ; comme *les vitesses de précession (et le sens de rotation) restent identiques*, au bout du temps d'écho TE (2 TE/2), les spins seront de nouveau («presque») en phase (alignés) : $\vec{M}_T$ est de nouveau maximal, engendrant un signal dit d'*écho de spin* que l'on mesure. En fait, le déphasage lié à la relaxation spin-spin n'est pas corrigé par l'impulsion RF de 180° : le vecteur $\vec{M}_{T'm}$ est légèrement plus petit que $\vec{M}_{Tm}$. Il en est de même pour le signal mesuré : tous deux passent par un maximum qui, cette fois-ci, a *diminué* en $T_2$. Pour bien fixer la chronologie des événements, nous allons compléter l'illustration du phénomène de l'écho de spin par un dernier exemple (fig. 4-5) :

- au temps t = 0, application de l'impulsion de 90° qui bascule $\vec{M}_{L0}$ dans le plan transversal. Les (4) spins sont en phase (parfaitement alignés-parallèles) et l'aimantation transversale est maximale : $\vec{M}_{Tm}$ (= $\vec{M}_{L0}$) ;
- les spins se déphasent rapidement : courbe en $T_2$* ou FID (en fait l'aimantation transversale disparaît rapidement) ;
- au temps t = TE/2, application de l'impulsion de 180° ;
- les spins se rephasent ;
- au temps t = TE, les spins sont rephasés : le signal réapparaît sous forme d'écho et il peut être mesuré. Cependant, comme nous le voyons sur la figure 4-5, les spins ne sont *pas parfaitement rephasés* (*alignés-parallèles*). Ce déphasage est la conséquence de la relaxation spin-spin ($T_2$ irréversible) ; le vecteur $\vec{M}_{T'm}$ (signal mesuré) est légèrement plus petit que $\vec{M}_{Tm}$.

Nous verrons par la suite que le cycle que nous venons de décrire (survenant au cours d'une excitation) ne permet d'obtenir qu'une ligne

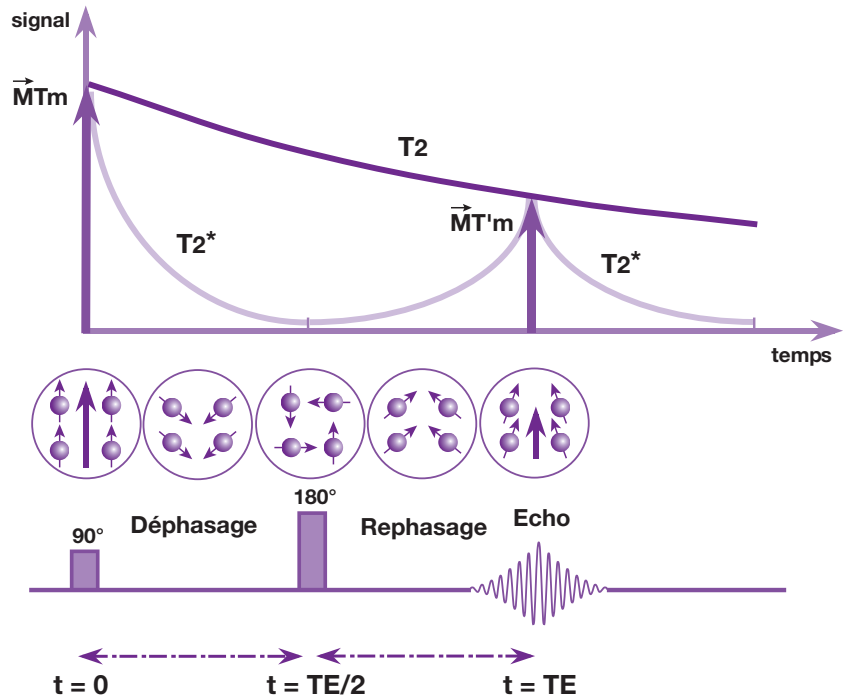



**Fig. 4-5.** Chronologie des événements au cours du phénomène de l'écho de spin.
– t = 0, application de l'impulsion de 90° qui bascule $\vec{M}_{L0}$ dans le plan transversal. Les (4) spins sont en phase (parfaitement alignés-parallèles) et l'aimantation transversale est maximale : $\vec{M}_{Tm}$ (= $\vec{M}_{L0}$).
– Les spins se déphasent rapidement : courbe en $T_2$* ou FID (en fait l'aimantation transversale disparaît rapidement).
– t = TE/2, application de l'impulsion de 180°.
– Les spins se rephasent.
– t = TE, les spins sont rephasés : le signal réapparaît sous forme d'écho et il peut être mesuré. Cependant, les spins ne sont pas parfaitement rephasés (alignés-parallèles). Ce déphasage est la conséquence de la relaxation spin-spin (irréversible) : le vecteur $\vec{M}_{T'm}$ (signal mesuré) est donc légèrement plus petit que $\vec{M}_{Tm}$.

de la matrice image, qui correspond, en fait, au *plan de Fourier*, comme nous le verrons au chapitre 7. Pour obtenir les lignes suivantes (un cycle complet correspond à une image de 128 ou 256 lignes), il va falloir répéter, pour chaque ligne, le cycle d'impulsions de 90° et 180° (fig. 4-6). Dans cette séquence d'événements, le *temps d'écho* correspond au *temps de mesure*, et le *temps de répétition* à l'intervalle *séparant deux impulsions de 90°* ou deux cycles élémentaires. Le TR correspond ainsi au «temps de passage» d'une ligne sur l'autre, mais également au *temps de repousse de l'aimantation longitudinale* (*voir* chapitre 5). C'est le plan de Fourier qui, par la suite, permettra de donner accès à l'image (*voir* fig. 4-6).

Au total, nous voyons que l'impulsion RF de 180° permet d'accéder à la décroissance du signal en T2 vrai ou en quelque sorte de «remonter» sur la courbe en T2 à partir de la courbe T2* (fig. 4-7). Il est possible d'appliquer une deuxième fois une impulsion de 180° pour obtenir un signal au deuxième écho, puis une troisième impulsion de 180° pour obtenir un signal au troisième écho, et ainsi de suite jusqu'à disparition totale du signal en T2. On obtient ainsi autant d'images que d'échos et la pondération en T2 des images augmente, nous le verrons, d'un écho sur l'autre. À chaque écho (impulsion de 180°), le signal (qui a disparu en T2*) «remonte» sur la courbe en T2 et redisparaît en T2*. La courbe en T2 représente l'«enveloppe» qui joint les sommets des différents échos. Les échos peuvent être symétriques (les TE sont égaux) ou asymétriques (les TE sont différents).

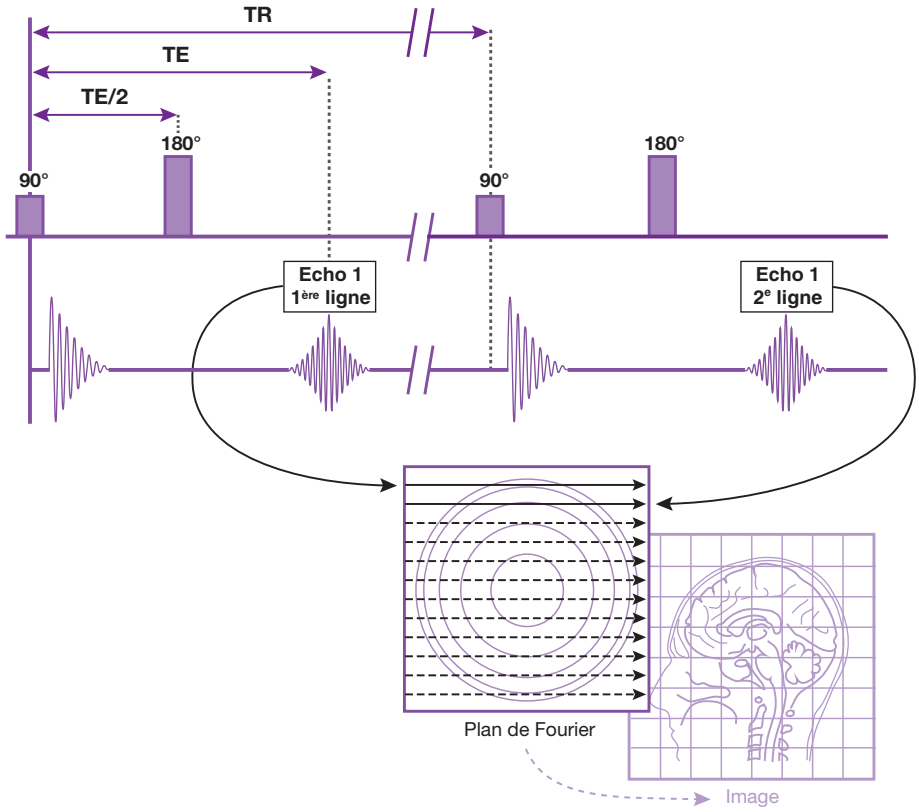



**Fig. 4-6.** Chronologie des impulsions RF et paramètres de la séquence d'écho de spin.
Un cycle d'impulsions de 90° et 180° ne permet d'obtenir qu'une ligne de la matrice image (correspondant au *plan de Fourier*). Pour obtenir les lignes suivantes (un cycle complet correspond à une image de 128 ou 256 lignes), il va falloir répéter pour chaque ligne ce cycle. Le temps d'écho correspond au temps de mesure et le temps de répétition au «temps de passage» d'une ligne sur l'autre, c'est-à-dire à l'intervalle séparant deux impulsions de 90° ou deux cycles élémentaires. C'est le plan de Fourier qui permet de donner accès à l'image.

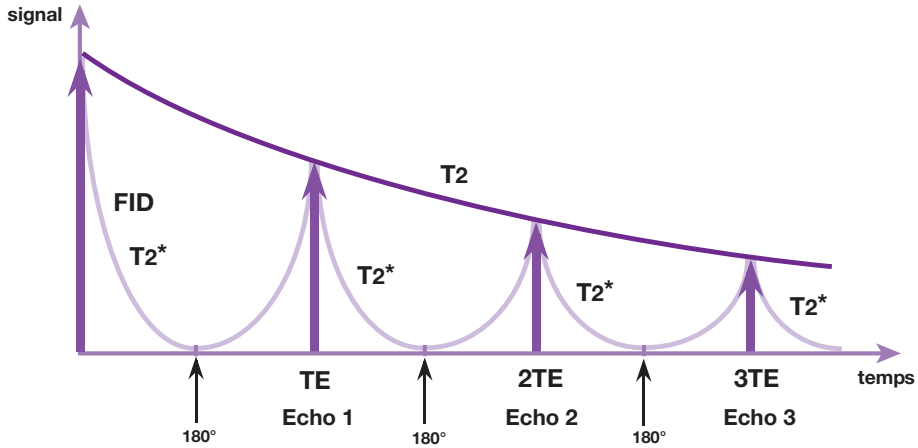



**Fig. 4-7.** Courbe en T2.
En appliquant une deuxième impulsion de 180°, on obtient un signal au deuxième écho, une troisième impulsion de 180° un signal au troisième écho, et ainsi de suite jusqu'à disparition totale du signal en $T_2$ (on obtient ainsi autant d'images que d'échos). À chaque écho (impulsion de 180°), le signal (qui a disparu en $T_2^*$) «remonte» sur la courbe en $T_2$ et redisparaît en $T_2^*$. Les impulsions RF de 180° successives (échos) permettent d'accéder à la décroissance du signal en $T_2$ vrai. La courbe en $T_2$ est représentée par l'«enveloppe» qui joint les sommets des différents échos.

On peut se poser une dernière question concernant le principe de l'écho de spin. En effet, nous avons vu que, dans le plan transversal, l'impulsion de 180° conduit à une inversion des déphasages des spins dans ce plan : les aimantations transversales élémentaires (qui sont à l'origine de $\vec{M}xy$) subissent bien une variation d'angle de 180°. Mais que devient l'aimantation $\vec{M}z$ pendant ce temps ? L'ensemble du volume sélectionné recevant les impulsions RF, l'aimantation longitudinale, qui a commencé à repousser durant le temps TE/2, est également affectée par l'impulsion de 180° et, par conséquent, s'inverse dans l'axe Oz (fig. 4-8a). La représentation du phénomène par les courbes de relaxation montre

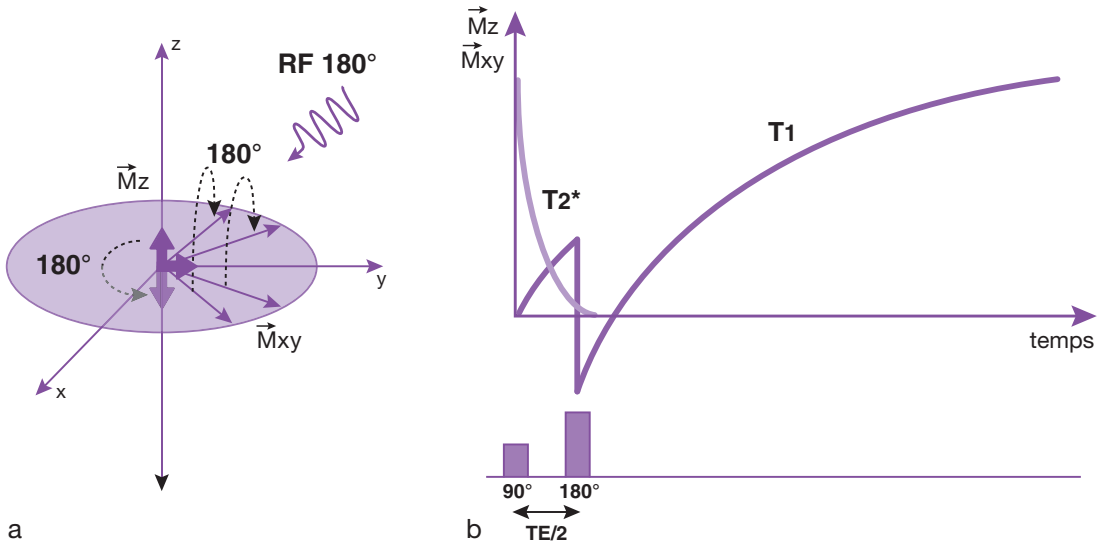



**Fig. 4-8.** Effet de l'impulsion de 180° sur l'aimantation transversale et l'aimantation longitudinale.
Comme l'aimantation transversale, l'aimantation longitudinale subit également l'impulsion de 180° et, par conséquent, s'inverse dans l'axe Oz, alors que sa repousse a débuté (a).
La repousse de $\vec{M}z$ est encore faible au temps TE/2 (la repousse en $T_1$ est beaucoup plus lente que la décroissance en $T_2$, voire $T_2^*$) et se poursuit normalement après son inversion (b). Dans les représentations habituelles, le phénomène est négligé.

que la repousse de $\vec{M}z$ est encore faible au moment de l'application de l'impulsion de 180°, après le temps TE/2, dont la valeur est généralement négligeable par rapport au TR (TE/2 = environ 1/40e de TR – rappelons également que la repousse en T1 est beaucoup plus lente que la décroissance en T2, voire T2*). Elle se poursuit normalement par la suite, après cette inversion [pendant le «reste du TR», soit 39/40e de TR (fig. 4-8 b)]. Ainsi, dans les schémas représentant les courbes de relaxation T1, cet effet est habituellement négligé[2].

L'écho de spin est la séquence la plus utilisée en imagerie. Elle permet d'obtenir des images d'excellente qualité dont la pondération en T1 et T2, nous le verrons, peut être déterminée par un choix judicieux des paramètres TR (temps de répétition ou de «repousse») et TE (temps d'écho ou de «mesure»). Cependant, un des désavantages de cette séquence est qu'elle est relativement longue (nécessitant au moins 128 ou 256 lignes × TR). D'autres types de séquences sont utilisés en imagerie rapide. Il est également difficile d'obtenir des images avec des temps d'écho TE courts puisqu'il faut au bout d'un certain temps (TE/2) appliquer une impulsion RF de 180° et attendre au moins deux fois ce temps (TE = 2 TE/2) pour pouvoir mesurer le signal : si, par exemple, on applique l'impulsion de 180° après 7 à 10 ms (délai court), le TE minimum est de 15 à 20 ms (ce qui est «relativement long» pour une séquence pondérée en T1, nous le verrons).

## À retenir

- Une séquence d'écho de spin comprend une impulsion RF de 90° pour basculer l'aimantation dans le plan transversal et une impulsion RF de 180°.
- L'impulsion RF de 180° permet de s'affranchir des déphasages constants induits par $\vec{B}_0$ (T2*) («rephasage des déphasages» constants induits par $\vec{B}_0$).
- L'impulsion RF de 180° est appliquée au temps TE/2.
- L'impulsion RF de 180° inverse les déphasages (image en miroir) sans modifier le sens de rotation.
- Au temps t = TE (2 TE/2), les spins sont de nouveau («presque») en phase (alignés) : $\vec{M}_T$ est de nouveau maximal, induisant un signal dit d'écho de spin que l'on mesure.
- Les spins ne sont pas parfaitement rephasés (alignés) : la relaxation spin-spin (irréversible) a lieu.
- L'impulsion RF de 180° permet d'accéder à la décroissance du signal en T2 vrai (de «remonter» sur la courbe en T2).
- La courbe en T2 représente l'enveloppe qui joint les sommets des différents échos.
- Le temps d'écho correspond au temps de mesure.
- Le temps de répétition correspond au «temps de passage» d'une ligne sur l'autre, c'est-à-dire à l'intervalle séparant deux impulsions de 90° ou deux cycles élémentaires.
- Le temps de répétition correspond également au temps de repousse de l'aimantation longitudinale.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

2 Il n'en sera plus de même avec des TR beaucoup plus courts, comme en imagerie rapide (<< 300 ms) où, en plus des phénomènes de saturation de $\vec{M}z$ (repousse incomplète à cause du TR court), TE/2 n'est plus négligeable par rapport à TR : c'est pour cela qu'il faudra supprimer l'impulsion de 180° (pour éviter l'aléa de l'inversion de $\vec{M}z$) et réduire l'angle de bascule (pour éviter la saturation de $\vec{M}z$). La séquence deviendra ainsi une séquence d'écho de gradient ! (*voir* chapitre 9)

# Chapitre 5

# Contraste en T1, T2 et densité protonique

B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay, P. Germain

Le contraste en IRM correspond à la traduction des signaux RMN (aimantation) en niveaux de gris (noir : signal faible, blanc : signal élevé).

Ce contraste traduit les différences en temps de relaxation (qui peuvent aller jusqu'à 1000 %) et, dans une moindre mesure, les différences en densité de protons (de 0 jusqu'à environ 15 %). Les trois facteurs $T_1$, $T_2$ et densité de protons interviennent toujours à des degrés divers dans les images obtenues. L'opérateur peut (*voir* plus loin), par le choix des paramètres de la séquence, favoriser l'un de ces facteurs dans la génération du signal, c'est-à-dire «pondérer» la séquence.

Nous venons de voir qu'une séquence d'écho de spin comprend deux impulsions de RF (cycle d'impulsions RF) qui vont se succéder au cours d'une même excitation : une impulsion sélective de radiofréquence de 90° (pour basculer – créer – l'aimantation dans le plan transverse), puis une impulsion de 180° pour s'affranchir des déphasages constants induits par $\vec{B}_0$ (s'affranchir de l'* du $T_2$* par «rephasage des déphasages» constants induits par $\vec{B}_0$). Ce cycle élémentaire ne permet d'obtenir qu'une ligne de la matrice image; pour obtenir les lignes suivantes (un cycle complet «image» correspond à 128 ou 256 lignes), il va falloir *répéter*, pour chaque ligne, le cycle d'impulsions ou train d'onde RF de 90° et 180°. La chronologie des événements au cours d'une séquence d'écho de spin est la suivante :

- $t = 0$, application de l'impulsion de 90° qui bascule $\vec{M}_{L0}$ dans le plan transversal. Les spins sont en phase et l'aimantation transversale est maximale : $\vec{M}_{Tm}$ ($= \vec{M}_{L0}$);
- les spins se déphasent;
- $t = TE/2$, application de l'impulsion de 180°;
- les spins se rephasent;
- $t = TE$, les spins sont rephasés : le signal réapparaît sous forme d'écho et il peut être mesuré : $\vec{M}_T$ décroît «en $T_2$». Le signal (ainsi que le codage spatial, nous y reviendrons en détail ultérieurement) est réalisé pour la «première ligne de la matrice image»;
- pendant (tout) ce temps l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ repousse «en $T_1$» jusqu'à ce que :
  - $t = TR$; on doit répéter le cycle élémentaire d'impulsions RF de 90° et 180° pour réaliser la «deuxième ligne de la matrice image»,
  - et ainsi de suite : à chaque TR, les lignes de la matrice sont successivement réalisées une par une.

Dans cette séquence (d'écho de spin) :

- le *temps d'écho* correspond au temps de mesure où l'on récolte le signal RMN;
- le *temps de répétition* correspond à l'intervalle séparant deux impulsions de 90° (deux cycles élémentaires), c'est-à-dire au «temps de passage» d'une ligne sur l'autre;
- le *temps de répétition* correspond également au «temps de repousse» ou de récupération de l'aimantation longitudinale : durant chaque intervalle TR, l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ repousse en $T_1$ (jusqu'à un certain niveau fonction de la longueur du TR par rapport au $T_1$), puis est de nouveau basculée


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

dans le plan transversal par l'impulsion de 90° qui amorce le cycle suivant.

Au cours de chaque cycle élémentaire (fig. 5-1) :

- l'aimantation transversale $\vec{M}_T$ décroît en T2 ;
- l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ repousse en T1 ;
- $\vec{M}_T$ décroît (disparaît) beaucoup plus rapidement que ne repousse $\vec{M}_L$.

L'aimantation transversale $\vec{M}_T$ et l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ ne sont liées l'une à l'autre que par les impulsions de 90° (fig. 5-2) : le niveau (longueur ou module $\vec{M}_{Lr}$) auquel repousse $\vec{M}_L$ est égal au niveau (longueur ou module $\vec{M}_{Td}$) duquel va décroître $\vec{M}_T$. $\vec{M}_{Lr} = \vec{M}_{Td}$.

De plus, lors de la première impulsion de 90°, c'est un «grand» vecteur $\vec{M}_{z0}$ d'équilibre, n'ayant pas subi d'impulsion de 90° préalable, qui est basculé dans le plan transversal, d'où obtention d'un «grand» vecteur transversal maximal $\vec{M}_{Tm}$ ou «grand» niveau à partir duquel le signal va décroître. En revanche, lors de la deuxième impulsion de 90° (et des suivantes !), le vecteur longitudinal qui est basculé dans le plan transversal est plus petit (inférieur ou au plus égal au vecteur $\vec{M}_{z0}$ d'équilibre : car la repousse en T1 atteint *un certain niveau fonction de la longueur du TR*), d'où obtention d'un vecteur transversal initial de décroissance $\vec{M}_{Td}$ (ou «aimantation disponible» en transversal) plus petit que $\vec{M}_{Tm}$ (et égal en module à $\vec{M}_{Lr}$); il en est de même pour le «niveau maximal initial» à partir duquel le signal va décroître au début de chaque cycle («signal disponible» SD) qui est donc également *fonction du TR*.

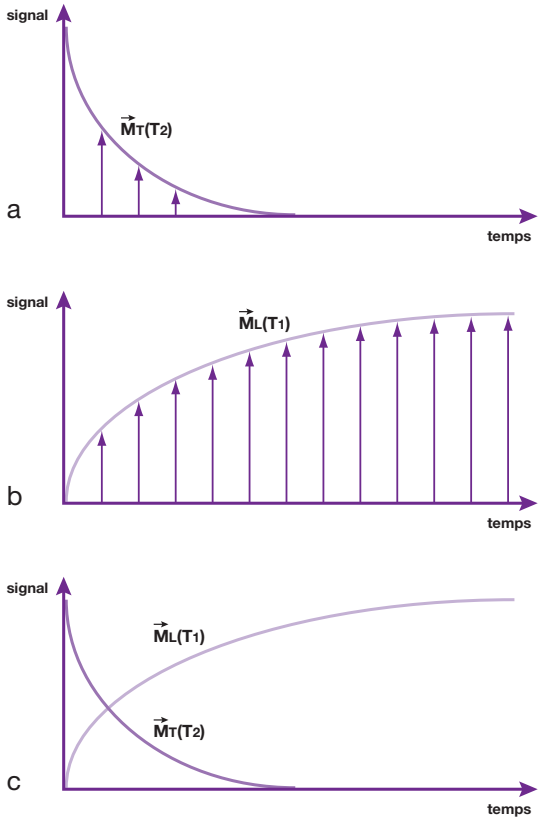



**Fig. 5-1.** Au cours de chaque cycle élémentaire :
(a) l'aimantation $\vec{M}_T$ décroît en T2 ;
(b) l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ repousse en T1 ;
(c) si nous représentons la décroissance de l'aimantation transversale et la repousse de l'aimantation longitudinale sur un même schéma (c'est logique), $\vec{M}_T$ décroît (disparaît) beaucoup plus rapidement que ne repousse $\vec{M}_L$.

Nous voyons ainsi que les paramètres TE et TR accessibles à l'opérateur vont tous deux moduler le signal :

- le TE détermine *le moment où le signal est mesuré* (sur la courbe de décroissance en T2) ;
- le TR (par le truchement nécessaire de la répétition du cycle élémentaire 90°–180°) détermine le *niveau de repousse* de l'aimantation longitudinale et donc du *signal disponible* (SD).

Chacun de ces deux paramètres va également contrôler le *contraste* (différences) en T1 et (différences) en T2 de la séquence, comme nous allons le voir.

Le TR (en conséquence de la répétition «pour chaque ligne» du cycle élémentaire 90°–180°) détermine le *niveau de repousse* de l'aimantation longitudinale à la fin de chaque cycle et donc du «*signal disponible*» ou «niveau maximal initial» à partir duquel le signal va décroître au début de chaque cycle (fig. 5-2a). Nous avons représenté (fig. 5-2b) la repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ dans un cycle et la décroissance de l'aimantation transversale $\vec{M}_T$ dans le cycle suivant. $\vec{M}_T$ et $\vec{M}_L$ sont liés *l'un à l'autre par les impulsions de 90°* : le niveau (longueur ou module $\vec{M}_{Lr}$) auquel repousse $\vec{M}_L$ est égal au niveau (longueur ou module $\vec{M}_{Td}$) duquel va décroître $\vec{M}_T$ : $\vec{M}_{Lr} = \vec{M}_{Td} = SD$.

## Influence du temps de répétition

Dans une séquence d'IRM, nous savons qu'il faut répéter le cycle élémentaire d'impulsion RF de 90° et 180° pour créer un signal dans le

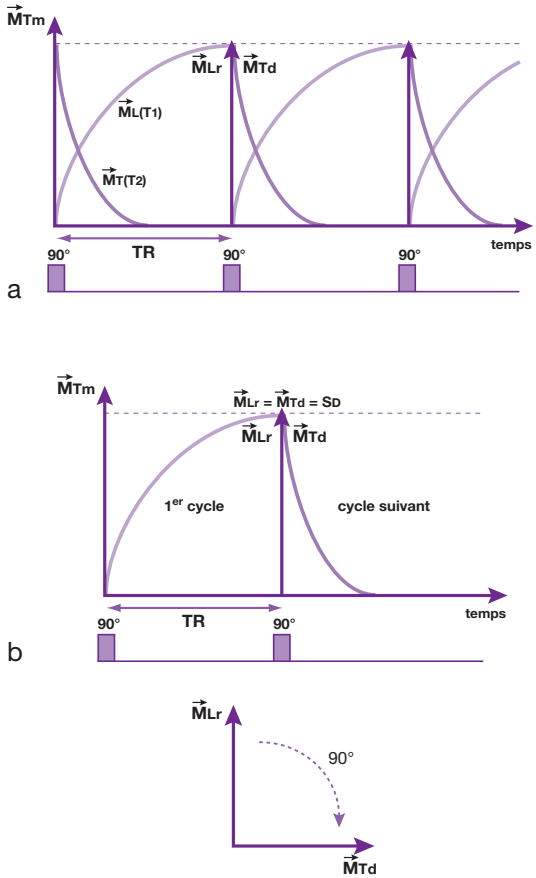



**Fig. 5-2.** Relation entre l'aimantation longitudinale et transversale.
(a) Au cours de chaque cycle élémentaire, l'aimantation longitudinale recroît et l'aimantation transversale décroît. Le TR (en conséquence de la répétition «pour chaque ligne» du cycle élémentaire 90°–180°) détermine le niveau de repousse de l'aimantation longitudinale à la fin de chaque cycle ($\vec{M}_{Lr}$) et donc du «signal disponible» (SD) ou «niveau maximal initial» à partir duquel le signal va décroître au début de chaque cycle ($\vec{M}_{Td}$).
(b) L'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ repousse dans un cycle et l'aimantation transversale $\vec{M}_T$ décroît dans le cycle suivant. $\vec{M}_T$ et $\vec{M}_L$ sont liés l'un à l'autre par les impulsions de 90° : le niveau (longueur ou module MLr) auquel repousse $\vec{M}_L$ est égal au niveau (longueur ou module $\vec{M}_{Ld}$) duquel va décroître $\vec{M}_T$ : $\vec{M}_{Lr} = \vec{M}_{Td}$.

plan transversal et le mesurer. Le temps de répétition TR correspond à l'intervalle *séparant deux impulsions de 90°* (deux cycles élémentaires), c'est-à-dire au «temps de passage» d'une ligne sur l'autre. Durant chaque intervalle TR, l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ (de chacun des tissus) repousse en fonction de leurs T1 (respectifs). Le *temps de répétition* correspond donc également au «*temps de repousse*» ou de récupération de l'aimantation longitudinale :

- l'aimantation longitudinale $\vec{M}_L$ repousse jusqu'à un certain niveau en fonction de la longueur du TR, puis est de nouveau basculée dans le plan transversal par l'impulsion de 90° qui amorce le cycle suivant;
- si (fig. 5-3a) le TR est long (par rapport au T1 des tissus concernés : 2 s), l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre $\vec{M}_{z0}$ à la fin de chaque cycle (rappel : 98 % de repousse si TR = 4 T1);
- si (fig. 5-3b) le TR est court (inférieur ou proche du T1 des tissus concernés : 0,5 s), la courbe de repousse de l'aimantation longitudinale est interrompue et l'aimantation longitudinale ne récupère pas son niveau initial à la fin de chaque cycle (rappel : repousse ≤ 63 % si TR ≤ T1);
- le TR conditionne donc le niveau de repousse en T1; c'est la raison pour laquelle nous l'avions également appelé «temps de repousse»;
- le TR conditionne également le contraste en T1, c'est-à-dire la «pondération en T1» d'une séquence.

En effet, prenons par exemple deux tissus ayant des T1 différents (fig. 5-4). Le tissu R a un T1 court («sportif» : repousse Rapidement) et le tissu L a un T1 long (pas sportif : repousse Lentement) :

- pour un *TR long* (2 s), les deux tissus ont «presque» complètement récupéré leur aimantation longitudinale d'équilibre. Bien qu'ayant des vitesses de repousse – T1 respectifs – différents, on ne peut plus les distinguer par leur T1;
- pour un *TR court* (0,5 s), le tissu R à T1 plus court repousse plus rapidement que le tissu L à T1 plus long : le signal du tissu R (mesuré dans le cycle suivant) sera plus élevé (plus blanc) que celui de L (plus noir). La différence blanc/noir apparaîtra sous forme de contraste sur l'image : les tissus se distinguent par leur T1 = contraste en T1.

Au total, le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence :

- plus on raccourcit le TR, plus la séquence est pondérée en T1 et c'est le tissu à T1 le plus court («sportif») qui donnent le signal le plus élevé;
- plus on allonge le TR, plus la séquence est «dépondérée» en T1.

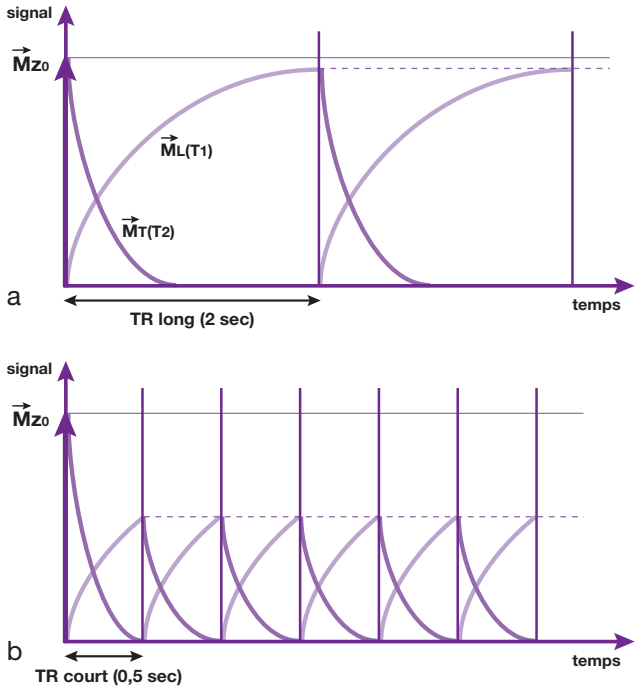



**Fig. 5-3.** Influence du TR : le TR conditionne le niveau de repousse en T1 («temps de repousse»).
(a) Si le TR est long (par rapport au $T_1$ des tissus concernés : 2 s), l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre $\vec{M}_{Z0}$ à la fin de chaque cycle (si TR = 4 $T_1$ : 98 % de repousse).
(b) Si le TR est court (inférieur ou proche du $T_1$ des tissus concernés : 0,5 s), la courbe de repousse de l'aimantation longitudinale est interrompue et l'aimantation longitudinale ne récupère pas son niveau initial à la fin de chaque cycle (si TR $\leq$ $T_1$ : repousse $\leq$ 63 %).

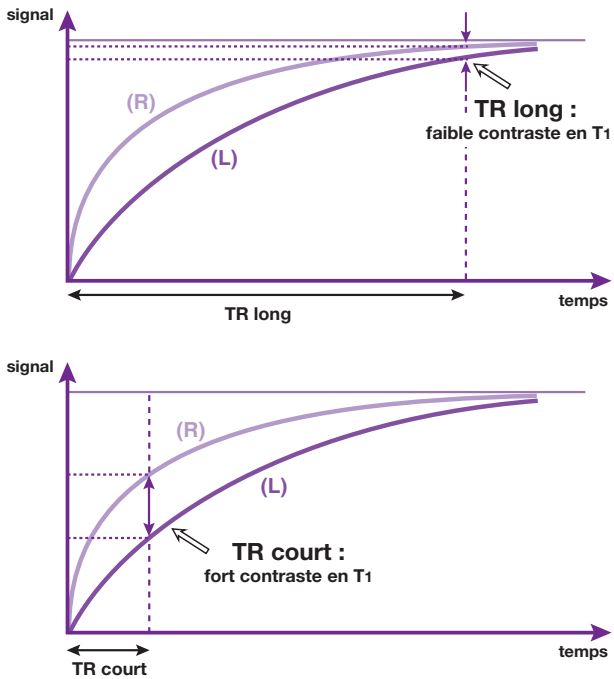



**Fig. 5-4.** Le TR conditionne la pondération en $T_1$ d'une séquence.
Si le TR est long (2 s), les deux tissus, ont «presque» complètement récupéré leur aimantation longitudinale d'équilibre. Bien qu'ayant des vitesses de récupération – $T_1$ respectifs – différentes, on ne peut plus les distinguer par leur $T_1$ («dépondération» en $T_1$).
Si le TR est court (0,5 s), le tissu R à $T_1$ plus court repousse plus rapidement que le tissu L à $T_1$ plus long : le signal du tissu R (mesuré dans le cycle suivant) sera plus élevé (plus blanc) que celui de L (plus noir). La différence blanc/noir apparaîtra sous forme de contraste sur l'image : les tissus se distinguent par leur $T_1$ = contraste en $T_1$ («pondération» en $T_1$»).

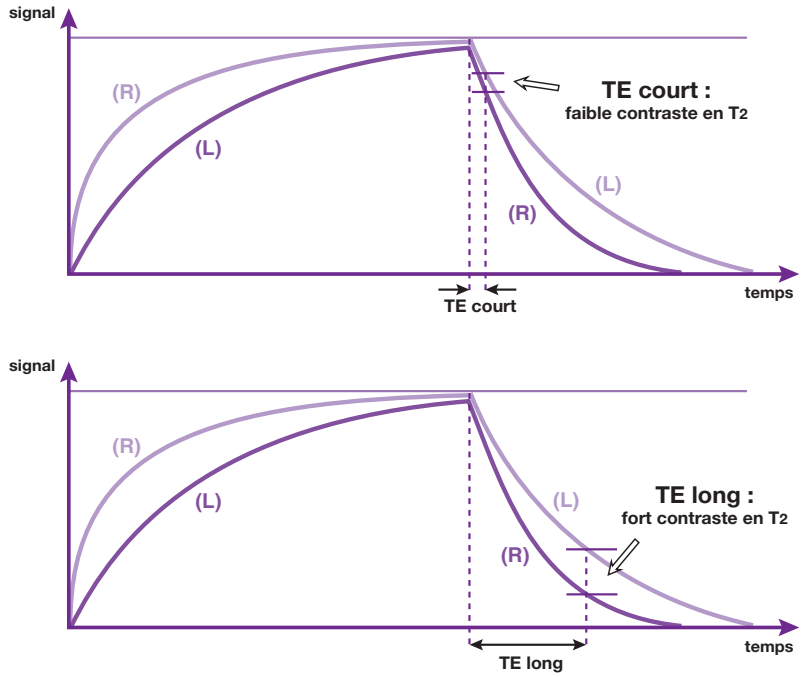



**Fig. 5-5.** Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence.
Si le TE est court (< 20–30 ms), les différences en vitesse de décroissance (sportivité) n'ont pas le temps de s'exprimer. Les deux tissus, bien qu'ayant des vitesses de décroissance – T2 respectifs – différentes, ne sont pas bien séparés : on ne peut pas bien les distinguer par leur T2 («dépondération» en T2).
Si le TE est plus long (> 80–100 ms), le tissu L à T2 plus long décroît plus lentement (traînard) que le tissu R à T2 plus court : le signal du tissu L (mesuré lors de l'écho) sera plus élevé (plus blanc) que celui de R (plus noir). La différence blanc/noir apparaîtra sous forme de contraste sur l'image : les tissus se distinguent par leur T2 = contraste en T2 («pondération» en T2).

## Influence du temps d'écho

Dans la séquence d'écho de spin, en début de cycle, l'impulsion de 90° fait apparaître l'aimantation (signal) dans le plan transversal. Le signal décroît très rapidement en T2*. L'impulsion de 180° (appliquée au temps t = TE/2) permet d'accéder à la décroissance en T2 «vrai» et le signal (aimantation transversale) est récolté lors de l'écho au temps TE. Durant chaque intervalle TE, l'aimantation transversale $\vec{M}_T$ (de chacun des tissus) décroît en fonction de leurs T2 (respectifs). Le TE (= 2 TE/2) détermine le moment précis où le signal est mesuré (sur la courbe de décroissance en T2), c'est-à-dire le temps pendant lequel on laisse décroître le signal (en T2) avant de le mesurer.

Reprenons l'exemple de deux tissus ayant cette fois des T2 différents (fig. 5-5); le tissu R à un T2 court («sportif» : décroît Rapidement) et le tissu L a un T2 long (pas sportif : décroît Lentement)[1] :

- *si le TE est court* (< 20–30 ms), les différences en vitesse de décroissance (sportivité) n'ont pas le temps de s'exprimer. Les deux tissus, bien qu'ayant des vitesses de décroissance – T2 respectifs – différentes, ne sont pas bien séparés : *on ne peut pas les distinguer par leur T2*;
- *si le TE est plus long* (> 80–100 ms) (c'est-à-dire «adapté» aux vitesses de décroissance des tissus), le tissu L à T2 plus long décroît

1 Un tissu dont l'aimantation longitudinale repousse vite (T1 court) a «généralement» une aimantation transversale qui décroît rapidement (T2 court) : T1 court ⇒ T2 court ou «sportif» T1 ⇒ «sportif» T2. Inversement, un tissu dont l'aimantation longitudinale repousse lentement (T1 long) a «généralement» une aimantation transversale qui décroît lentement (T2 long) : T1 long ⇒ T2 long ou «pas sportif» T1 ⇒ «pas sportif» T2.

plus lentement («traînard») que le tissu R à T2 plus court : le signal du tissu L (mesuré lors de l'écho) sera plus élevé (plus blanc) que celui de R (plus noir). La différence blanc/noir apparaîtra sous forme de contraste sur l'image : *les tissus se distinguent par leur T2 = contraste en T2*.

Au total, le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence :

- *plus on allonge le TE, plus la séquence est pondérée en T2* (la pondération en T2 de la séquence augmente sur les échos successifs) et c'est le tissu à T2 le plus long («pas sportif = traînard») qui donne le signal le plus élevé;
- *plus on raccourcit le TE, plus la séquence est «dépondérée» en T2*.

## Pondération en T1, T2 et densité protonique

Comme nous le savons maintenant, en *allongeant* ou en *raccourcissant* les paramètres TE et TR, on favorise (ou non) le contraste en T1, en T2 ou en densité protonique d'une séquence d'écho de spin (*voir* Annexe 9). Nous allons pouvoir en toute logique concevoir des séquences (images) pondérées essentiellement en T1 ou en T2 (ou en densité protonique ρ). Mais la réalisation d'une image «pure» en T1, T2 ou ρ est évidemment impossible. L'image finale est toujours le résultat d'un «compromis» où l'on favorise le «plus possible» l'influence «contraste» d'un seul de ces facteurs (en essayant de minimiser l'influence des autres facteurs).

### Séquence courte pondérée en T1

Pour pondérer une séquence («principalement») en T1, il faut (fig. 5-6) :

- un *TR court* (400 à 600 ms) pour favoriser le contraste en T1 (pondération en T1);
- un *TE court* (15 ms) pour minimiser le contraste en T2 («dépondération» en T2);
- *le tissu avec le T1 le plus court* (le plus sportif) *donnera le plus de signal* (le plus blanc).

Ainsi, *tout est court en T1* : le TR (donc la durée de la séquence[2]) et le TE; c'est aussi le tissu avec le T1 le plus court qui engendre le plus de signal.

Il est d'ailleurs logique que, pour accéder aux différences liées à la repousse de l'aimantation longitudinale (T1), on observe cette repousse (compétition) après un temps court (TR court : optimise les différences en T1); puis, on bascule l'aimantation dans le plan transversal par l'impulsion RF de 90° (là où on peut la mesurer) et on réalise immédiatement la mesure (TE le plus court possible); ainsi, seule la repousse longitudinale interviendra et non pas la décroissance de l'aimantation transversale (le déphasage des spins en T2 est, nous l'avons vu, très rapide !).

### Séquence longue pondérée en T2

Pour pondérer une séquence en T2, il faut (fig. 5-7) :

- un *TE long* (120 ms) pour favoriser le contraste en T2 (pondération en T2);

2 Le TR représente le temps de «passage» d'une ligne sur l'autre. Il est donc logique que la durée totale d'acquisition de l'image sera d'autant plus courte que le TR est court. Nous y reviendrons ultérieurement.

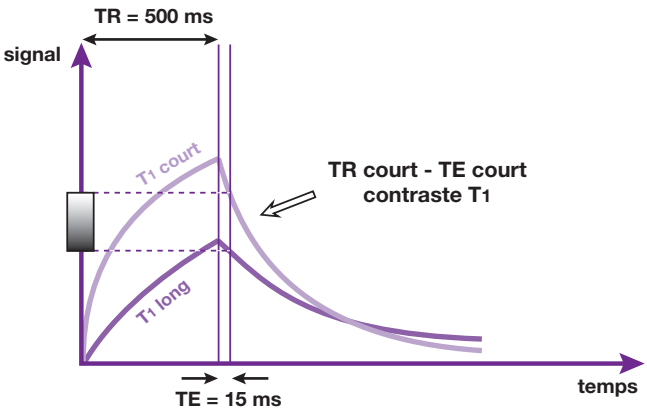



**Fig. 5-6.** Impératifs d'une séquence «courte» pondérée en T1 :
– un TR court (400 à 600 ms) pour favoriser le contraste en T1 (pondération en T1);
– un TE court (15 ms) pour minimiser le contraste en T2 («dépondération» en T2).
Tout est court en T1 : le TR (donc la durée de la séquence) et le TE; c'est aussi le tissu avec le T1 le plus court (le plus sportif) qui donne le plus de signal (le plus blanc).

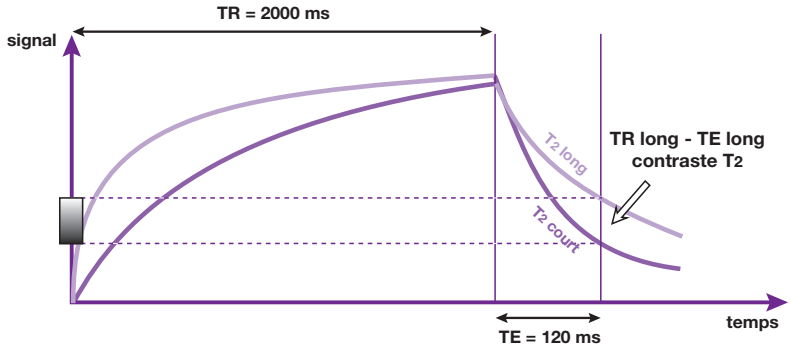



**Fig. 5-7.** Impératifs d'une séquence «longue» pondérée en T2 :
– un TE long (120 ms) pour favoriser le contraste en T2 (pondération en T2);
– un TR long (2 000 ms) pour minimiser le contraste en T1 («dépondération» en T1).
Tout est donc long en T2 : le TR (donc la durée de la séquence) et le TE; c'est aussi le tissu avec le T2 le plus long (le moins sportif : traînard) qui donne le plus de signal (le plus blanc).

- un *TR long* (2 000 ms) pour minimiser le contraste en T1 (*«dépondération» en T1*);
- le tissu avec le *T2 le plus long* (le moins sportif : traînard) donne *le plus de signal* (le plus blanc).

*Tout est donc long en T2* : le TR (donc la durée de la séquence) et le TE; c'est aussi le tissu avec le T2 le plus long qui engendre le plus de signal.

Il est plus facile d'obtenir une image bien pondérée en T2 («exclusivement»). En effet, pour bien dépondérer en T1, il suffit d'allonger le TR (seule contrainte : augmente la durée de la séquence). En revanche, pour bien pondérer une image en T1 («exclusivement»), il faudrait théoriquement réduire le TE «à zéro». Mais il est difficile de beaucoup réduire le TE, car il doit (toujours) être égal à deux fois le temps TE/2 (contraintes instrumentales). Le contraste est donc meilleur sur une séquence en T2 (/T1 et ρ), mais le rapport signal sur bruit est plus faible car les mesures sont réalisées «tardivement» (TE long) sur la courbe d'atténuation du signal en T2 (signal plus faible).

## Pondération en densité de protons ou ρ

Une pondération en densité de protons (symbolisée par la lettre ρ) est obtenue avec un *TR long* (2 000 ms), comme pour la pondération T2 qui minimise le contraste en T1 (*«dépondère» en T1*) et un *TE court* (15 à 20 ms) qui minimise le contraste en T2 (*«dépondère» en T2*)[3].

3 En pratique, on peut retenir que le TR de la pondération en T2 et en densité protonique est environ 4 fois le TR de la pondération en T1 (2 000 ms = 4 × 500 ms).

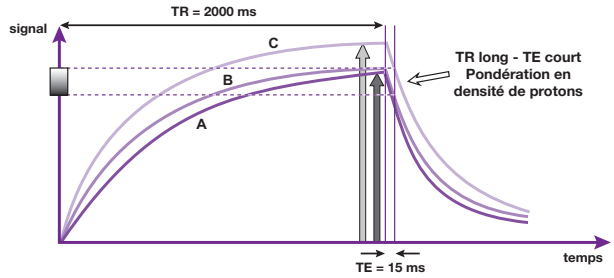



**Fig. 5-8.** Une pondération en densité de protons ρ est obtenue avec un TR long (2 000 ms) qui minimise le contraste en T1 («dépondère» en T1) et un TE court (15 à 20 ms) qui minimise le contraste en T2 («dépondère» en T2).
L'aimantation longitudinale de chaque tissu a le temps de repousser entièrement (à sa valeur d'équilibre initiale) :
– s'il n'y a pas de différences en densité protonique entre les tissus A et B, il n'y a pas de différences en signal;
– en revanche, des différences en densité protonique (le tissu C contient plus de protons que A et B) entraînent des différences entre les vecteurs $\vec{M}_{Z0}$ à l'équilibre et par conséquent des différences en signal : contraste en ρ.
La « hauteur » atteinte par les courbes de repousse dépend de la densité protonique de chaque tissu, représentée ici par une flèche gris foncé pour les tissus A et B et par une flèche gris clair pour le tissu C.

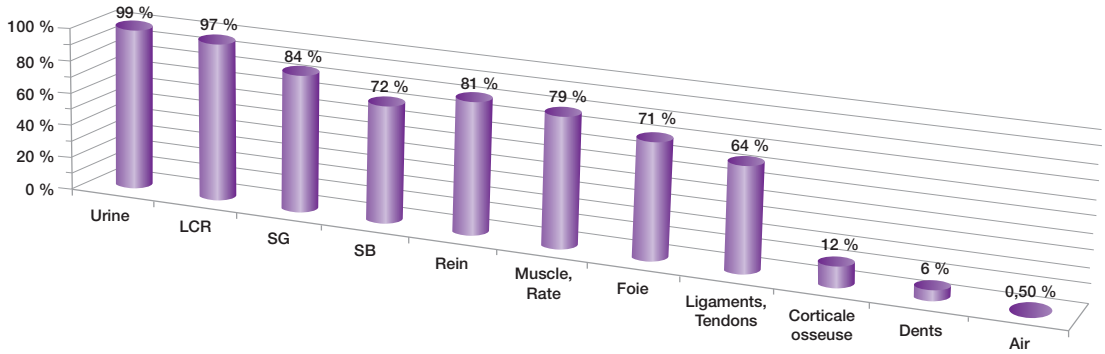



**Fig. 5-9.** Teneur en eau de différents tissus biologiques permettant d'évaluer leurs différences en densité de protons.
Pour la majorité des tissus mous biologiques, les variations sont faibles (de l'ordre de 10 à 15 %). Certains liquides ont une densité protonique très élevée : urine, LCR, etc. Les structures contenant très peu de protons ne donneront jamais de signal, quelle que soit la séquence : corticale osseuse, air, etc. Enfin, les tissus fibro-collagéneux (ligaments, tendons) ont une densité de protons moyenne mais possèdent une structure particulière (fibres) qui influence le signal à la baisse[5].

En effet, dans ce cas de figure, l'aimantation longitudinale de chaque tissu repousse entièrement jusqu'à sa valeur d'équilibre initiale $\vec{M}_{Lr} = \vec{M}_{L0} = \vec{M}_{z0}$ (fig. 5-8) : s'il n'y a pas de différences en densité protonique entre les tissus, il n'y a pas de différences en signal ; en revanche, des différences en densité protonique (un tissu contient plus de protons que l'autre) entraînent des différences entre les vecteurs $\vec{M}_{z0}$ à l'équilibre[4] et, par conséquent, des différences en signal : le contraste obtenu exprime alors les différences en densité protonique. Le contraste en densité protonique est en général faible (de l'ordre de 10 à 15 %), car les différences en teneur en eau entre les différents tissus mous biologiques ne sont pas très élevées (fig. 5-9).

C'est sur le premier écho (à TE court et TR long !) d'une séquence longue que la pondération en ρ est obtenue. Le rapport signal sur bruit est bon : en effet, grâce au long TR, le signal repousse bien (en T1) et, de plus, les mesures sont réalisées «précocement» (TE court) sur la courbe d'atténuation du signal en T2.

4 Nous avions déjà évoqué la notion de densité protonique (ρ) ou concentration en protons par unité de volume : $\vec{M}_{z0}$ est «proportionnel» à la densité protonique (*voir* Chapitre 2).

## Notion de pondération : approche schématique

Avant de passer à la suite, nous allons fixer ces notions de pondération en T1, T2 et ρ à l'aide d'un exemple comportant deux bonshommes, une montagne et un soleil au-dessus de la montagne (fig. 5-10a) :

- l'*ascension* de la montagne (longue) correspond au T1 (repousse de l'aimantation longitudinale) ;
- la *descente* de la montagne à ski (courte) correspond au T2 (décroissance de l'aimantation transversale) ;
- le *soleil* représente le niveau d'intensité du signal : plus les sujets sont proches du soleil et plus ils ont un signal élevé (blanc).

Nous allons prendre deux sujets : un sportif («super P», p pour proton) et un non-sportif

5 Les tendons et les ligaments sont constitués de filaments de collagène organisés sous forme de fibres. Cette structure particulière (anisotropique, c'est-à-dire dont les propriétés diffèrent selon la direction de mesure dans l'espace) entraîne des modifications du signal mesuré. Ainsi, le T2 des ligaments et des tendons est réduit aux valeurs de champs magnétiques usuels, d'où un hyposignal avec les TE utilisés habituellement. Cependant, le signal de ces tissus dépend de leur orientation dans le champ magnétique (*voir* phénomène de «l'angle magique», Chapitre 11).

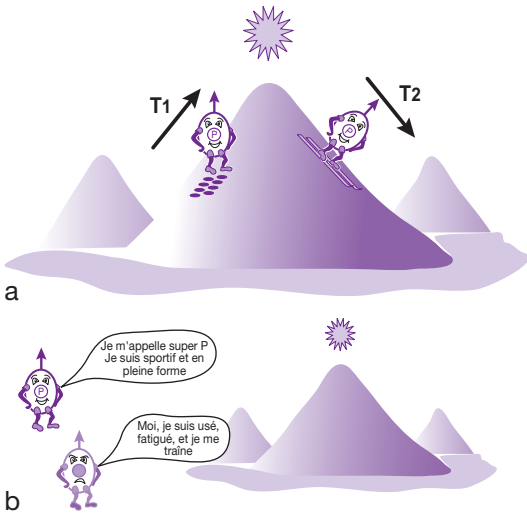



**Fig. 5-10.** (a) Notions de T1 et T2.
L'ascension de la montagne (longue) correspond au T1 (repousse de l'aimantation longitudinale).
La descente de la montagne à ski (courte) correspond au T2 (décroissance de l'aimantation transversale).
Le T1 est plus long que le T2 !
Le soleil représente le niveau d'intensité du signal : plus les sujets sont proches du soleil et plus ils ont un signal élevé (blanc).
(b) Deux sujets sont en compétition : un sportif («super P», p pour proton) et un non-sportif (fatigué-paresseux-traînard).

(fatigué-paresseux-traînard) (fig. 5-10b). Ils sont tous les deux au bas de la montagne et vont commencer à grimper. L'ascension de la montagne correspond au T1 et nous allons les observer au temps TR (fig. 5-11a).

## Contraste en T1 (fig. 5-11)

- *Si le TR est long :* les deux bonshommes sont arrivés au sommet de la montagne et voient le même soleil (même signal). Bien qu'ayant des vitesses d'ascension (T1 respectifs) différentes, on ne peut plus les distinguer par leur T1 ⇒ dépondération en T1.
- *Si le TR est raccourci = court* (on arrête les grimpeurs pendant l'ascension), le sujet sportif (à T1 plus court) qui remonte plus rapidement est au-dessus (plus proche du soleil = signal plus élevé = plus blanc) que le sujet non sportif (à T1 plus long = plus noir) : les grimpeurs se différencient par leur T1 ⇒ contraste en T1.

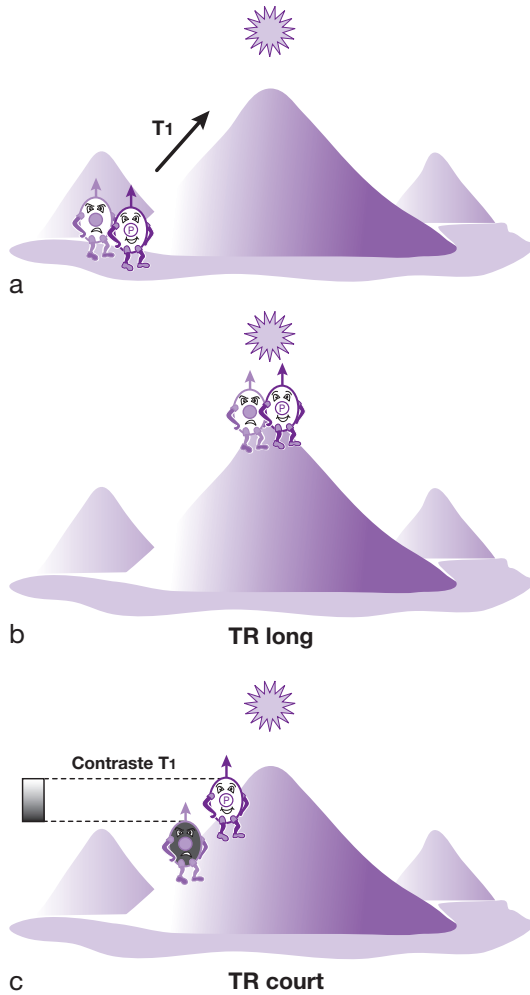



**Fig. 5-11.** Contraste en T1.
(a) Le T1, c'est l'ascension de la montagne.
(b) Si le TR est long, les deux bonshommes sont arrivés au sommet de la montagne et voient le même soleil (même signal). Bien qu'ayant des vitesses d'ascension (T1 respectifs) différentes, on ne peut plus les distinguer par leur T1 ⇒ «dépondération» en T1.
(c) Si le TR est raccourci = court (on les arrête pendant l'ascension), le sujet sportif (à T1 plus court) qui remonte plus rapidement est au-dessus (plus proche du soleil = signal plus élevé = plus blanc) que le sujet non sportif (à T1 plus long = plus noir) : les grimpeurs se différencient par leur T1 ⇒ contraste en T1.

## Contraste en T2 (fig. 5-12)

Les skieurs viennent de chausser leurs skis et d'amorcer la descente.

- *Si le TE est court,* les différences en vitesse de descente (sportivité) n'ont pas le temps de

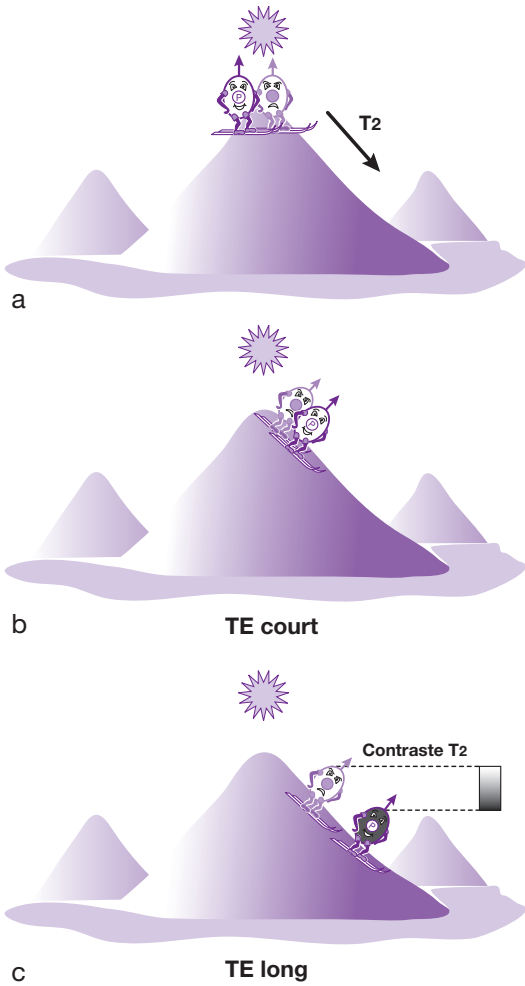



**Fig. 5-12.** Contraste en T2.
(a) Les sujets chaussent leurs skis : le T2, c'est la descente (à skis) de la montagne.
(b) Si le TE est court, les skieurs viennent d'amorcer la descente : les différences en vitesse de descente (sportivité) n'ont pas le temps de s'exprimer. Les deux skieurs, bien qu'ayant des vitesses de descente (T2 respectifs) différentes, ne sont pas bien séparés (encore proches du sommet) : on ne peut pas les distinguer par leur T2 ⇒ «dépondération» en T2.
(c) Si le TE est allongé = long («adapté» aux vitesses de descente des skieurs), le non-sportif (traînard-fatigué, à T2 plus long) qui descend plus lentement (plus proche du soleil) a un signal plus élevé (plus blanc) que le sujet sportif (à T2 plus court = plus noir) : les skieurs se distinguent par leur T2 ⇒ contraste en T2.

s'exprimer. Les deux skieurs, bien qu'ayant des vitesses de descente (T2 respectifs) différentes, ne sont pas bien séparés (encore proches du sommet) : on ne peut pas les distinguer par leur T2.

- *Si le TE est allongé = long* (c'est-à-dire «adapté» aux vitesses de descente des skieurs), le non-sportif (traînard) (à T2 plus long) qui descend plus lentement (plus proche du soleil) a un signal plus élevé (plus blanc) que le sujet sportif (à T2 plus court = plus noir) : les skieurs se distinguent par leur T2 ⇒ contraste en T2.

**Remarque :** en général, le sujet sportif (= rapide lors de l'ascension de la montagne) est également le plus rapide dans la descente. Inversement, le sujet non sportif (fatigué-paresseux-traînard) lent sur la montée de la montagne est également le plus lent dans la descente. Il en est de même pour les temps de relaxation des tissus : le tissu ayant le T1 le plus court (hypersignal : blanc en T1) a généralement un T2 court (hyposignal : noir en T2). Inversement, un tissu qui a un T1 long (hyposignal : noir en T1) a également un T2 long (hypersignal : blanc en T2). *Il y a donc une inversion du contraste de la séquence T1 par rapport à celle en T2.*

## Contraste en ρ (fig. 5-13)

La densité protonique exprime les différences en hauteur de montagne. Si les sujets remontent sur des montagnes dont les hauteurs sont différentes (différences en ρ), ils ne voient pas le même soleil et c'est celui sur la montagne la plus haute (*plus grande densité protonique*) qui a *le plus de signal* (plus blanc). S'il n'y a pas de différences entre les hauteurs des montagnes (pas de différences en ρ), ils voient le même soleil et ont le même signal. Pour mettre en évidence ces différences en densité protonique, il faut utiliser un TR long, pour ne pas faire intervenir le T1 (dépondération en T1) et un TE court pour minimiser l'influence du T2 (dépondération en T2) : on obtient un contraste en ρ.

**Remarque :** il reste à envisager deux situations de plus :

- *le TR est très court :* les deux sujets n'ont alors pas le temps de remonter suffisamment le long de la montagne (repousse trop faible de l'aimantation longitudinale = *saturation* de l'aimantation longitudinale). Cela peut être représenté par une couche de nuages

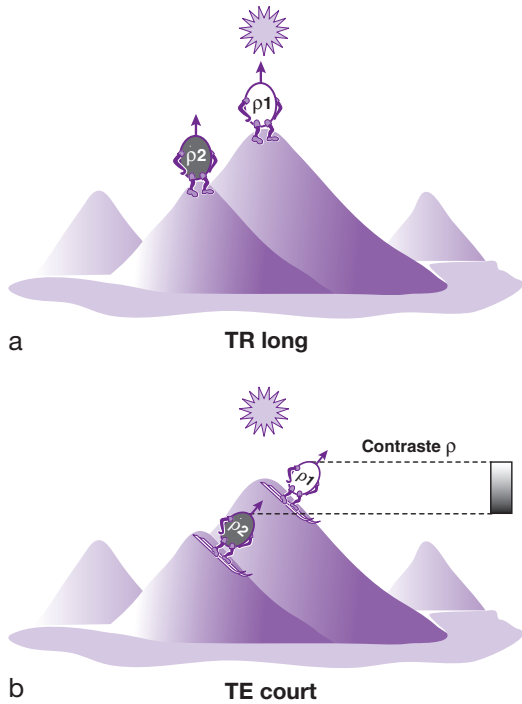



**Fig. 5-13.** Contraste en ρ (TR long, TE court).
Si les sujets remontent sur des montagnes dont les hauteurs sont différentes (différences en ρ), ils ne voient pas le même soleil et c'est celui sur la montagne la plus haute (plus grande densité protonique) qui a le plus de signal (plus blanc) ⇒ contraste en ρ.
Dans ce cas, le TR est long (dépondération en T1) et le TE est court, pour éviter l'influence du T2 (dépondération en T2).

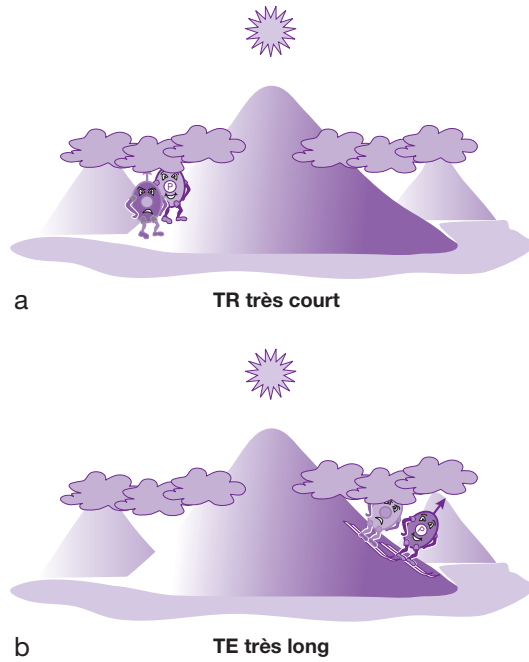



**Fig. 5-14.**
(a) Si le TR est très court : les deux grimpeurs n'ont alors pas le temps de remonter suffisamment le long de la montagne (repousse trop faible de l'aimantation longitudinale = saturation de l'aimantation longitudinale); ils sont encore en dessous des nuages et ne sont pas exposés au soleil, donc n'ont pas de signal.
(b) Si le TE est trop long : les deux sujets descendent (presque) entièrement de la montagne. De nouveau, ils vont se retrouver en dessous des nuages, sans soleil, donc sans signal.

située à faible altitude entre les sujets (protons) et le soleil (signal) : si le TR est trop court, les deux grimpeurs sont encore en dessous des nuages et ne sont pas exposés au soleil, donc n'ont pas de signal (fig. 5-14a);

- *le TE est trop long* : les deux sujets descendent (presque) entièrement de la montagne. De nouveau, ils vont se retrouver en dessous des nuages, sans soleil, donc sans signal (fig. 5-14b);
- en conséquent, pour pondérer une image en T1 et T2, il faut respectivement (dans des limites raisonnables) raccourcir le TR et allonger le TE[6].

6 Ouf ! J'ose espérer que vous nous suivez encore. Sautez le paragraphe «Équation du signal RMN» si vous êtes épuisé !

## Équation du signal RMN

Nous venons de voir que le signal RMN, qui correspond à la décroissance en T2 de l'aimantation transversale, par l'intermédiaire de la répétition des impulsions de 90° «va également dépendre» de la repousse en T1. Deux paramètres accessibles à l'opérateur vont permettre de moduler la pondération de la séquence d'IRM (le signal dépend «principalement» du T1 ou du T2) : ce sont le TR et le TE. La densité en protons intervient également car $\vec{M}_{L0}$, donc $\vec{M}_{Lr}$ et $\vec{M}_{Tm}$ sont proportionnels à ρ. L'équation (simplifiée) du signal de la séquence de spin écho traduit ces faits :

$$S_{se} = \rho L(TR/T1) \cdot T(T2/TE) f(v)$$

avec :

$S_{se}$ = signal en spin écho; ρ = densité protonique; $L(TR/T1) = 1 - e^{-TR/T1}$; $T(T2/TE) = e^{-TE/T2}$; f(v) = fonction liée au flux.

Dans cette équation, le signal est proportionnel à la densité protonique. Il dépend également de deux fonctions dont l'une, $e^{-TE/T2}$ traduit la décroissance exponentielle en T2 de MT (modulée par le TE) et l'autre, $1 - e^{-TR/T1}$ traduit la repousse exponentielle en T1 de $\vec{M}L$ (modulée par le TR). Ces deux fonctions représentent simplement la traduction mathématique des courbes de décroissance en T2 et de repousse en T1 déjà évoquées (se reporter à l'Annexe 9 pour plus de précisions sur l'influence des paramètres TR et TE sur $S_{se}$). Enfin, le signal dépend également du flux dans les voxels (nous y reviendrons). En séquence d'écho de spin (en pondération T1), les vaisseaux apparaissent noirs alors qu'ils apparaissent blancs en séquence d'écho de gradient.

## Application au contraste du système nerveux central et en pathologie

Le contraste des différentes structures cérébrales découle des notions que nous venons de voir et du fait que la substance blanche a les temps de relaxations T1 et T2 les plus courts, le LCR (liquide céphalo-rachidien) les temps de relaxations les plus longs et la substance grise des valeurs intermédiaires (proches de la substance blanche).

### En séquence courte pondérée T1

En toute logique, le contraste est dit «anatomique» (fig. 5-15) :

- la substance blanche est blanche (T1 le plus court : sportif),
- la substance grise est grise,
- le LCR est noir (T1 le plus long : traînard).
- la graisse a le T1 le plus court (encore plus court «sportif» que la substance blanche) et apparaît donc très blanche (au-dessus de la substance blanche).

Ce contraste est facile à comprendre. En effet, le TR court (environ 500 ms) permet de pondérer en T1 (compétition sur la repousse) et la mesure est réalisée rapidement avec un TE court dans le cycle suivant pour conserver le même contraste (SB > SG > LCR). Si le TE est plus long, le contraste peut, nous l'avons vu, s'annuler ou même s'inverser : pondération progressive en T2. La graisse a le signal le plus élevé. La figure 5-16 représente le signal des principales structures sur des coupes sagittales, coronales et transverses.

Les lésions apparaîtront généralement en hyposignal (± franc) par rapport au cerveau. En effet, la plupart des phénomènes pathologiques allongent les temps de relaxation (car ils s'accompagnent d'une inflation hydrique : augmentation de l'eau libre à forte agitation

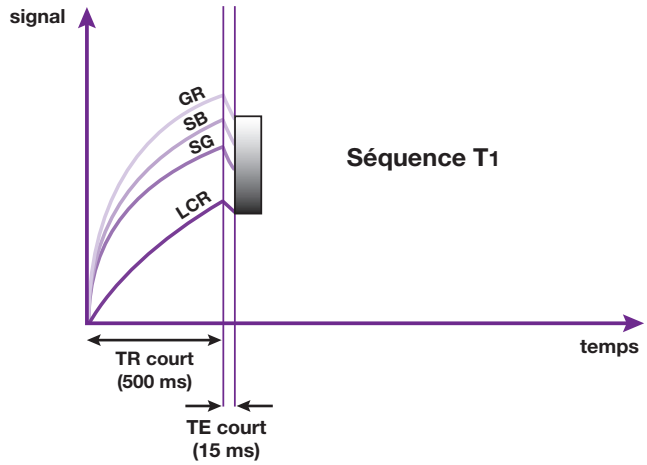



**Fig. 5-15.** Séquence «courte» pondérée en T1 (TR court = 500 ms) : contraste «anatomique».
LCR (→ noir), substance grise (SG) (→ gris), substance blanche (SB) (→ blanc). Le TR court permet de pondérer en T1 (compétition sur la repousse) et la mesure est réalisée rapidement avec un TE court dans le cycle suivant pour garder le même contraste (SB > SG > LCR). La graisse (GR) a le signal le plus élevé (T1 le plus court). Les lésions apparaissent généralement en hyposignal (± franc) par rapport au cerveau.

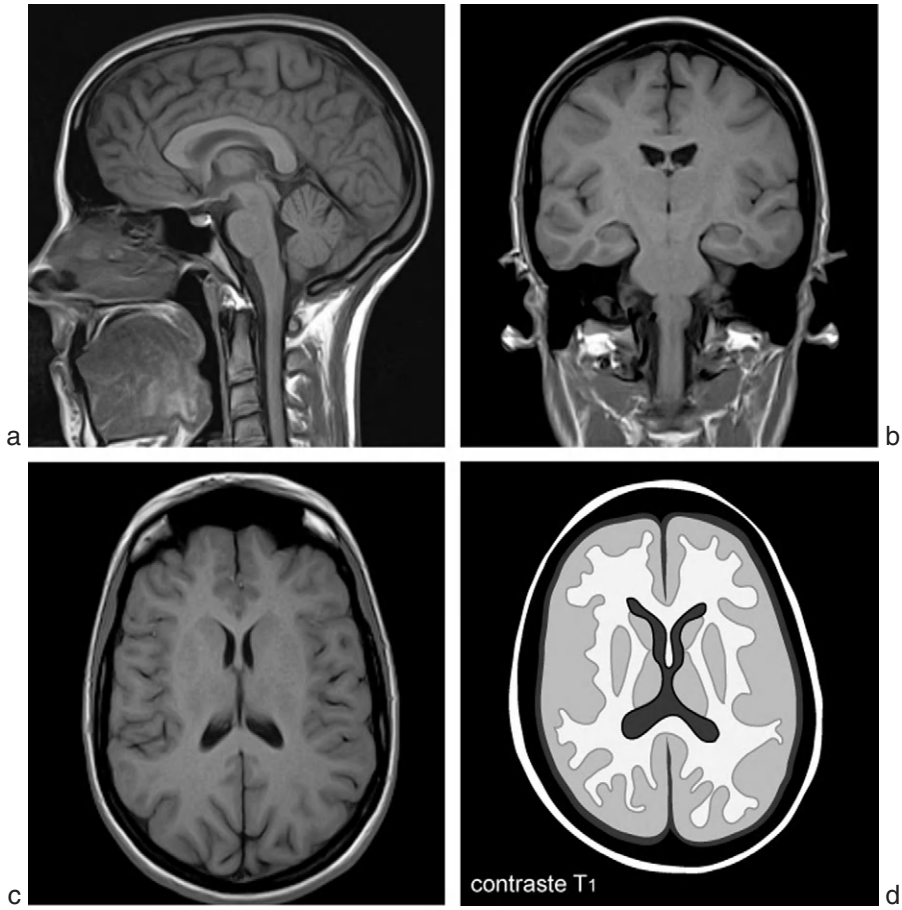



**Fig. 5-16.** Coupes sagittale (a), frontale (b) et axiale (c) pondérées en T1 :
– la substance blanche (en périventriculaire et au niveau du corps calleux) est blanche ;
– la substance grise (cortex en périphérie et noyaux gris centraux) est grise ;
– le LCR (ventricules) est noir.
Le contraste de ces différentes structures est représenté sur le schéma correspondant à la coupe axiale (d).

moléculaire[7]), donc le signal se modifiera en se «rapprochant» du signal du LCR (liquide). Il en sera de même pour le T2 qui sera aussi allongé comme nous le verrons plus loin.

La présence de protéines au sein d'une lésion kystique ou d'un épanchement (eau liée avec des macromolécules ralentit l'agitation moléculaire — facilite l'échange d'énergie entre protons et milieu environnant — favorise la relaxation T1)[8] et raccourcit le T1 («blanchit» le signal d'un liquide).

L'os et les calcifications dont les molécules sont fixes n'engendrent que peu de signal (noir). Il en est de même pour les cavités et les conduits aériques (poumons, sinus, trachée...) car l'air contient peu de protons.

En pratique, le contraste entre lésion et matière cérébrale ainsi qu'entre substance blanche et grise n'est souvent pas très bon : en effet les différences en T1 sont faibles (en particulier SB/SG) et, de plus, en écho de spin il est difficile de bien «dépondérer» l'image en T2 (il faudrait un TE presque nul). Ainsi, même une petite pondération en T2 (qui a tendance à inverser le contraste) suffit à amenuiser le contraste de tissus dont les T1 diffèrent peu. Pour obtenir un bon contraste en T1 il faut utiliser une autre séquence : la séquence d'inversion récupération («super T1»).

7 Voir « relaxation longitudinale ou T1 », Chapitre 3.

8 Voir « relaxation longitudinale ou T1 », Chapitre 3.

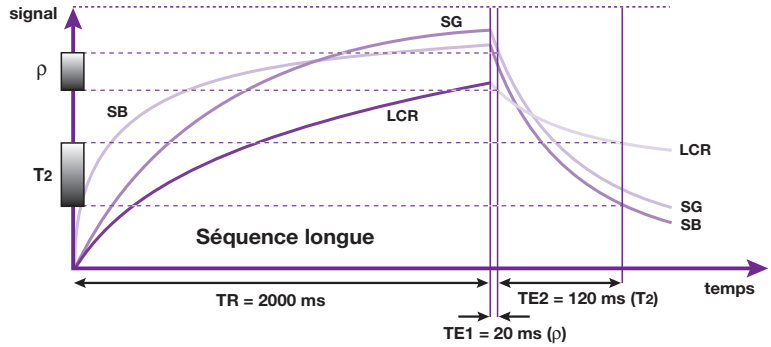



**Fig. 5-17.** Séquence «longue» (TR long : 2 000 ms).
L'allongement du TR (à 2 s) a pour effet d'exprimer la densité protonique de la substance grise : la courbe de repousse de la substance grise, dont la densité protonique est légèrement supérieure à celle de la substance blanche croise et passe au-dessus de la courbe de repousse de la substance blanche : inversion du contraste = SG > SB. Cette inversion de contraste est conservée lors de la décroissance du signal (dans le cycle suivant où le signal est mesuré).
– Sur le premier écho précoce en densité protonique (E1 = 20 ms), la courbe de décroissance du LCR n'a pas encore croisé (dépassé) les courbes de décroissance de la substance grise et blanche : le LCR est plus foncé que la substance grise et blanche (SG > SB > LCR).
– Sur le deuxième écho tardif en T2 (E2 = 120 ms), la courbe de décroissance du LCR a croisé et se situe bien au-dessus des courbes de la substance grise et blanche; le LCR est très blanc : inversion du contraste (LCR > SG > SB). Les lésions apparaissent en hypersignal (elles «flashent»).

## En séquence longue pondérée T2 et densité protonique

En pondération T2, le contraste est «inversé» par rapport au T1 (fig. 5-17) :

- la substance blanche est la plus foncée (T2 le plus court : sportif) ;
- la substance grise est entre les deux (proche de la substance blanche) mais plus claire que la substance blanche ;
- le LCR est blanc (T2 le plus long : traînard).

Comme pour le T1, les phénomènes pathologiques allongent en général le T2, d'où un hypersignal en T2). On parle de lésions qui «flashent» en T2.

Mais ce type de séquence à TR long (2000 ms) permet également d'obtenir une pondération en densité protonique ce qui rend le contraste est un peu plus difficile à comprendre. En effet elle comporte en général deux échos asymétriques : un premier écho précoce avec un TE court (15–20 ms) «dit» pondéré en densité protonique et un deuxième écho tardif avec un TE long (100–120 ms) pondéré en T2. L'allongement du TR à 2 s (>>1 s *voir* annexe 9 et fig. 5-18) a pour effet d'exprimer la densité protonique de la substance grise[9] par rapport à la substance blanche (mais pas celle du LCR, voir plus loin). En effet, la courbe de repousse de la substance grise, dont la densité protonique est légèrement supérieure à celle de la substance blanche croise et passe au-dessus de la courbe de repousse de la substance blanche : inversion du contraste (SG > SB). Cette inversion de contraste est conservée lors de la décroissance du signal (dans le cycle suivant où le signal est mesuré). Sur le premier écho précoce (E1 = 20 ms) en densité protonique, le LCR est gris noir (avec un TR de 2000 ms), plus foncé que la substance grise et blanche : la courbe de décroissance du LCR n'a pas encore croisé (dépassé) les courbes de décroissance de la substance grise et blanche (SG > SB > LCR). Sur le deuxième écho tardif

9 Un TR de 2 s a pour effet «d'exprimer» les différences en densité protonique de la substance blanche et grise. Pour exprimer la densité protonique du LCR (aqueux = la plus grande densité protonique) il faudrait un TR bien plus long (car le LCR a un T1 très long). Nous verrons qu'en séquence d'imagerie rapide (écho de spin rapide) pondérée en densité protonique, le LCR est (c'est logique) le plus blanc (voir plus loin).

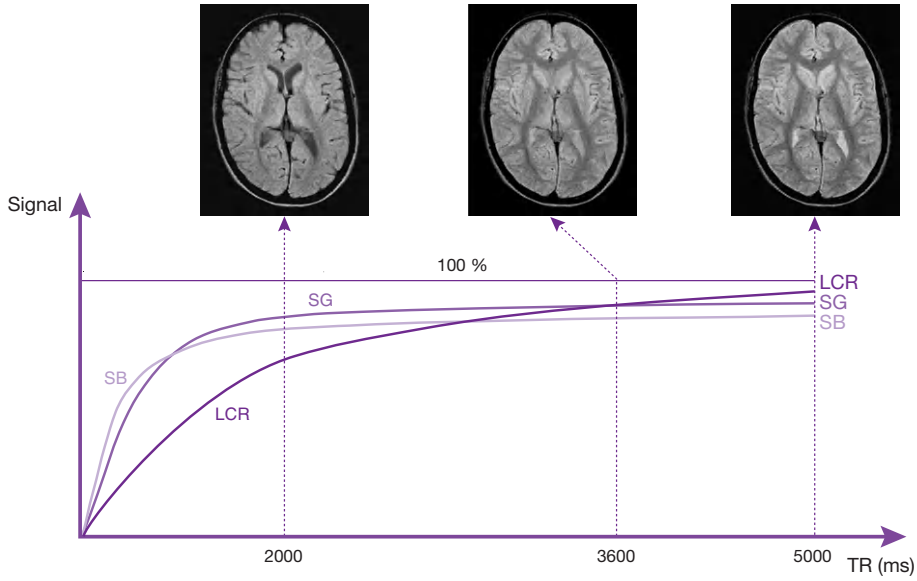



**Fig. 5-18.** Influence de l'allongement du TR sur la courbe de repousse du LCR.
L'allongement du TR à 2 s, nous l'avons vu, a pour effet d'exprimer la densité protonique de la substance grise : la courbe de repousse de la substance grise, dont la densité protonique est légèrement supérieure à celle de la substance blanche croise et passe au-dessus de la courbe de repousse de la substance blanche. L'allongement du TR au-delà de 3,5 - 4 s a pour effet d'exprimer la densité protonique du LCR : la courbe de repousse du LCR, dont la densité protonique est supérieure à celle de la substance grise et de la substance blanche croise la courbe de repousse de ces deux dernières.

(E2 = 120 ms) en T2, le LCR est très blanc : la courbe de décroissance du LCR a croisé et se situe bien au-dessus des courbes de la substance grise et blanche : inversion du contraste (LCR > SG > SB). Les lésions apparaissent en hypersignal (elles «flashent») (*voir* fig. 5-17 et fig. 5-19).

Mais pour une valeur de TR de 2 s, le LCR n'a pas encore «dépassé», lors de la repousse, les courbes de recroissance de la substance blanche et grise (T1 du LCR à 1,5 Tesla environ 3 500 ms — *voir* annexe 10). Pour exprimer la densité protonique du LCR (aqueux = la plus grande densité protonique = signal blanc), il faut utiliser un TR bien plus long > à 3,5–4 s (prohibitif sur la durée d'acquisition de la séquence d'écho de spin standard), car le LCR a un T1 très long (fig. 5-18). Nous verrons qu'en séquence d'imagerie rapide (écho de spin rapide, TR > 3,5–4 s) pondérée en densité protonique, le LCR est (c'est logique) le plus blanc. On peut parler alors de « densité protonique vraie ».

On peut maintenant représenter ces contrastes en T2 et densité protonique sur une coupe transverse du cerveau (fig. 5-19)

Comme nous l'avons évoqué plus haut, la plupart des phénomènes pathologiques allongent le T1 et le T2 ce qui conduit donc à un hyposignal en T1 et un hypersignal en T2 (fig. 5-20).

La densité protonique est également intéressante d'autant, qu'en général, la séquence avec un TR long permet d'obtenir deux «séries» d'images, l'une pondérée en ρ et l'autre en T2 pour une même durée d'examen!)[10]. Cette approche permet de comparer les différences de contraste obtenues dans ces deux pondérations ce qui a pour but de faciliter, par exemple, la caractérisation d'une lésion. Pendant très longtemps, la séquence de densité protonique a été utile pour mettre en évidence les plaques de démyélinisation périventriculaires. La comparaison des deux images a également pour but de mieux analyser l'image pathologique et

10 En effet, comme il faut de toute façon attendre un écho tardif (TE=120ms) pour l'image pondérée en T2, il est judicieux de réaliser « entre-temps » une première image (écho précoce TE = 20°ms) pondérée en ρ : pour le même temps d'examen, on obtient ainsi *deux images* (avec deux pondérations différentes) *au lieu d'une seule.*

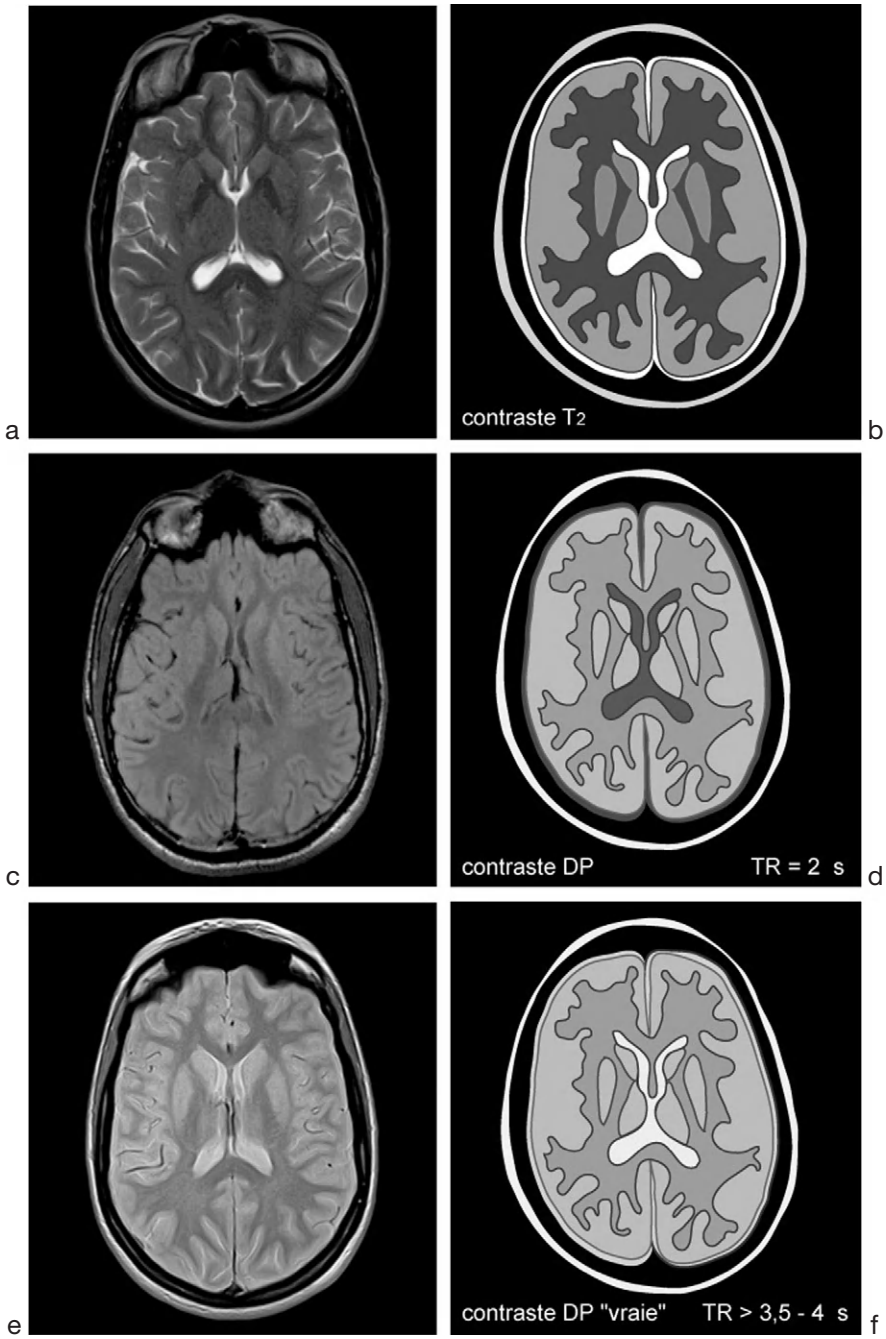



**Fig. 5-19.** Coupe axiale du cerveau en pondération $T_2$ et densité protonique (image + schéma correspondant).
a et b : pondération $T_2$ :
– la substance blanche (périventriculaire) est en gris-foncé (foncée/SG) ;
– la substance grise (cortex en périphérie et noyaux gris centraux) est en gris-clair (claire/SB) ;
– le LCR est blanc.
c et d : pondération en densité protonique (DP) avec un TR de 2000 ms : comme en $T_2$, le contraste SG/SB est inversé par rapport au $T_1$ (SG > SB) ; le LCR est encore gris-noir car à cette valeur de TR, sa densité protonique ne s'est pas encore exprimée, son $T_1$ étant très long.
e et f : pondération en DP « vraie » : en augmentant le TR au-delà de 3,5–4 s, la densité protonique du LCR peut s'exprimer et il devient blanc ; cette valeur de TR n'est applicable qu'en séquence d'écho de spin rapide (*voir* Chapitre 9) car le temps d'acquisition est prohibitif en écho de spin standard.

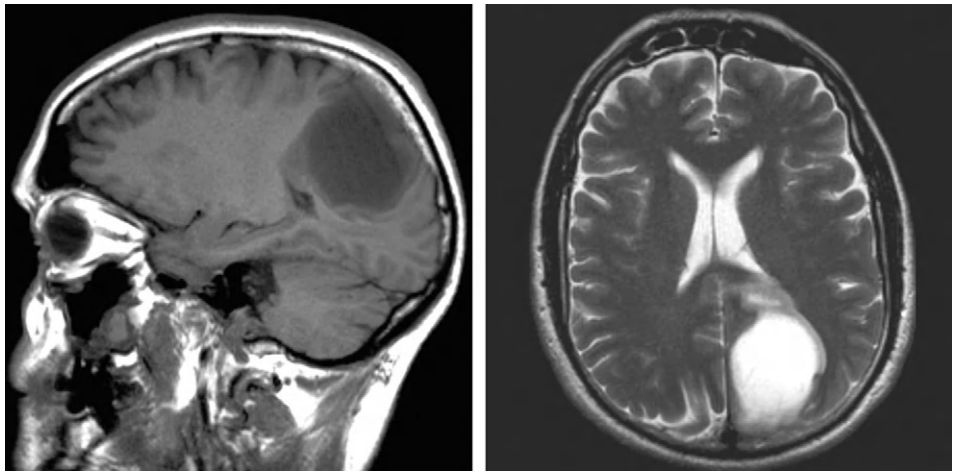



**Fig. 5-20.** Lésion expansive pariétale gauche.
Elle apparaît en hyposignal en coupe sagittale pondérée T1 (a) et en hypersignal en coupe axiale pondérée T2 (b).

de s'affranchir d'un éventuel artéfact qui ne serait présent que sur une des deux images.

Par ailleurs, l'image pondérée en densité protonique apporte une meilleure visualisation des vaisseaux à flux rapide que celle pondérée en T2 (phénomène de sortie de coupe — voir chapitre 11), ce qui peut s'avérer utile pour les anévrismes. Le contraste est également meilleur pour l'étude des noyaux gris. L'image pondérée en densité protonique permet encore de bien visualiser, par exemple, les ligaments dans les explorations du rachis ou la dure-mère et ses extensions dans les explorations cérébrales (fig. 5-21). Enfin, sur la fosse postérieure, elle est moins sensible aux artéfacts que la séquence FLAIR (voir plus loin).

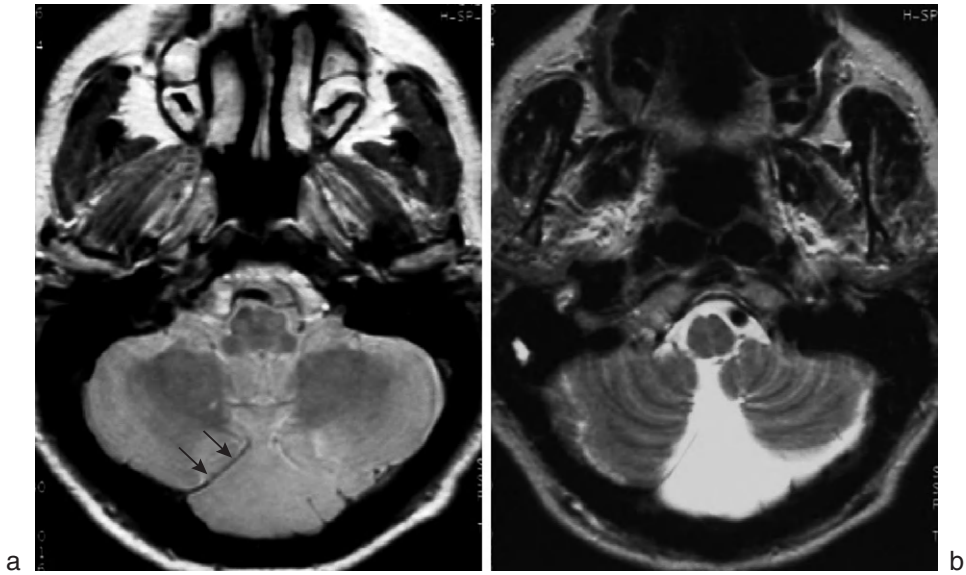



**Fig. 5-21.** Illustration de l'intérêt de la séquence pondérée en densité protonique.
Elle permet, par exemple, de mieux mettre en évidence certaines structures comme la dure-mère (a) (flèches) (TE = 20 ms) par rapport à la séquence pondérée en T2 (b) (TE = 120 ms) chez ce patient porteur de kystes arachnoïdiens communicants.
Pour illustrer cet exemple, nous avons utilisé, ici, une séquence d'écho de spin rapide, permettant également d'obtenir, lors d'une même acquisition, deux séries d'images, l'une pondérée en densité de protons et l'autre en T2; elle sera détaillée au chapitre 9.
*Images : J.-L. Dietemann.*

**Tableau 5-1** Modifications du contraste de l'image en fonction de la séquence utilisée.

| SÉQUENCE COURTE $T_1$ | | SÉQUENCE LONGUE ρ (DP) et $T_2$ | |
|---|---|---|---|
| **contraste «ANATOMIQUE»** | | **contraste «INVERSE»** | |
| • substance blanche → blanche<br>• substance grise → grise<br>• LCR → noir<br>SB > SG > LCR<br>• lésion → hyposignal ($T_1$ allongé) | <br>T1 | • substance blanche → gris foncé foncé / SG<br>• substance grise → gris clair claire / SB SG > SB<br>• LCR → gris noir (en DP avec TR = 2 s) foncé / SB et SG (SG > SB > LCR)<br>• LCR → blanc (en DP avec TR > 3,5–4 s) → DP «vraie» (LCR > SG > SB)<br>• LCR → blanc en $T_2$ (LCR > SG >SB)<br>• lésion → hypersignal «Flashe» ($T_2$ allongé) | <br>DP (TR = 2 s)<br> <br>DP "vraie"<br> <br>T2 |

En résumé, le tableau 5-1 présente les différentes modifications du contraste de l'image en fonction de la séquence utilisée (séquence courte ou séquence longue).

## Séquence d'inversion récupération

### Principe

Nous venons de voir que le contraste en $T_1$ d'une séquence d'écho de spin n'est pas excellent (limite : réduction du TE). Pour engendrer un contraste optimal, il faut modifier la configuration de la séquence : c'est la *séquence d'inversion récupération* (IR) (fig. 5-22). Elle comporte une impulsion initiale de 180° (π) («*inversion*») qui a pour but d'inverser l'aimantation $\vec{M}z_0$ (puis $\vec{M}L_r$ lors de la «répétition») : il n'y a donc pas, initialement, d'aimantation transversale. Ensuite, on laisse repousser l'aimantation longitudinale (de $-\vec{M}z_0$ à $+\vec{M}z_0$ en passant par zéro). Pour pouvoir mesurer l'aimantation, on bascule au temps TI, dit *temps d'inversion*, dans le plan transversal, le vecteur d'aimantation $\vec{M}z$ (qui repousse) par une impulsion de 90° (π/2). Le signal est mesuré au temps TE, soit après l'impulsion de 90°, soit plus généralement lors d'un écho après une impulsion supplémentaire de 180° (la séquence s'appelle alors *inversion récupération-spin écho*). Enfin, au bout d'un temps TR, le cycle recommence par une impulsion de 180° (*voir* fig. 5-22).

L'intérêt premier de cette séquence est donc une augmentation du contraste en $T_1$ par rapport à la séquence d'écho de spin. Celle-ci s'explique par le fait que, lors de la repousse (en $T_1$), l'aimantation longitudinale décrit un «*double parcours*» ($-\vec{M}z_0$ à $+\vec{M}z_0 = 2\vec{M}z_0$) qui majore la «compétition» en $T_1$, c'est-à-dire les différences en $T_1$ = contraste en $T_1$.

Dans ces conditions, le temps nécessaire à la repousse, permettant d'obtenir ce contraste en $T_1$, n'est plus le TR comme en écho de spin (séparant deux impulsions de 90°), mais le temps d'inversion TI (séparant l'impulsion initiale de 180° de celle de 90° permettant la mesure) (fig. 5-23). Dans cette séquence, les images obtenues sont très bien pondérées en $T_1$ (bonne différenciation substance blanche/substance grise) et d'excellente qualité : les atlas anatomiques sont conçus avec des images en IR (fig. 5-24).

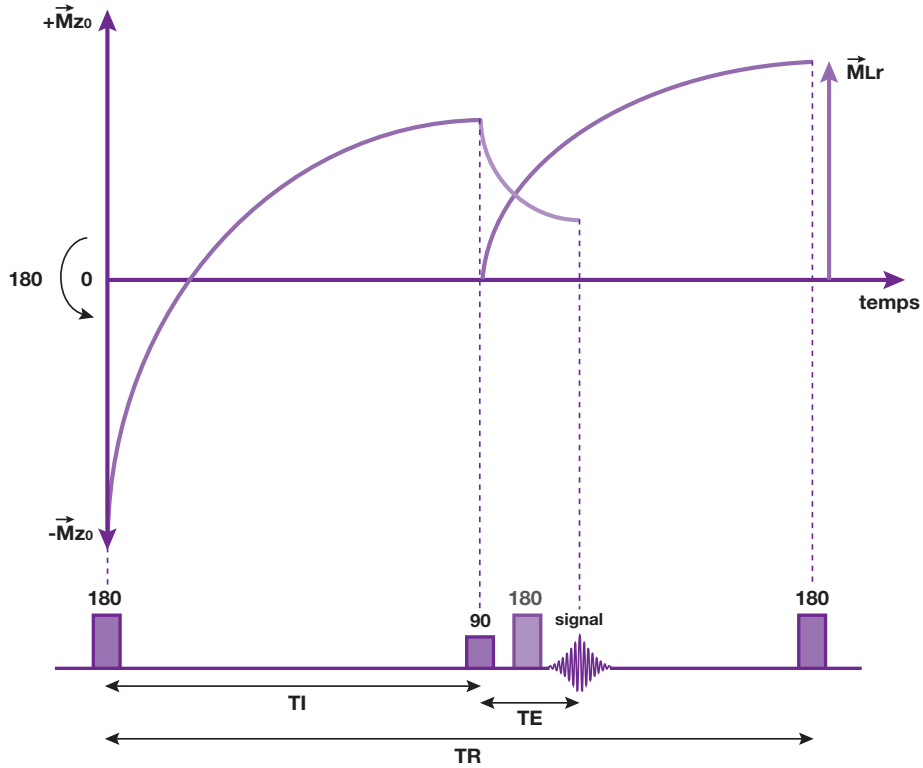



**Fig. 5-22.** Principe de la séquence d'inversion récupération.
Elle comporte une impulsion initiale de 180° ($\pi$) («inversion») qui a pour but d'inverser l'aimantation $\vec{M}z_0$ (puis $\vec{M}_{Lr}$ lors de la «répétition»). Ensuite, on laisse repousser l'aimantation longitudinale (de $-\vec{M}z_0$ à $+\vec{M}z_0$ en passant par zéro). Pour pouvoir mesurer l'aimantation, on bascule au temps TI, dit temps d'inversion, dans le plan transversal, le vecteur d'aimantation $\vec{M}z$ (qui repousse) par une impulsion de 90° ($\pi/2$). Le signal est mesuré au temps TE lors d'un écho après une impulsion supplémentaire de 180° (inversion récupération-spin écho). Au bout d'un temps TR, le cycle recommence par une impulsion de 180°.

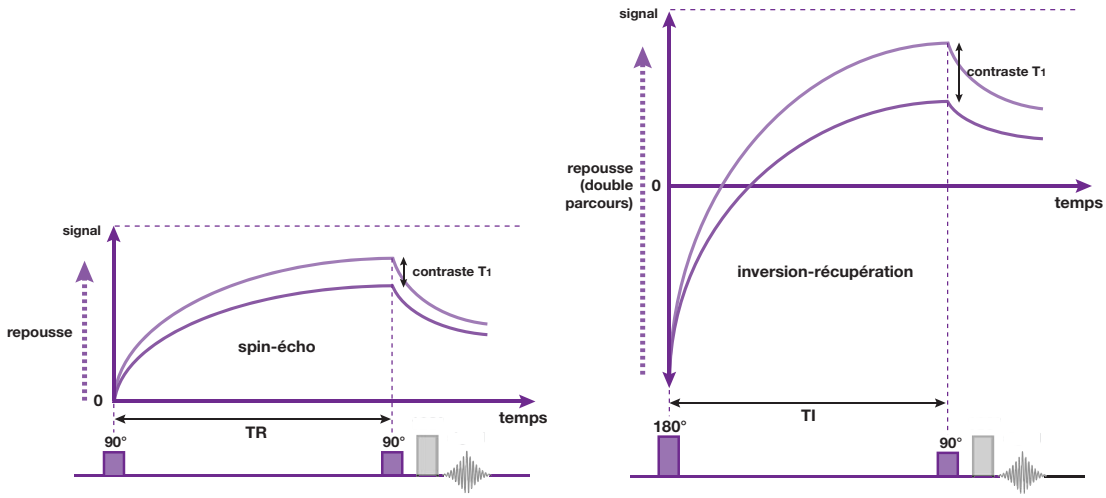



**Fig. 5-23.**
En inversion récupération, l'augmentation du contraste en T1 (par rapport à l'écho de spin) s'explique par le fait que, lors de la repousse, l'aimantation longitudinale décrit un «double parcours» (de $-\vec{M}z_0$ à $+\vec{M}z_0 = 2\vec{M}z_0$) qui majore la «compétition» en T1, c'est-à-dire les différences en T1 ; le temps nécessaire à la repousse, permettant d'obtenir un contraste en T1, n'est plus le TR comme en écho de spin (séparant deux impulsions de 90°), mais le temps d'inversion TI (séparant l'impulsion initiale de 180° de celle de 90° permettant la mesure).

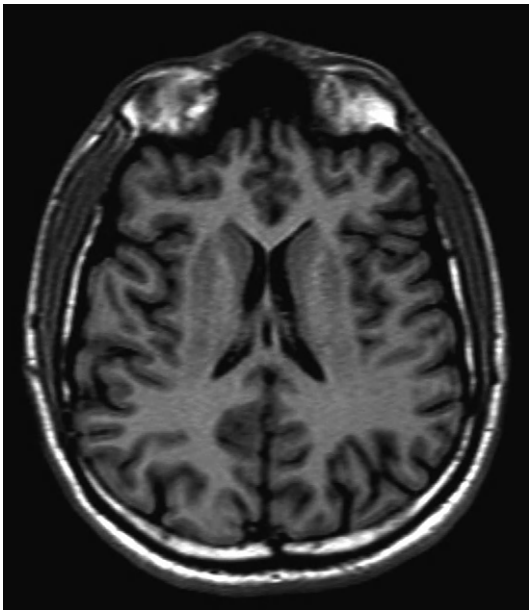


**Fig. 5-24.** Coupe axiale pondérée en IR.
Le contraste en T1 («anatomique») est excellent :
– la substance blanche est blanche (périventriculaire);
– la substance grise est grise (noyaux gris centraux, cortex);
– le LCR est noir (sillons corticaux, ventricules).

Dans ce type de séquence, le signal peut être recueilli de deux manières différentes :

- soit en tenant compte uniquement du module du signal, c'est-à-dire de valeurs positives; dans ce cas, pour obtenir un contraste en T1, il faut utiliser un TI relativement «long» (de l'ordre des T1 des tissus) pour que la plupart des tissus acquièrent une aimantation de signe positif; en réduisant le TI, certains tissus ont une aimantation «positive», alors que d'autres sont encore «négatives» (en fonction de la vitesse de repousse) : ainsi, les courbes de deux tissus peuvent se croiser (signaux identiques pour les deux structures), d'où une annulation du contraste en ce point (fig. 5-25a);
- soit en tenant compte à la fois du module du signal et de sa phase; en effet, lors de la mesure du signal (plan transversal), les tissus à aimantation «positive» et ceux à aimantation «négative» présentent une différence de phase de 180°, ce qui permet d'attribuer à chaque signal mesuré un signe ($> 0 = +$ et $< 0 = -$) : la différence de contraste entre les tissus est évaluée sur une échelle de gris plus étendue permettant de bien mettre en évidence les différences de T1 pour un TI plus court (fig. 5-25b); l'arrière-plan de l'image habituellement noir (air = absence de signal) est dans ce cas représenté par une valeur de gris moyenne (valeur 0 = milieu de l'échelle de gris); il en est de même pour les structures aériques comme les sinus (fig. 5-26).

## Modification du contraste : suppression de graisse et de liquide

Dans certains cas, il peut être intéressant de modifier le contraste naturel obtenu par les différences en T1 des tissus. Pour ce faire, on peut utiliser une particularité de la séquence d'inversion récupération.

En effet, dans une séquence en inversion récupération, tous les tissus passent par 0 lors de la repousse (pour T1 = 0,69 T1 du tissu considéré, *voir* Annexe 11) : cette annulation du contraste peut être mise à profit pour supprimer de l'image une structure donnée, comme par exemple la graisse. Il suffit pour cela de choisir un temps d'inversion tel que *TI = 0,69 T1 graisse* (fig. 5-27). Cette séquence de suppression de graisse basée sur l'inversion récupération s'appelle STIR [*Short inversion Time Inversion Recovery*] car le TI doit être relativement court (environ 150 ms à 1,5 Tesla), la graisse possédant un T1 très court. La version de cette séquence habituellement utilisée repose sur l'écho de spin rapide (*voir* Chapitre 12). De la même manière, il est possible de supprimer le signal des liquides (LCR) en appliquant cette fois un TI beaucoup plus long (environ 2 200 ms à 1,5 Tesla) : il s'agit de la séquence FLAIR (*FLuid Attenuated Inversion Recovery*) (*voir* fig. 5-27) (*voir* aussi Chapitre 12).

# Produits de contraste

Comme nous l'avons vu précédemment, le contraste des images d'IRM dépend des paramètres intrinsèques aux tissus (T1, T2, densité protonique), ainsi que des paramètres des séquences (TR, TE, TI) qui permettent de mettre en évidence ces caractéristiques des tissus.

Cette caractérisation tissulaire peut encore être améliorée grâce à l'utilisation de produits de contraste. Ces derniers agissent sur les seuls paramètres modifiables, le T1 et le T2, la

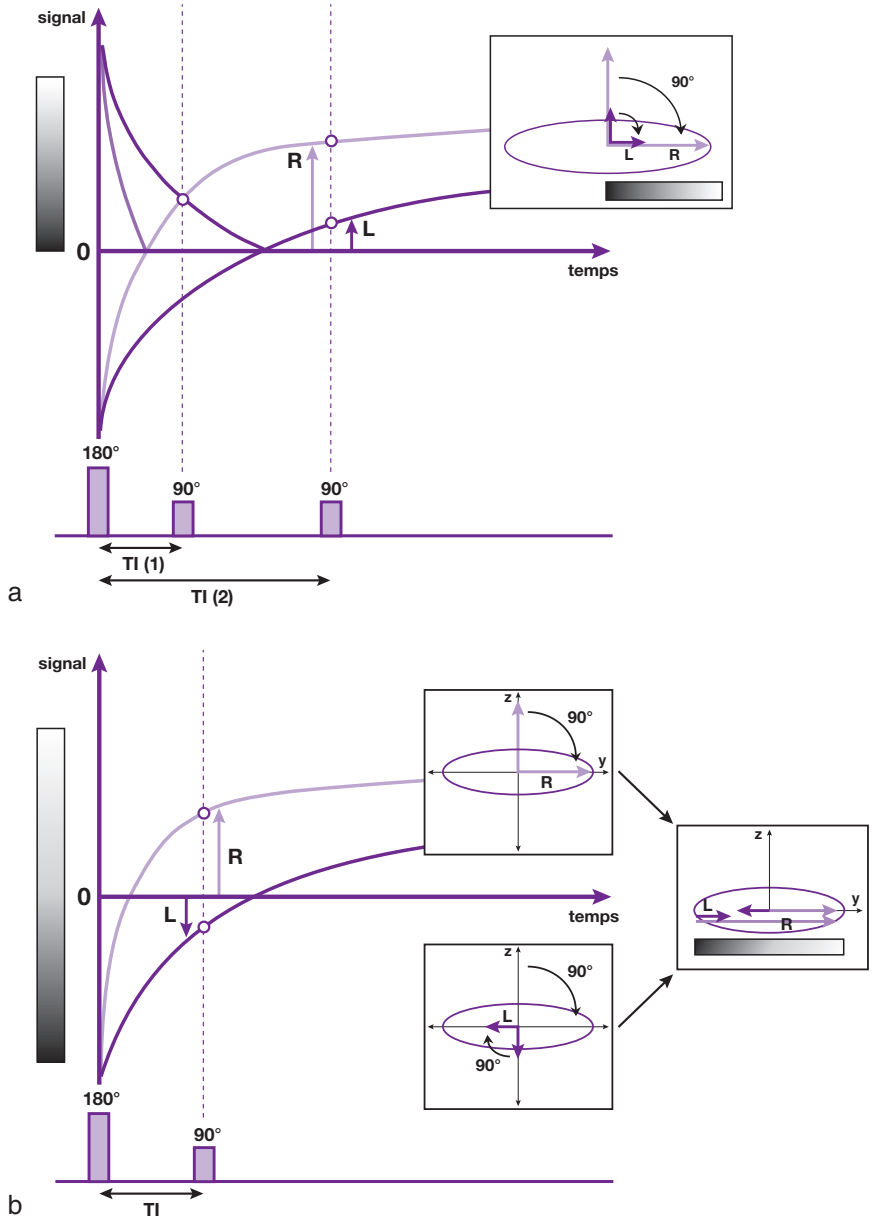



**Fig. 5-25.** Modes de recueil du signal en inversion récupération.
(a) *Recueil du signal en module.* Dans ce cas, on ne tient compte que de valeurs positives de l'aimantation : pour obtenir un contraste en $T_1$, il faut utiliser un TI relativement «long» (de l'ordre des $T_1$ des tissus) pour que la plupart des tissus acquièrent une aimantation de signe positif (TI-2); le contraste entre le tissu R (repousse rapide) et le tissu L (repousse lente), mesuré après bascule dans le plan transversal, est majoré par rapport à une séquence d'écho de spin. En réduisant le TI, certains tissus ont une aimantation «positive» alors que pour d'autres elle est encore «négative» (en fonction de la vitesse de repousse) : ainsi, les courbes de deux tissus peuvent se croiser (signaux identiques pour les deux structures), d'où une annulation du contraste en ce point (TI-1).
(b) *Recueil du signal en module et en phase.* Lors de la mesure du signal (plan transversal), les tissus à aimantation «positive» et ceux à aimantation «négative» présentent une différence de phase de 180°, ce qui permet d'attribuer à chaque signal mesuré un signe ($> 0 = +$ et $< 0 = -$) : la différence de contraste entre le tissu R (repousse rapide) et le tissu L (repousse lente) est évaluée sur une échelle de gris plus étendue, permettant de mieux mettre en évidence les différences de $T_1$ pour un TI plus court; l'arrière-plan de l'image habituellement noir (air = absence de signal) est dans ce cas représenté par une valeur de gris moyenne (valeur 0 = milieu de l'échelle de gris) (*voir* aussi fig. 5-26).

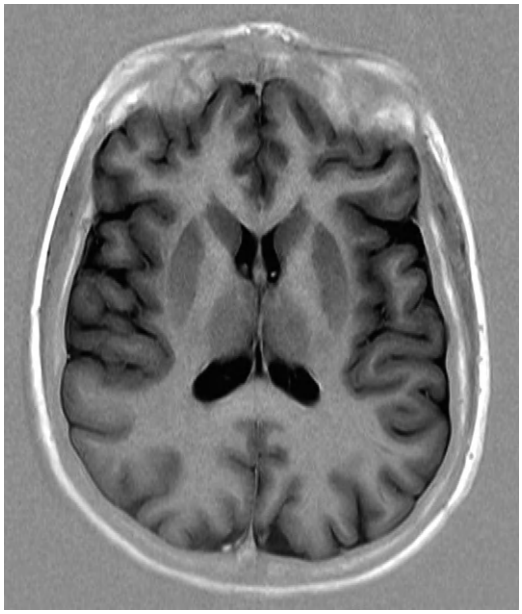


**Fig. 5-26.** Coupe axiale en IR avec recueil du signal en module et en phase.
Le contraste $T_1$ est excellent et est obtenu avec un TI relativement court (150 à 200 ms). L'arrière-plan de l'image, habituellement noir, est ici représenté par une valeur de gris moyenne : l'air (= absence de signal) correspond à la valeur 0, c'est-à-dire le milieu de l'échelle de gris (*voir* aussi fig. 5-25).

densité protonique d'un tissu étant fixe (excepté par ajout de substances dans les organes creux). L'action des produits de contraste IRM est donc indirecte : le produit lui-même n'est pas visible (comme l'est l'iode en imagerie par rayons X), mais on détecte son influence sur les temps de relaxation des protons d'eau environnants. Plus précisément, les produits de contraste IRM raccourcissent les temps de relaxation $T_1$ et $T_2$ des tissus[11], l'un ou l'autre de ces effets étant prédominant en fonction du produit utilisé ou de sa concentration :

- les agents de contraste à effet $T_1$ prédominant : en diminuant le temps de relaxation $T_1$ des tissus, ils conduisent à une augmentation de signal de la structure avec laquelle ils sont en contact; on parle aussi d'agents à contraste «positif» (fig. 5-28a);
- les agents de contraste à effet $T_2$ prédominant : en augmentant la vitesse de décroissance des tissus, ils provoquent une diminution du signal des structures en contact avec ces substances. Ce sont des agents à contraste «négatif» (fig. 5-28b).

11 Ces phénomènes peuvent être quantifiés par la vitesse de relaxation (exprimée en $s^{-1}$) qui est l'inverse du temps de relaxation : $R1 = 1/T_1$ et $R2 = 1/T_2$.

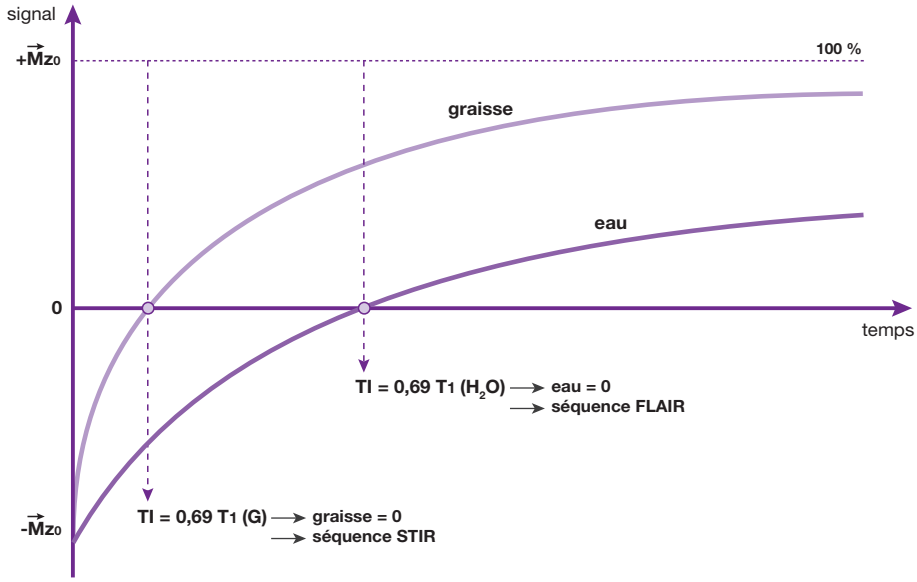



**Fig. 5-27.** Suppression de graisse et de liquide.
Séquence STIR (*Short inversion Time Inversion Recovery*) : la courbe du signal de la graisse s'annule au temps d'annulation = 0,69 $T_1$ graisse. En choisissant un temps d'inversion $T_1$ égal à ce temps, on annule sur l'image le signal de la graisse.
Séquence FLAIR (*FLuid Attenuated Inversion Recovery*) : le principe est le même en choisissant un TI correspondant à l'annulation du signal de l'eau.

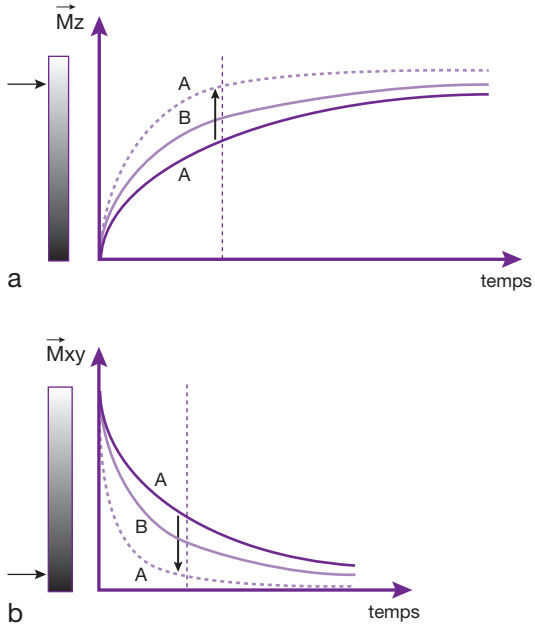



**Fig. 5-28.** Les produits de contraste IRM raccourcissent les temps de relaxation T1 et T2 des tissus.
(a) Les agents de contraste à effet T1 prédominant : en diminuant le temps de relaxation T1 des tissus, ils conduisent à une augmentation de signal de la structure avec laquelle ils sont en contact (ici, le tissu représenté par la courbe A); ce sont des agents à contraste «positif».
(b) Les agents de contraste à effet T2 prédominant : en augmentant la vitesse de décroissance des tissus, ils provoquent une diminution du signal des structures en contact avec ces substances (tissu représenté par la courbe A); ce sont des agents à contraste «négatif».

Les différents produits de contraste IRM se différencient en fonction de leurs propriétés magnétiques, de leur effet sur le signal et de leur répartition dans l'organisme.

## Agents paramagnétiques non spécifiques

Les propriétés magnétiques d'un corps ou d'une substance sont caractérisées par sa susceptibilité magnétique, c'est-à-dire sa capacité à s'aimanter dans un champ magnétique[12].

Le paramagnétisme est la conséquence de la présence, au sein d'une substance, d'ions métalliques possédant des électrons non appariés (électrons célibataires). En effet, les électrons, comme les nucléons, possèdent un moment magnétique lié à leur spin (spin électronique). Le moment magnétique de l'électron est beaucoup plus élevé que celui du proton, en raison d'un rapport charge/masse bien plus favorable. Lorsqu'ils sont appariés, les moments magnétiques de l'électron s'annulent. En revanche, plus l'atome possède un nombre élevé d'électrons célibataires, plus son moment magnétique électronique est grand et plus ses propriétés paramagnétiques sont importantes. Ainsi, les électrons célibataires du corps considéré vont interagir avec les noyaux d'hydrogène situés à proximité : il s'agit d'une interaction entre spin électronique de l'agent de contraste et spin nucléaire du proton entraînant une augmentation de la vitesse de relaxation (fig. 5-29). Cette perturbation de l'aimantation des protons, à l'origine des modifications des vitesses de relaxation d'un tissu, est caractérisée par la notion de *relaxivité* : celle-ci détermine l'efficacité d'un agent de contraste en fonction de sa concentration[13]. La relaxivité va donc dépendre, en particulier, du nombre d'électrons célibataires de la substance utilisée.

12 La susceptibilité magnétique caractérise l'aimantation induite, c'est-à-dire le rapport entre le champ magnétique induit et le champ inducteur.

13 Relaxivité (en $mM^{-1} \cdot s^{-1}$) : r1 pour l'effet sur le T1, r2 pour l'effet sur le T2.

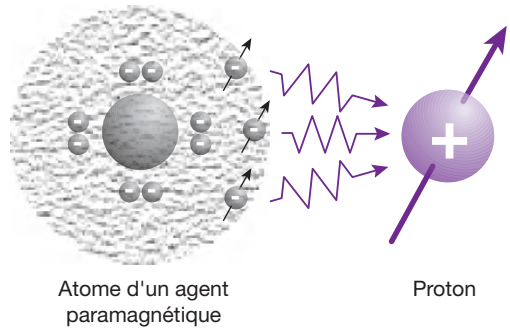



**Fig. 5-29.** Action des agents paramagnétiques.
Les électrons célibataires de l'agent paramagnétique vont interagir avec les noyaux d'hydrogène situés à proximité : il s'agit d'une interaction entre spin électronique de l'agent de contraste et spin nucléaire du proton entraînant une augmentation de la vitesse de relaxation. Plus l'atome possède un nombre élevé d'électrons célibataires, plus son moment magnétique électronique est grand et plus ses propriétés paramagnétiques sont importantes.

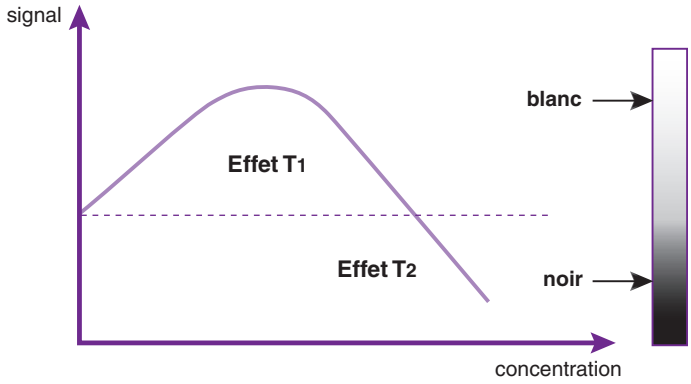



**Fig. 5-30.** Effet du gadolinium en fonction de la concentration.
À faible concentration, le gadolinium a un effet principalement T1, entraînant ainsi une augmentation du signal des tissus à son contact (agent à contraste positif). En revanche, lorsque la concentration augmente, l'effet T2 devient prédominant, ce qui a pour conséquence une diminution du signal.

Un certain nombre d'ions métalliques possède les caractéristiques adéquates : le fer ($Fe^{3+}$) avec 4 électrons célibataires, le dysprosium ($Dy^{3+}$) et le manganèse ($Mn^{2+}$) avec 5 électrons célibataires et, surtout, le gadolinium ($Gd^{3+}$) avec 7 électrons célibataires.

Le gadolinium, métal de la classe des lanthanides ou terres rares, avec ses 7 électrons libres, possède la relaxivité la plus élevée et présente, par conséquent, la meilleure efficacité pour modifier les temps de relaxation. À faible concentration, son effet est principalement T1 (*voir* fig. 5-28), entraînant ainsi une augmentation du signal des tissus en contact avec le gadolinium (agent à contraste positif)[14]. En revanche, lorsque la concentration augmente, l'effet T2 devient prédominant (*voir* fig. 5-28), ce qui a pour conséquence une diminution du signal (fig. 5-30).

Cette modification du signal en fonction de la concentration de gadolinium peut être visible au niveau de la vessie, après injection de l'agent de contraste, conduisant à un aspect caractéristique en trois couches (fig. 5-31).

Le gadolinium libre (sous forme de sel de gadolinium) étant très toxique, il a fallu masquer cet aspect en l'incorporant à un complexe stable (chélate) tout en maintenant ses propriétés paramagnétiques. Les chélates sont de type linéaire ou macrocyclique. Les principaux chélates de gadolinium commercialisés en France sont présentés dans le tableau 5-2.

Ces produits sont administrés par voie intraveineuse à une dose usuelle de 0,2 ml/kg de poids corporel. Leur pharmacocinétique est proche de celle des produits de contraste iodés. Après injection, ils passent rapidement du secteur vasculaire vers l'espace interstitiel. Ils sont ensuite excrétés par le rein par filtration glomérulaire. Au niveau du système nerveux central, ils ne franchissent pas la barrière hémato-encéphalique (BHE) saine. En revanche, en cas de pathologie responsable de rupture de la BHE, l'agent de contraste diffuse progressivement dans la lésion, entraînant ainsi un hypersignal de cette dernière sur les images pondérées en T1 (fig. 5-32).

L'utilisation d'une double dose, voire d'une triple dose, de gadolinium permettrait de détecter plus de lésions dans le cadre de la recherche de métastases cérébrales. Les produits de contraste à base de gadolinium donnent également de bons résultats dans l'étude des pathologies rachidiennes (tumeurs, différenciation entre hernie discale et fibrose postopératoire), thoraciques, cardiaques, abdomino-pelviennes, ostéo-articulaires et mammaires.

Ils peuvent être injectés en bolus, en particulier pour les angio-IRM avec injection de gadolinium (*voir* Chapitre 10) ou dans le cas des explorations dynamiques (au niveau du foie,

14 Imaginez que le gadolinium est une belle femme «Gadolinia» qui possède des électrons célibataires. Elle est entourée de protons tout excités par l'impulsion de radiofréquence (et prêts à grimper*) qu'elle va s'empresser de «désexciter» grâce à ses multiples atouts (sept ! électrons célibataires), c'est-à-dire «relaxer», d'où raccourcissement du T1. (*La montagne bien sûr, qu'allez-vous imaginer !) (Adapté et modifié par B.K. selon une idée du Pr Torsten Almen.)

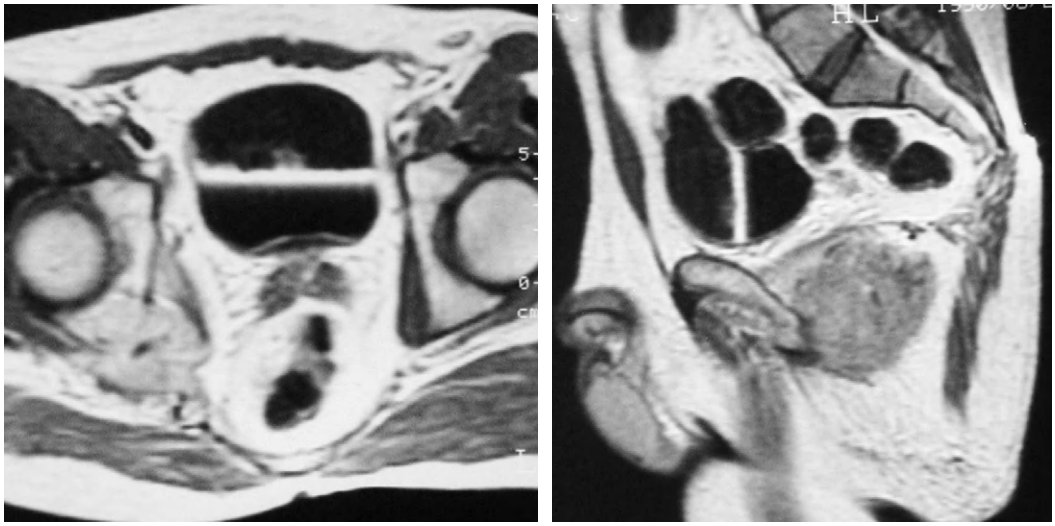



**Fig. 5-31.** Coupes axiale (a) et sagittale (b) : vessie contenant du gadolinium (élimination urinaire) avec niveaux liquides/liquides.
En arrière de la vessie (en bas par pesanteur), à forte concentration de gadolinium, l'«effet $T_2$» du gadolinium (réduction du $T_2$) se démasque : signal bien noir. Au-dessus, à faible concentration, «effet $T_1$» (raccourcissement du $T_1$) conduit à une «barre» de signal blanc. Plus au-dessus, on retrouve l'urine normale apparaissant noire en $T_1$ (liquide).

**Tableau 5-2** Les principaux chélates de gadolinium.

| Type de chélate | Gd-DOTA | Gd-BT-DO3A | Gd-DTPA | Gd-BOPTA | Gd-DTPA-BMA | Gd-HP-DO3A |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Nom générique | Gadotérate de méglumine | Gadobutrol | Gadopentate de diméglumine | Gadobenate de diméglumine | Gadodiamide | Gadotéridol |
| Nom commercial | Dotarem® | Gadovist® | Magnevist® | Multihance® | Omniscan® | Prohance® |
| Structure chimique | Macrocyclique | Macrocyclique | Linéaire | | Linéaire | Macrocyclique |
| Ionicité | Ionique | Non ionique | Ionique | | Non ionique | Non ionique |

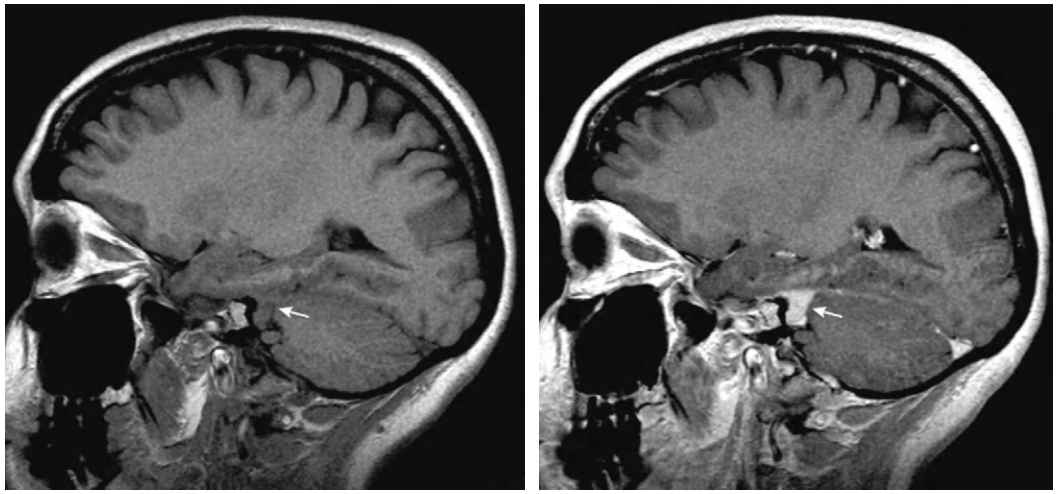



**Fig. 5-32.** Exemple d'utilisation du gadolinium dans le cadre de l'exploration d'une lésion cérébrale.
Méningiome de l'angle ponto-cérébelleux gauche (*flèche*), bien mis en évidence après injection de gadolinium (b) par rapport à la série réalisée sans injection, sur ces coupes sagittales en pondération $T_1$.

par exemple) permettant de suivre la cinétique de prise de contraste.

Ils sont également utilisés dans le cadre de l'IRM de perfusion. Dans ce cas, on se sert plutôt de l'effet de susceptibilité de l'agent de contraste paramagnétique lorsqu'il reste confiné dans le secteur vasculaire et qu'il est injecté en bolus (*voir* Chapitre 14).

Enfin, plus récemment, ces produits ont permis d'élargir leur efficacité pour l'étude des articulations grâce à l'«arthro-IRM» (Artirem® – Guerbet; Magnevist® 2 mmol/l – Schering). La ponction de l'articulation est, en général, réalisée sous guidage fluoroscopique. La quantité de produit injectée dépend de l'articulation explorée (fig. 5-33).

Concernant la tolérance de ces produits, elle est en général bonne. Cependant, on peut rencontrer des effets indésirables équivalents à ceux des produits iodés : réactions cutanéomuqueuses, nausées, vomissements, céphalées, vertiges... Les réactions allergoïdes sont rares et généralement bénignes. Dans certains cas exceptionnels, elles peuvent se traduire par un choc anaphylactique grave nécessitant un traitement d'urgence. Il convient donc d'être prudent pour les patients présentant des antécédents allergiques.

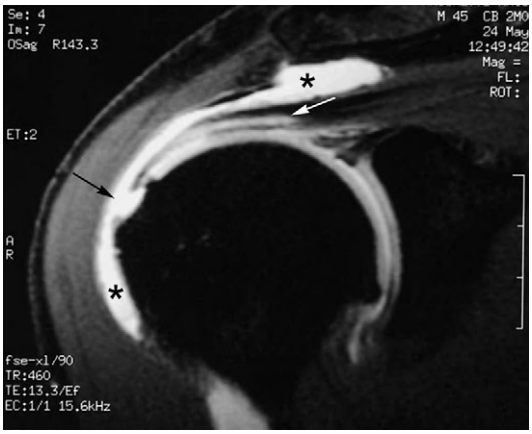



**Fig. 5-33.** Exemple d'arthro-IRM de l'épaule droite. Coupe coronale T1 avec suppression de graisse (fatsat). Rupture transfixiante de l'insertion distale du tendon supraspinatus (*flèche noire*) avec clivage intratendineux plus proximal (*flèche blanche*), opacifiés par le gadolinium. Fuite de contraste vers la bourse sous-acromio-deltoïdienne (* *noire*).
*Image : J.-L. Drapé.*

Un autre risque concerne l'injection de gadolinium chez des patients atteints d'insuffisance rénale : il s'agit de la fibrose néphrogénique systémique ou FNS. Cette maladie apparaît au début des années 2000 (décrite la première fois en 1997). Très invalidante, elle se manifeste par une fibrose de certains tissus comme la peau ou les muscles striés chez des patients présentant une insuffisance rénale sévère et après injection de gadolinium. L'agence européenne du médicament (EMEA) a donc émis des recommandations sur l'utilisation des produits de contraste à base de sels de gadolinium. Ces dernières précise que, pour l'ensemble des produits à base de gadolinium, il faut porter une attention particulière aux patients âgés de plus de 65 ans en raison d'une fonction rénale réduite. Par ailleurs, les produits sont classés en deux grandes catégories :

- ceux présentant un risque élevé de FNS (Omniscan®, Magnevist®), pour lesquels l'utilisation est contre-indiquée chez les patients présentant une insuffisance rénale sévère (clairance de la créatinine inférieure à 30 ml/min) ; la plus petite dose de ces produits peut être administrée chez les patients présentant une insuffisance rénale modérée (clairance de la créatinine comprise entre à 30 ml/min et 59 ml/min) et chez les enfants ;
- ceux présentant un risque faible (Dotarem®, Gadovist®, Prohance®) et un risque modéré (Multihance®) de FNS, pour lesquels la plus petite dose peut être administrée chez les patients présentant une insuffisance rénale sévère.

Dans tous les cas, la recommandation précise encore qu'un bilan rénal complet doit être effectué avant tout examen, en particulier chez les patients âgés de plus de 65 ans.

## Agents spécifiques hépatiques

### Les oxydes de fer superparamagnétiques

Ce sont des nanoparticules composés d'un noyau cristallin d'oxyde de fer entouré d'une couche de dextran (polysaccharide).

Les agents superparamagnétiques sont des substances dont la faculté de s'aimanter (c'est-à-dire la susceptibilité magnétique) est

très élevée[15]. Leur action sur le signal est double :

- une réduction du T2 en raison de la très forte relaxivité de ces agents (en particulier la relaxivité r2 correspondant à l'effet sur le T2);
- une réduction du T2* lié à l'effet de susceptibilité. En effet, les oxydes métalliques présents dans ces particules provoquent des inhomogénéités locales du champ magnétique, entraînant ainsi un raccourcissement du T2* des tissus situés à proximité de ces particules.

L'effet des agents superparamagnétiques est donc essentiellement T2 (contraste négatif) même si, en théorie, ces produits peuvent aussi avoir un effet T1 à faible concentration (*voir* fig. 5-28).

Il faut noter que les propriétés des agents superparamagnétiques sont la conséquence d'un regroupement de milliers d'atomes au sein de particules par opposition au paramagnétisme qui est la propriété d'un atome seul.

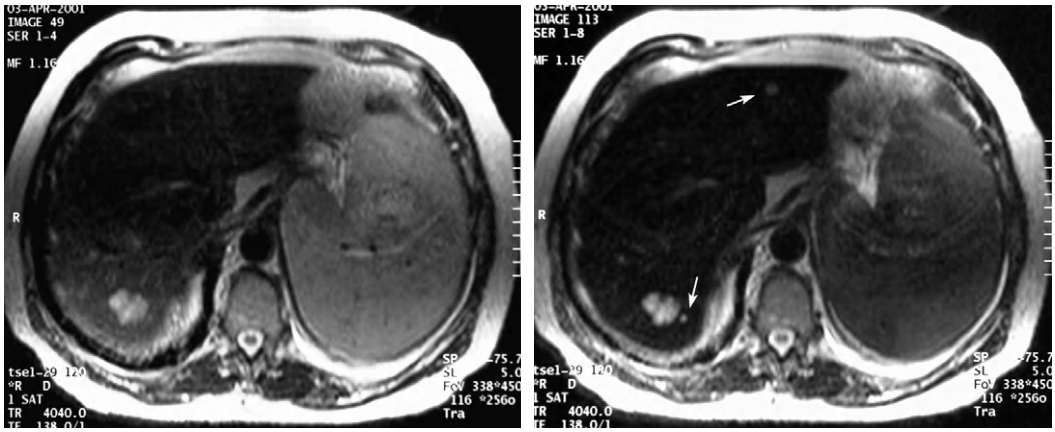
15 *Quelle est la différence entre superparamagnétisme et ferromagnétisme ?* Dans le ferromagnétisme, l'aimantation induite dans un corps par un champ magnétique extérieur persiste, même en dehors du champ inducteur. En ce qui concerne le superparamagnétisme, il ne persiste pas d'aimantation en dehors du champ magnétique inducteur : la susceptibilité magnétique est donc plus faible que pour les composés ferromagnétiques.

La dénomination générique de ces particules est SPIO (*SuperParamagnetic Iron Oxide*) ou USPIO (*Ultrasmall SuperParamagnetic Iron Oxide*) en fonction de leur taille (entre 20 et 200 nm).

Concernant les applications hépatiques, on utilise des particules de type SPIO (AMI-25, nom commercial Endorem® ou Feridex®, ou SH U 555 A, nom commercial Resovist® ou Cliavist®) qui présentent la particularité d'être captés, après injection intraveineuse, par les cellules du système réticulo-endothélial : cellules de Kupffer du foie, mais aussi au niveau de la rate, des ganglions lymphatiques et de la moelle osseuse. Le signal du foie sain est ainsi diminué, permettant de mettre en évidence les lésions tumorales dont le signal est inchangé. Les résultats les plus intéressants paraissent être ceux obtenus dans les séquences pondérées en T2, dans lesquelles le contraste spontané des lésions (signal élevé) s'additionne à l'effet de l'agent superparamagnétique (diminution du signal du foie sain) tout en conservant un rapport signal-sur-bruit satisfaisant (fig. 5-34).

## Les agents hépatiques à contraste positif

On trouve, dans cette catégorie, deux types d'agents paramagnétiques dont l'effet consiste, cette fois, en un rehaussement du foie sain en pondération T1.




a b

**Fig. 5-34.** Illustration de l'intérêt de l'Endorem® en IRM hépatique.
Coupes transverses passant par le foie en écho de spin rapide pondéré T2, dans le cadre d'un bilan d'extension de métastases hépatiques d'un adénocarcinome du côlon. On note la bonne visualisation de deux petits nodules (*flèches*) après injection d'Endorem® (b), par rapport à l'image de référence réalisée avant injection (a).
*Images : F. Veillon.*

### Les chélates du manganèse

(Mn-DPDP, nom commercial Teslascan®.)

Après injection intraveineuse, ils sont captés préférentiellement par les hépatocytes, d'où augmentation du signal par effet T1. Cette caractéristique permet d'obtenir un contraste avec les lésions non hépatocytaires qui ne captent pas le produit.

### Les chélates du gadolinium à excrétion biliaire

(Gd-BOPTA, nom commercial Multihance®, et Gd-EOB-DTPA, nom commercial Eovist®.)

Ce sont des chélates de gadolinium auxquels on a adjoint des chaînes latérales lipophiles conduisant à une capture spécifique par le foie sain (d'où augmentation de son signal en T1). Là encore, on obtient un meilleur contraste avec une lésion tumorale dont le signal reste inchangé en pondération T1. À noter que le rehaussement du signal hépatique est relativement prolongé dans le temps.

Les effets des agents spécifiques hépatiques sur le signal sont résumés dans la figure 5-35.

## Les agents de contraste ganglionnaires

On utilise également des agents superparamagnétiques, mais contenant des particules de plus petite taille (environ 20 nm) de type USPIO (AMI-227, nom commercial Sinerem® ou Combidex®). Leur plus grande persistance dans le sang (par rapport aux particules de plus grand diamètre captées préférentiellement par le foie) permet une captation par les ganglions lymphatiques.

## Les produits de contraste utilisables par voie orale ou rectale

On peut trouver, dans cette catégorie, des agents à contraste positif ou à contraste négatif.

Dans la première catégorie, on trouve des substances à base de gadolinium, permettant d'obtenir un hypersignal au niveau des structures digestives (Magnevist® entéral, Gadolite®), à base de manganèse (Lumenhance®) ou, encore, à base de citrate d'ammonium ferrique (Ferriseltz®).

Dans la catégorie des agents à contraste négatif, on peut citer des substances superparamagnétiques de type SPIO (ferumoxsil, nom commercial Lumirem® ou GastroMARK®) mais, également, du sulfate de baryum (éventuellement associé à du Maalox®).

L'extinction du signal du tube digestif permet de diminuer les artéfacts de mouvements dus au péristaltisme et d'améliorer le contraste pour les explorations du pancréas ou des voies biliaires. Pour un moindre coût, on peut également faire boire aux patients du jus de myrtille ou d'ananas (concentration importante en

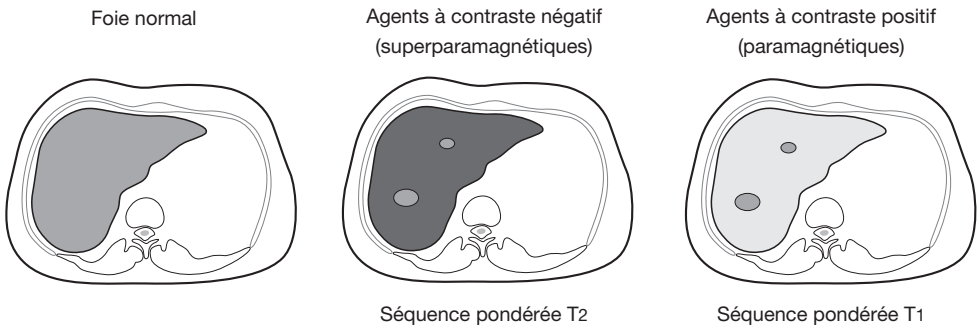



**Fig. 5-35.** Effets des agents de contraste spécifiques hépatiques sur le signal.
Les agents à contraste négatif (superparamagnétiques) entraînent une diminution du signal du foie sain, permettant de mettre en évidence les lésions tumorales dont le signal est inchangé. Les résultats les plus intéressants sont obtenus dans les séquences pondérées en T2.
Au contraire, les agents à contraste positif (paramagnétiques) conduisent à un rehaussement du foie sain en pondération T1.

manganèse pour ce dernier), qui permettent également d'obtenir un effet T2 intéressant.

## Agents de contraste vasculaires

L'idée est d'utiliser, dans ce cas, des produits ayant un temps de rémanence intravasculaire prolongé : au lieu de diffuser rapidement vers l'espace interstitiel, l'agent de contraste reste plus longtemps dans le secteur vasculaire. Ces produits de contraste ont plusieurs avantages :

- ils permettent de réaliser plusieurs séquences sans réinjecter une dose de produit ;
- en angiographie par résonance magnétique, on peut «couvrir» de plus grands territoires artériels tout en améliorant la résolution spatiale ;
- ils peuvent s'avérer utiles en imagerie de perfusion.

## À retenir

| Séquence courte T1 | | Séquence longue ρ et T2 | |
|---|---|---|---|
| **Contraste anatomique** | | **Contraste «inverse»** | |
| Substance blanche → blanche<br>Substance grise → grise<br>LCR→ noir SB > SG > LCR<br>Lésion → hyposignal (T1 allongé) | <br>T1 | Substance blanche → gris foncé Foncé/SG<br>Substance grise → gris clair Claire/SB SG > SB<br>LCR → gris noir (en ρ) Foncé/SB et SG SG > SB > LCR → blanc en T2 LCR > SG > SB<br>Lésion → hypersignal «Flashe» (T2 allongé) | <br>DP (TR = 2 s)<br> <br>DP "vraie"<br> <br>T2 |

- Le temps de répétition correspond au «temps de repousse» ou de récupération de l'aimantation longitudinale.
- Pendant chaque intervalle TR, l'aimantation longitudinale repousse en $T_1$ (jusqu'à un certain niveau fonction de la longueur du TR par rapport au $T_1$), puis est de nouveau basculée dans le plan transversal par l'impulsion de 90° qui amorce le cycle suivant.
- Le TR conditionne la pondération en $T_1$ d'une séquence :

1. plus on raccourcit le TR, plus la séquence est pondérée en $T_1$ et c'est le tissu à $T_1$ le plus court («sportif») qui donne le signal le plus élevé ;
2. plus on allonge le TR, plus la séquence est «dépondérée» en $T_1$.

- Le TE détermine le moment précis où le signal est mesuré sur la courbe de décroissance en $T_2$ = temps de mesure.
- Le TE conditionne la pondération en $T_2$ d'une séquence :

1. plus on allonge le TE, plus la séquence est pondérée en $T_2$ (la pondération en $T_2$ de la séquence augmente sur les échos successifs) et c'est le tissu à $T_2$ le plus long («pas sportif = traînard») qui donne le signal le plus élevé ;
2. plus on raccourcit le TE, plus la séquence est «dépondérée» en $T_2$.

- Une pondération en densité de protons est obtenue avec un TR long qui minimise le contraste en $T_1$ («dépondère» en $T_1$) et un TE court qui minimise le contraste en $T_2$ («dépondère» en $T_2$).
- Une séquence d'inversion récupération comporte une impulsion de 180° (π) («inversion»), qui a pour but d'inverser le vecteur d'aimantation $\vec{M}z_0$, puis au temps TI dit temps d'inversion une impulsion de 90° pour pouvoir mesurer dans le plan transversal le vecteur d'aimantation $\vec{M}z$ (qui repousse).

## À retenir

- L'augmentation du contraste en $T_1$ (par rapport à l'écho de spin) s'explique par le fait que, lors de la repousse (en $T_1$), l'aimantation longitudinale décrit un «double parcours» ($-\vec{M}z_0$ à $+\vec{M}z_0 = 2\vec{M}z_0$) qui majore la «compétition» en $T_1$, c'est-à-dire les différences en $T_1$.
- Les produits de contraste IRM abaissent les temps de relaxation.
- Les agents $T_1$ (substances paramagnétiques : gadolinium) entraînent une diminution du temps de relaxation $T_1$ (et accessoirement $T_2$). Elles augmentent le contraste en $T_2$.
- Les agents $T_2$ (substances superparamagnétiques ou ferromagnétiques) induisent des inhomogénéités du champ magnétique qui accélèrent le déphasage des protons, donc diminuent le temps de relaxation $T_2$. Elles augmentent le contraste en $T_2$.
- Peuvent induire un hypersignal en $T_1$ : la graisse, un agent paramagnétique (agent de contraste $T_1$, caillot de sang, mélanine)[15], la présence de protéines dans un liquide, un phénomène de flux.

15 La posthypophyse normale apparaît en hypersignal par rapport à l'antéhypophyse et au parenchyme cérébral en $T_1$ (le mécanisme demeure controversé : effet paramagnétique des phospholipides ? présence de «neurophysine», glycoprotéine porteuse de la vasopressine ?). Le calcium apparaît normalement en hyposignal (ne contient pas de protons et effet de susceptibilité magnétique, d'où un hyposignal majoré – voir chapitre artéfacts); cependant, les gros sels de calcium possèdent au niveau de leur surface des électrons libres, d'où un possible effet de relaxation $T_1$ de surface comparable aux agents $T_1$ et «paradoxalement» parfois un hypersignal en $T_1$ (ce peut être le cas par exemple de lésions séquellaires de toxoplasmose cérébrale après traitement ou de certaines calcifications de disques intervertébraux).

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 6

# Codage spatial du signal et mise en place des événements d'une séquence IRM

B. Kastler, D. Vetter

Pour réaliser des images en résonance magnétique, il est indispensable de pouvoir localiser précisément le signal de résonance magnétique nucléaire (RMN). La technique de formation de l'image en IRM se singularise par rapport aux autres techniques d'imagerie, en particulier de la tomodensitométrie. La méthode actuelle d'exploration (technique bidimensionnelle) sélectionne d'abord des plans de coupe successifs. À l'intérieur des plans de coupe, la reconstruction de l'image fait appel à une double transformée de Fourier (appelée méthode par 2DFT). Le codage spatial du signal est obtenu par codage de la phase dans une direction du plan et de la fréquence dans l'autre direction.

## Notion de matrice et champ de vue

La notion de plan de coupe et d'image matricielle basée respectivement sur un assemblage de *voxels* (*volume element*) et de *pixels* (*picture element*) est un concept classique (utilisé en tomodensitométrie, en angiographie numérique, etc.) (fig. 6-1). Le *champ de vue* (FOV – *field of view*, ou champ de reconstruction) représente les dimensions réelles (hauteur et largeur mesurées en cm) du plan de coupe («cadre») de l'image; la *taille de la matrice* définit le nombre de lignes (Lp ou Np) et de colonnes (Cf ou Nf). Le voxel représente le volume élémentaire d'échantillonnage dont l'intensité de signal (moyenne des différents protons constitutifs) sera reportée sur le pixel correspondant de l'image. Les dimensions du champ de vue et la taille de la matrice déterminent la résolution spatiale (dimension du pixel). Pour un champ de vue donné, plus la taille de la matrice est grande, plus le pixel est petit. Par exemple : FOV = 25 cm, matrice 128p × 128f → pixel ~ 4 $mm^2$ (250 mm/128), FOV = 25 cm, matrice 256p × 256f → pixel 1 $mm^2$ (250 mm/256) (*voir* tableau 8-1, Chapitre 8). À partir du pixel, on obtient la dimension du voxel en multipliant par l'épaisseur de coupe. Les matrices peuvent être carrées ou asymétrique et les champs de vue carrés ou rectangulaires, ce qui peut modifier la taille mais aussi la forme des pixels (carrés ou rectangulaires). Nous verrons ultérieurement les incidences pratiques sur la qualité d'image (*voir* Chapitre 8) et l'intérêt en imagerie rapide (*voir* Chapitre 9).

## Localisation spatiale du signal

En IRM, la localisation spatiale du signal de l'image fait appel à deux notions primordiales :

- l'utilisation d'un outil physique : les gradients de champs magnétiques;
- l'utilisation d'un outil mathématique : la transformée de Fourier.


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

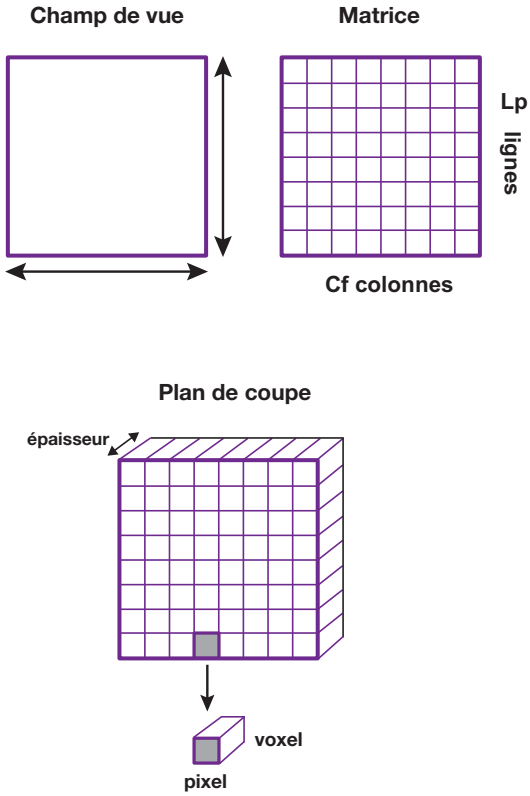



**Fig. 6-1.** Notions de champ de vue, plan de coupe, matrice, voxel et pixel.
Le champ de vue (FOV ou *field of view*) représente les dimensions réelles (hauteur et largeur mesurées en cm) du plan de coupe. La taille de la matrice définit le nombre de lignes et de colonnes. La dimension du pixel est déterminée par le rapport entre dimension du FOV et matrice (dans chaque direction). Pour obtenir la dimension du voxel, on multiplie par l'épaisseur de coupe.

## Les gradients de champs magnétiques

Qu'est-ce qu'un gradient ? Un gradient représente le taux de variation (pente) d'une donnée physique dans une direction de l'espace. Un gradient peut être *linéaire* ou non. Un gradient est dit linéaire (dans une direction donnée) quand la variation qu'il représente est linéaire, c'est-à-dire augmente d'une même valeur par unité de mesure selon cette direction (le gradient ou la pente est alors en fait constant !). Un exemple concret de gradient est la pente d'une route : lorsqu'on dit que le pourcentage d'une route est de 6 %, par exemple, cela signifie que pour un déplacement horizontal de 100 mètres, la route monte «monte» ou «descend» de 6 mètres. Le gradient est, ici, le dénivelé de la route.

Un autre exemple courant est le gradient de température. On sait que dans une pièce, par exemple, il existe un gradient de température vertical du sol vers le plafond (l'air chaud est plus léger !). Supposons que ce gradient de température soit linéaire, la température augmentant d'un dixième de degré tous les 10 cm. Si un escalier situé au fond de la pièce a des marches de 10 cm de hauteur, on peut considérer que la température augmente de 0,1 degré par tranche (bande) de 10 cm de hauteur, situées en regard de ces marches, et perpendiculaires au gradient vertical de température. Le gradient de température permet de

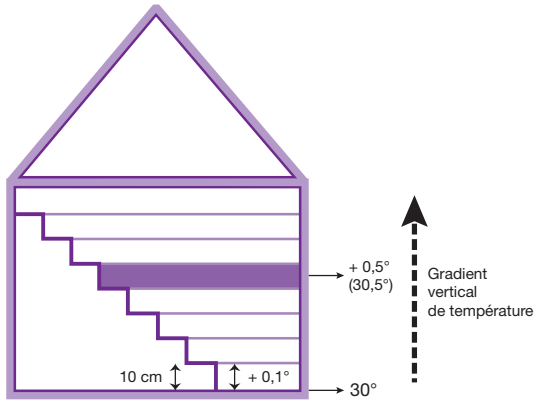



**Fig. 6-2.** Illustration d'un gradient vertical linéaire de température dans une pièce au fond de laquelle se trouve un escalier avec des marches de 10 cm de hauteur.
En regard de chaque marche, la température augmente de 0,1 degré par marche (bande de 10 cm de hauteur). Supposons qu'il fasse 30° au sol, pour se placer à la hauteur de la marche 5 («sélectionner» la marche 5), il suffit de se mettre au niveau de température 30,5°. Le gradient de température permet ainsi de se situer dans l'espace en hauteur par rapport aux marches (sélection en regard d'une marche donnée).

se situer dans l'espace à un niveau (hauteur) déterminé par rapport aux marches (fig. 6-2).

En IRM, ce sont des *gradients linéaires de champs magnétiques* qui vont être utilisés pour le codage spatial de l'image. Ces gradients sont créés par des bobines appelées *bobines de gradients* (où passe un courant électrique) (pour les précisions techniques, *voir* le paragraphe «Instrumentation IRM» du Chapitre 13). Ces gradients vont se superposer au champ magnétique principal $\vec{B}_0$, les modifications de champ produites se rajoutant ou se retranchant de $\vec{B}_0$ (fig. 6-3). Le champ magnétique principal est ainsi augmenté de façon linéaire dans la direction où est appliqué le gradient, ce qui a pour conséquence de modifier, proportionnellement, la fréquence de fréquence de précession des spins. En effet, si au départ on a, sur tout le volume, une fréquence de Larmor uniforme $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$, correspondant au champ magnétique $\vec{B}_0$, la superposition du gradient de champ magnétique à $B_0$ va produire un champ magnétique résultant B (croissant de manière linéaire), centré par rapport à $\vec{B}_0$, ce qui conduit à une fréquence de Larmor $\omega = \gamma \cdot B$ (*voir* fig. 6-3). Ainsi, à chaque valeur de champ magnétique correspond maintenant une fréquence de précession spécifique et, par conséquent, une position précise dans l'espace (comme la hauteur par rapport à la température dans la pièce évoquée précédemment) : le gradient permet donc une localisation dans l'espace grâce à la fréquence. Mais il aura encore une autre fonction dont nous parlerons plus loin.

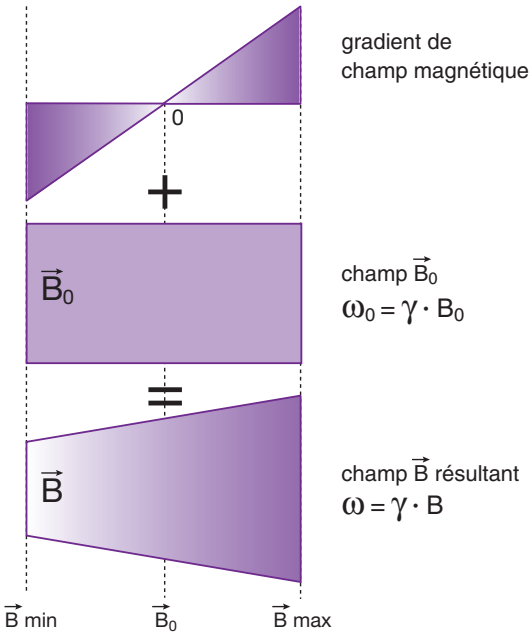



**Fig. 6-3.** Le gradient de champ magnétique se superpose au champ magnétique principal $\vec{B}_0$, les modifications de champ produites se rajoutant ou se retranchant de $\vec{B}_0$.
Le champ résultant B croit linéairement dans la direction du gradient (centré par rapport à $\vec{B}_0$). Par conséquent, la fréquence de Larmor croit aussi de manière linéaire, proportionnellement au champ résultant B : on a maintenant $\omega = \gamma \cdot B$. *Schéma : J.-P. Dillenseger.*

Sans entrer trop dans les détails, quelles sont les caractéristiques des gradients de champs magnétiques ? Comment va-t-on les représenter ?

Dans le domaine spatial, comme nous l'avons vu précédemment, le gradient est représenté par une «pente» plus ou moins abrupte (comme le pourcentage de la route évoqué plus haut !) en fonction de son *amplitude maximale* (on peut encore parler de son intensité ou de sa force) : un gradient ayant une amplitude élevée sera représenté par une pente plus forte. D'autre part, il sera toujours centré par rapport à $\vec{B}_0$, car les modifications de champ magnétique produites par le gradient se rajoutent et se retranchent de $\vec{B}_0$. Enfin, la pente (toujours plus ou moins abrupte) peut être positive ou négative, selon que le coefficient directeur de la droite est positif ou négatif : on parlera de «polarité» du gradient, le gradient étant positif ou négatif (fig. 6-4).

Dans le domaine temporel, permettant de dessiner les gradients dans un chronogramme (avec les impulsions RF) en fonction du temps, le gradient sera représenté par un trapèze (*voir* aussi Annexe 12) :

- la montée et la descente correspondent à l' «allumage» et à l'«extinction» du gradient (temps de montée et temps de descente) qui ne sont pas instantanés;
- la durée d'utilisation est représentée sur l'axe horizontal (le temps);
- la hauteur du trapèze correspond à l'amplitude du gradient;
- le gradient peut être positif ou négatif (*voir* fig. 6-4).

Pour simplifier, nous le représenterons ultérieurement par un rectangle dans le chronogramme, en ne tenant pas compte du temps de montée et de descente.

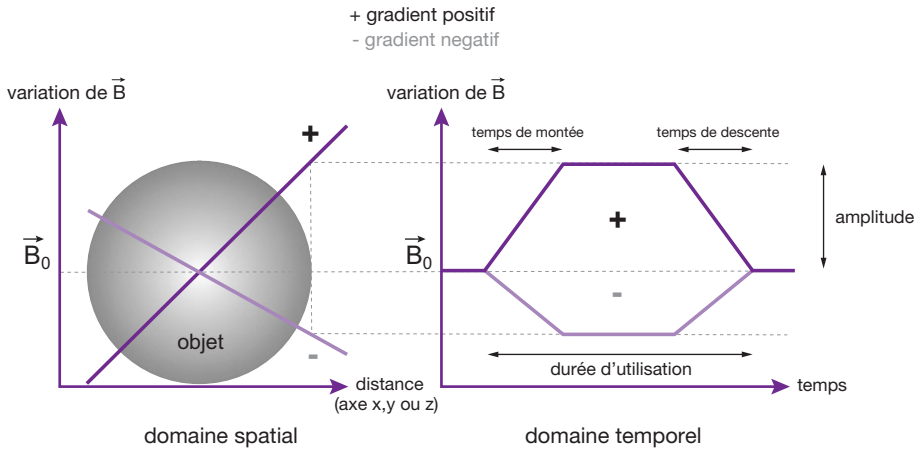



**Fig. 6-4.** Caractéristiques d'un gradient de champ magnétique.
Dans le domaine spatial, le gradient (positif ou négatif) est représenté par une «pente» plus ou moins abrupte en fonction de son amplitude maximale. Dans le domaine temporel, le même gradient est représenté par un «trapèze» (positif vers le haut ou négatif vers le bas) dont la hauteur détermine cette amplitude maximale. Il s'agit d'un trapèze (et non d'un rectangle) car l'«allumage» et l'«arrêt» d'un gradient ne sont pas immédiats : on a un temps de montée et un temps de descente, la durée totale correspondant à la durée d'utilisation du gradient. *Schéma : J.-P. Dillenseger.*

## Notion de transformée de Fourier

Une transformée de Fourier est un outil mathématique qui permet d'extraire les différentes fréquences individuelles d'un signal composite contenant plusieurs fréquences. Par exemple, si vous avez des notions de solfège et une bonne oreille, au sein d'un accord (do-mi-sol) joué au piano, votre oreille peut reconnaître les différentes notes (fréquences) qui le composent (le do, le mi et le sol). Ainsi, votre oreille «décode» le signal en ses trois fréquences élémentaires et «réalise», en quelque sorte un «équivalent» d'une transformée de Fourier (fig. 6-5a). Dans la représentation graphique de ce signal audio, il est bien évident qu'on ne peut distinguer les trois fréquences qui le composent, alors qu'après codage du signal en fréquence (ce que réalise une transformée de Fourier), l'analyse de celui-ci devient évidente (fig. 6-5b), soulignant l'importance de cet outil mathématique.

D'une manière plus générale, la transformée de Fourier permet d'analyser le «contenu fréquentiel» d'un signal (on parle aussi de «spectre de fréquences» d'un signal). Plus précisément, le baron Joseph Fourier (1768–1830) montra que toute fonction périodique peut se décomposer en une somme de fonctions sinus et cosinus, de fréquences croissantes, de la forme :

$$\underbrace{a_0}_{\text{composante continue}} + \underbrace{(a_1\cos x + b_1\sin x)}_{\text{composante fondamentale}}$$
$$+ \underbrace{(a_2\cos 2x + b_2\sin 2x) + \ldots + (a_n\cos nx + b_n\sin nx)}_{\text{harmoniques}}$$

C'est ce qu'on appelle une série de Fourier. La somme de ces fonctions simples permet de «tendre» vers la fonction à définir.

En fait, dans une représentation graphique, l'outil «transformée de Fourier» (TDF) appliqué à un signal a pour but de le visualiser non plus sous forme d'*amplitude par rapport au temps*, mais sous forme d'*amplitude par rapport à la fréquence*. Il est alors possible de «séparer» les différentes fréquences contenues dans un signal composite, comme l'oreille sait reconnaître les notes de musique contenues dans l'accord (fig. 6-6). On passe ainsi du *domaine temporel* au *domaine fréquentiel*.

Nous verrons plus loin (*voir* Chapitre 7) comment la transformée de Fourier va s'intégrer dans le processus d'acquisition de l'image grâce au plan de Fourier.

Ces différents éléments étant maintenant en place, nous allons pouvoir nous lancer plus en détail dans la localisation spatiale en nous servant d'abord de l'outil gradient de champ magnétique.

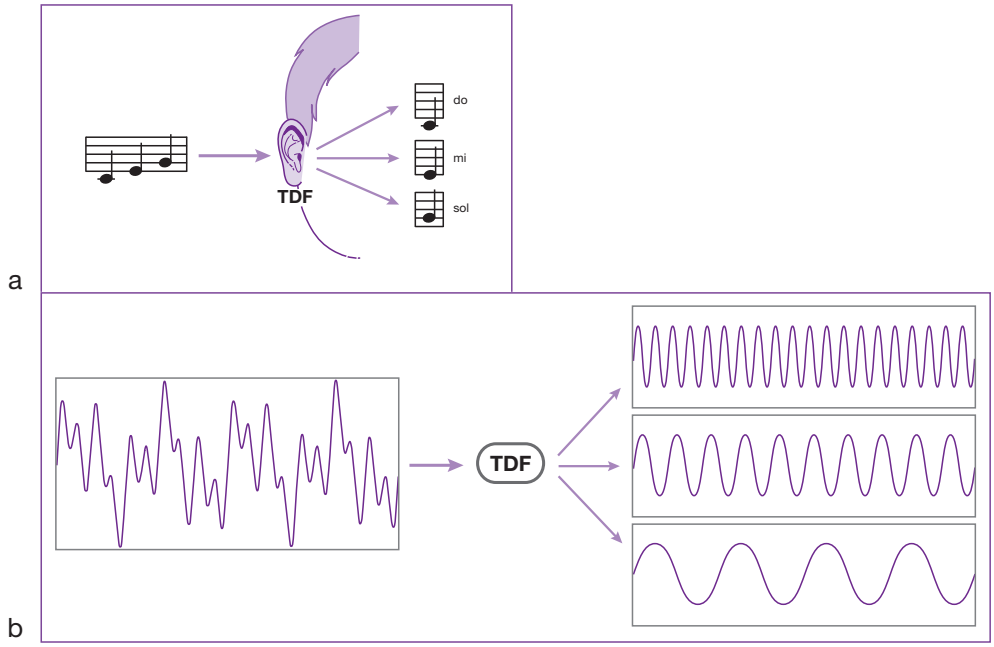



**Fig. 6-5.** Exemple de décomposition d'un signal par transformée de Fourier.
(a) Un accord do-mi-sol est entendu par l'oreille, qui reconnaît les différentes notes (fréquences élémentaires) qui le composent (le do, le mi et le sol).
(b) Représentation graphique : à partir d'un signal composite, la transformée de Fourier permet de reconnaître les trois fréquences élémentaires qui le composent.

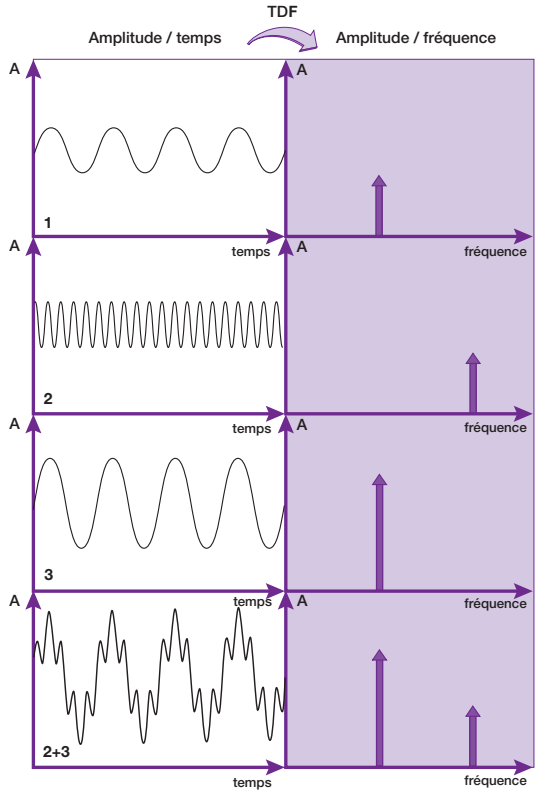



**Fig. 6-6.** Représentation graphique : la transformée de Fourier (TDF) permet de passer de l'amplitude par rapport au temps à l'amplitude par rapport à la fréquence.
1. Graphe de la fonction **sin(x)** et sa représentation par un vecteur dans le domaine fréquentiel après TDF.
2. Fonction **sin(5x)** : la fréquence étant plus élevée, le vecteur est décalé vers les plus hautes fréquences.
3. Fonction **2sin(x)** : la fréquence est la même qu'en 1, mais l'amplitude est deux fois plus élevée.
4. On a additionné les fonctions 2 et 3 soit **sin(5x)** + **2sin(x)** : le graphe représentant cette somme dans le domaine temporel ne permet pas de différencier les deux fréquences qui la composent; après TDF, les deux fréquences sont «visibles».

En effet, pour localiser le signal en IRM, il faut d'abord, à l'intérieur d'un volume donné, sélectionner un plan de coupe pour lequel on applique un premier gradient de champ (linéaire) appelé *gradient de sélection de coupe* Gss (ou Gz). Ensuite, il faut, à l'intérieur de ce plan de coupe, sélectionner les différentes lignes par un deuxième gradient de champ appelé gradient de codage de phase Gϕ (ou Gy). Enfin, en dernier lieu, il faut sélectionner les différentes colonnes par un troisième gradient de champ appelé *gradient de fréquence* Gω (ou Gx) et/ou *gradient de lecture*.

## Sélection du plan de coupe

Le *gradient de sélection de coupe* Gss permet de sélectionner, à l'intérieur d'un volume, un plan de coupe perpendiculaire à la direction d'application du gradient. En l'absence de gradient, tous les protons du sujet («volume») situés à l'intérieur de l'aimant précessent avec une fréquence angulaire $\omega_0 = \gamma B_0$ (fréquence de Larmor). Si la fréquence angulaire $\omega_r$ du champ magnétique tournant (onde ou impulsion de radiofréquence RF) est égale à $\omega_0$, tous les protons du sujet sont à la condition de résonance et vont subir l'impulsion de 90°; de cette manière, on sélectionne un volume (tout le volume du sujet) et non pas un plan de coupe ! Comme nous l'avons vu précédemment, le gradient de sélection de coupe Gss va (comme tout gradient) superposer au champ magnétique principal $\vec{B}_0$ un gradient de champ linéaire calibré de telle façon qu'un seul plan de coupe donné, perpendiculaire à la direction du gradient, soit à la fréquence de résonance. Par exemple, si on applique Gss selon l'axe z (par convention cranio-caudal), la fréquence angulaire ω des protons va croître de façon linéaire selon z (car le champ magnétique croît de façon linéaire). Si, par exemple, la fréquence angulaire varie de $\Delta_\omega$ tous les centimètres, elle sera, par exemple, de $-\omega_3$ dans le premier centimètre, $-\omega_2$ dans le deuxième centimètre, augmentant ainsi progressivement en passant par $\omega_0$ jusqu'à $+\omega_3$, le gradient étant symétrique par rapport à $\vec{B}_0$ (fig. 6-7). Les protons du sujet précessent alors à des fréquences angulaires croissantes $-\omega_3$ à $+\omega_3$ par tranches

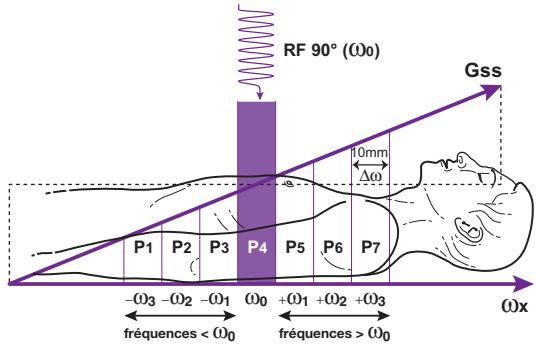



**Fig. 6-7.** Sélection d'un plan de coupe.
Application d'un gradient Gss selon l'axe z (cranio-caudal). La fréquence angulaire croît de $-\omega_3$ à $+\omega_3$ par tranches ou plans (P1 à P7) perpendiculaires à la direction du gradient en passant par $\omega_0$ qui correspond à la fréquence de $\vec{B}_0$. Si $\omega_r = \omega_0$, seuls les protons de P4 sont à la condition de résonance et vont basculer de 90° et donc contribuer à la formation du signal RMN (impulsion dite sélective dans le plan de coupe P4). On sélectionne ainsi le plan de coupe P4 d'épaisseur 10 mm, la fréquence angulaire variant, dans notre exemple, de $\Delta_\omega$ tous les centimètres.

(bandes) ou plans (P1 à P7 dans notre exemple) perpendiculaires à la direction du gradient. Si la fréquence de l'impulsion RF $\omega_r$ est égale à $\omega_0$, seuls les protons du plan de coupe P4 (qui précessent à fréquence $\omega_0$) sont à la condition de résonance et vont basculer de 90° (impulsion dite sélective dans le plan de coupe P4) et donc contribuer à la formation du signal RMN. On sélectionne ainsi le plan de coupe P4 (*voir* fig. 6-7).

En modifiant la fréquence de résonance de l'impulsion RF $\omega_r$ pour qu'elle corresponde à $-\omega_2$, par exemple, on peut alors sélectionner le plan P2 (fig. 6-8). De cette manière, on peut sélectionner successivement les plans de coupe P1 à P7 dès lors que les fréquences ($\omega_r$ et $\omega_x$) coïncident (*voir* Annexe 13).

Dans l'exemple précédent, le gradient est appliqué selon l'axe cranio-caudal du patient et les coupes obtenues d'épaisseur 1 cm (10 mm) sont axiales. Pour réaliser des coupes sagittales ou frontales, le gradient de sélection de coupe Gss devra être orienté respectivement de droite à gauche ou d'avant en arrière (fig. 6-9).

Par combinaison de deux, voire trois, de ces gradients dont on fait varier la force, on accède à n'importe quel plan oblique (exemple : par combinaison de deux gradients de même valeur, on obtient un plan oblique perpendiculaire à la

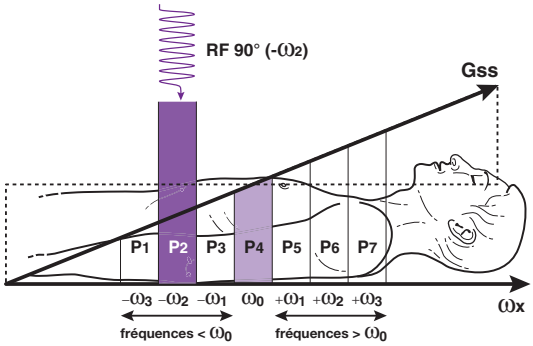



**Fig. 6-8.** Sélection d'un autre plan de coupe.
En modifiant la fréquence $\omega_r$ de l'impulsion pour qu'elle corresponde, par exemple, à $-\omega_2$, on peut sélectionner un plan de coupe voisin, toujours perpendiculaire au gradient (ici P2 dans notre exemple).

bissectrice formé par la direction des deux gradients).

L'épaisseur du plan de coupe peut être déterminée de deux façons. Pour un gradient donné, l'épaisseur de coupe est fonction de la *bande de fréquence* (également appelée *bande passante*) de l'impulsion sélective RF. C'est le paramètre que nous avions appelé $\Delta_\omega$ un peu plus haut. Lorsque la bande passante est étroite, l'épaisseur de coupe diminue (et, inversement, en augmentant la bande passante, la coupe est plus épaisse, toujours à gradient équivalent) (fig. 6-10).

Pour donner une comparaison imagée, on peut utiliser l'exemple du tuyau d'arrosage. La bande passante de l'impulsion RF correspond à la largeur du jet sortant du tuyau. Ce jet est en général réglable : lorsqu'il est fin, on ne

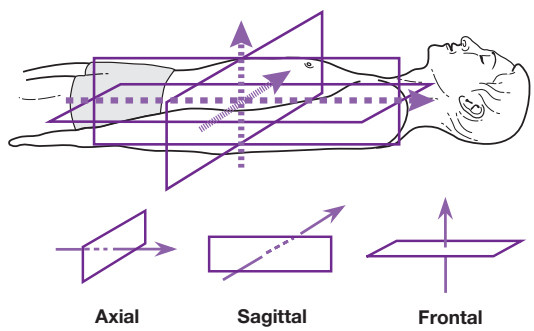



**Fig. 6-9.** Pour réaliser des coupes axiales, sagittales ou frontales, le gradient de sélection de coupe Gss devra être orienté respectivement des pieds à la tête, de droite à gauche et d'avant en arrière.

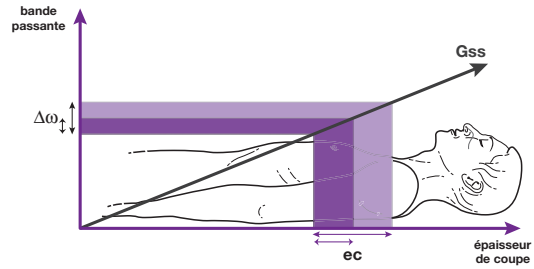



**Fig. 6-10.** Épaisseur de coupe et bande passante de l'impulsion RF.
Pour une amplitude («pente») de gradient donnée, l'épaisseur de coupe (ec) diminue lorsque la bande passante (ou bande de fréquence) $\Delta_\omega$ de l'impulsion RF est plus étroite.

«couvre» qu'une étroite bande de terrain; au contraire, avec un jet plus large, on arrose une zone plus large.

Si l'on revient à l'impulsion RF, il faut encore préciser que la largeur de la bande passante dépend de la durée d'application de l'impulsion : c'est l'inverse de la période de l'impulsion, donc du temps. Ainsi, en augmentant la période (c'est-à-dire le temps), on diminue la bande passante et, par conséquent, l'épaisseur de coupe (à gradient équivalent) (pour plus de détails, *voir* Chapitre 8). Comme nous le verrons souvent en IRM, «pour faire mieux, il faut y mettre le temps» (merci à Sandrine Lefort pour cette analogie).

À largeur de bande passante fixe, l'épaisseur de coupe est fonction de l'amplitude (la «force») du gradient. Si le gradient est élevé, les coupes sont fines et inversement, cette approche étant simplement géométrique (fig. 6-11)[1].

Après l'application de ce premier gradient Gss, en même temps que l'impulsion RF de 90°, on a donc sélectionné un plan de coupe, d'une certaine épaisseur (en fonction de la largeur de la bande passante de l'impulsion et de l'amplitude du gradient), dans lequel tous les protons sont à la même fréquence, différente des plans voisins. Si, par exemple, le gradient

1 L'épaisseur de coupe **ec** est donnée par la formule suivante : $ec = BP_{(RF)}/\gamma \cdot G\omega$ où $BP_{(RF)}$ = bande passante de l'impulsion RF, $\gamma$ = rapport gyromagnétique et $G\omega$ = amplitude du gradient (*voir* Chapitre 8 pour un résumé concernant les rapports entre bande passante de l'impulsion RF, amplitude du gradient et durée d'application de l'impulsion).

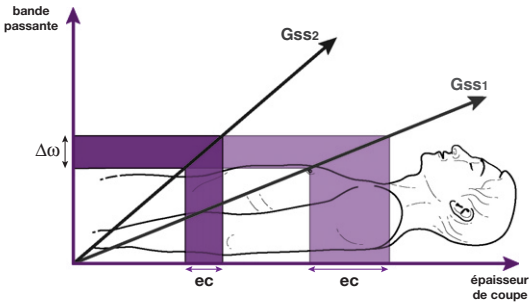



**Fig. 6-11.** Épaisseur de coupe et amplitude du gradient.
Pour une largeur de bande passante $\Delta_\omega$ de l'impulsion RF donnée, l'épaisseur de coupe (ec) est d'autant plus faible que l'amplitude (la «pente») du gradient de sélection de coupe augmente. Le gradient Gss2, d'amplitude plus élevée que Gss1, permet de diminuer l'épaisseur de coupe.

est appliqué dans l'axe z et que la fréquence d'impulsion RF est $\omega_0$, tous les protons du plan de coupe sélectionné sont à cette fréquence.

On peut maintenant commencer à construire le chronogramme de la séquence d'écho de spin (qui va nous servir d'exemple pour cet exercice), c'est-à-dire la chronologie des impulsions sélectives de radiofréquence et des gradients (fig. 6-12)[2] :

1. impulsion de 90° et simultanément sélection du plan de coupe par le gradient Gss (ou Gz) : l'impulsion est alors sélective dans le plan de coupe déterminé et tous les protons sont à la même fréquence (dans notre exemple, il s'agit de la fréquence $\omega_0$);
2. impulsion de 180° de rephasage; à noter qu'il faut donc appliquer le même gradient Gss en même temps que cette impulsion pour qu'elle puisse s'appliquer sur les protons ayant déjà subi l'impulsion de 90° (donc les protons de la coupe sélectionnée);
3. signal d'écho réceptionné : si le signal est récupéré tel quel, sans mise en place d'autre gradient, il n'est composé, évidemment, que d'une seule fréquence, à savoir la fréquence de l'impulsion RF ayant permis de sélectionner le plan; ce point sera détaillé plus loin.

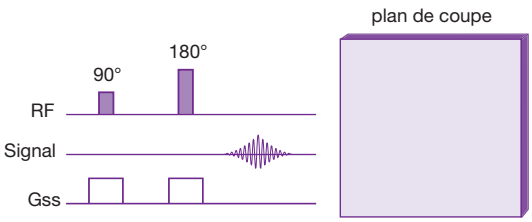



**Fig. 6-12.** Sélection de coupe avec chronogramme de la séquence d'écho de spin.
Application d'une impulsion de 90° à la fréquence $\omega_0$ et application, en même temps, du gradient de sélection de coupe Gss : on a sélectionné un plan de coupe, d'une certaine épaisseur, dans lequel tous les protons sont à la même fréquence $\omega_0$. Il faut appliquer le même gradient Gss en même temps que l'impulsion de 180° pour que celle-ci s'applique aux protons du même plan.

Il faut maintenant encore réaliser le codage dans la coupe sélectionnée. Il va s'effectuer à l'aide de deux autres gradients : le gradient de fréquence (ou gradient de lecture) et le gradient de codage de phase.

## Notion de codage de phase et fréquence

Avant de compléter le codage à l'intérieur du plan de coupe, il est indispensable de préciser un peu plus l'action des gradients de champs magnétiques. En effet, nous avons vu, au début du chapitre, qu'un gradient modifie linéairement le champ magnétique et, par conséquent, modifie linéairement aussi la fréquence de résonance des spins : on accède ainsi à un codage par la fréquence, comme nous venons de l'expérimenter pour sélectionner un plan de coupe. Mais, cette évolution des fréquences provoque, inévitablement, un déphasage progressif des spins, ouvrant ainsi la perspective vers un autre codage, par la phase cette fois.

Pour bien différencier ces deux concepts, prenons l'exemple de trois toupies alignées et placées dans trois assiettes (fig. 6-13). Dans un premier temps, donnons-leur avec les doigts *en permanence* des impulsions circulaires (régime d'entretien), de telle sorte qu'elles tournent à la même vitesse (ou fréquence) angulaire $\omega_0$ (équivalent du champ $\vec{B}_0$ sans gradient) : on ne peut les différencier. Maintenant, on donne une impulsion supplémentaire de plus en plus forte de la première à la troisième toupie (équivalent d'un gradient), de telle sorte qu'elles

2 Notons que, comme prévu plus haut, les gradients sont représentés par un rectangle dans le chronogramme, en ne tenant pas compte du temps de montée et de descente.

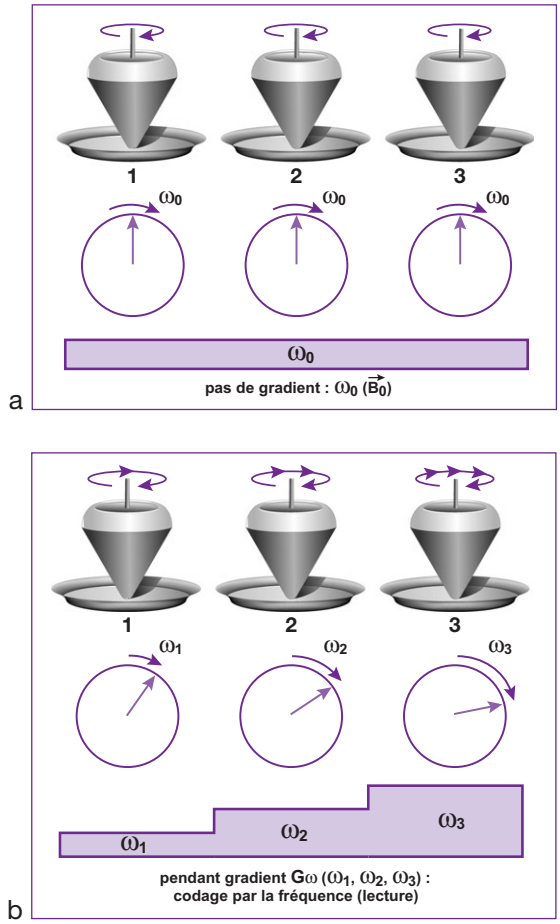



**Fig. 6-13.** Codage en fréquence représenté par des toupies.
(a) Les toupies tournent à la même vitesse (ou fréquence) angulaire $\omega_0$ (régime d'entretien : équivalent de $\vec{B}_0$ sans gradient) : on ne peut les différencier.
(b) Les toupies tournent avec des vitesses croissantes $\omega_1$ à $\omega_3$. À chaque assiette 1–2–3 (lieu) correspond une toupie avec respectivement une vitesse $\omega_1$–$\omega_2$–$\omega_3$ (équivalent d'un gradient) : nous venons de réaliser un codage par la fréquence.
NOTE : il faut mesurer les différences en fréquences pendant l'application du « gradient » car, dès qu'on arrête de l'appliquer, les toupies tournent de nouveau à la vitesse $\omega_0$ (régime d'entretien).

tournent avec des vitesses croissantes $\omega_1$ à $\omega_3$ (pour simplifier l'explication, on néglige la notion de symétrie du gradient par rapport à $\vec{B}_0$). À chaque assiette 1-2-3 (lieu) correspond cette fois-ci une toupie avec respectivement une vitesse $\omega_1$-$\omega_2$-$\omega_3$, ce qui permet de les différencier (par leur vitesse et position) : nous avons réalisé un codage par la *fréquence*.

Reprenons l'expérience mais cette fois-ci en faisant un trait au marqueur sur les toupies pour visualiser leur angle (phase!), de telle sorte qu'au départ les trois traits soient parallèles et devant vous (pas de différences de phase au départ) (fig. 6-14). Si les toupies tournent à la même vitesse $\omega_0$, les traits passent devant vous au même moment (les toupies restent en phase comme au départ). Comme précédemment, donnons-leur maintenant une impulsion de plus en plus forte de la première à la troisième toupie (gradient), de telle sorte qu'elles tournent de nouveau avec des vitesses croissantes $\omega_1$, $\omega_2$, $\omega_3$ : les traits ne passent plus devant vous de façon synchrone. Le trait de la troisième toupie (la plus rapide) passe en premier, puis celui de la deuxième, enfin celui de la première : *les toupies ne sont plus en phase*. À chaque assiette 1–2–3 (lieu) correspond cette fois une toupie avec respectivement une phase $\phi_1$, $\phi_2$, $\phi_3$ : nous venons de réaliser un codage par la *phase*. Le gradient induit des différences

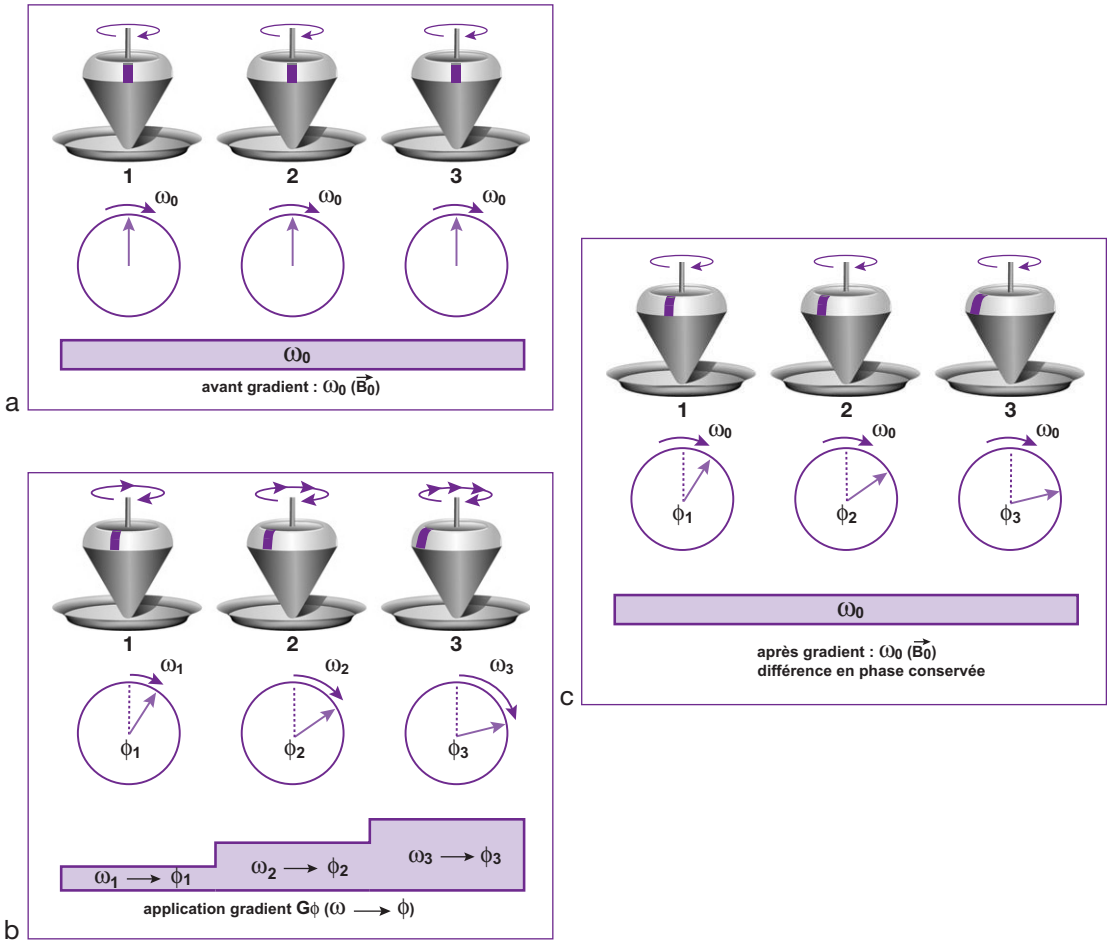



**Fig. 6-14.** Un trait au marqueur est réalisé sur les toupies pour visualiser leur angle (phase).
(a) Si les toupies tournent à la même vitesse $\omega_0$, les toupies restent en phase.
(b) Si les toupies tournent à des vitesses croissantes $\omega_1$–$\omega_2$–$\omega_3$, le gradient induit des différences en fréquence (non exploitées ici) qui, par voie de conséquence, entraînent des différences en phase (les toupies ne sont plus en phase) : à chaque assiette 1–2–3 (lieu) correspond cette fois-ci une toupie avec respectivement une phase $\phi_1$-$\phi_2$-$\phi_3$; nous venons de réaliser un codage par la phase.
(c) Si on arrête d'appliquer le «gradient», les toupies tournent de nouveau à la même vitesse ($\omega_0$) mais conservent leurs différences en phase qui peuvent être utilisées à distance (véritable «marquage» des toupies par les différences – décalages – en phase !).

en fréquence (non exploitées ici) qui, par voie de conséquence, entraînent des différences en phases. De plus, si on arrête d'appliquer le gradient, les toupies tournent de nouveau à la même vitesse ($\omega_0$ : régime d'entretien) mais conservent leur différence en phase : cela signifie que le codage par la phase peut être exploité par la suite *à distance* de l'application du gradient (véritable «marquage» des toupies par les décalages de phase!). À l'opposé, pour le codage par la fréquence, il faut mesurer les différences en fréquences (vitesse angulaire) *pendant* l'application du gradient, car dès lors qu'on arrête de l'appliquer, les toupies tournent de nouveau à la vitesse $\omega_0$ (avec certes des différences en phase, non exploitées ici).

Il est donc primordial de noter que tout gradient agit toujours de la même manière sur les spins : il provoque à la fois des différences en fréquence et des déphasages. Par ailleurs, les différences de fréquences (et par conséquent les décalages de phase) sont d'autant plus marquées que :

- l'amplitude du gradient augmente;
- le gradient est appliqué plus longtemps.

## Application du codage de phase et fréquence en IRM

Appliquons maintenant ces notions au codage dans la coupe sélectionnée par le gradient de sélection de coupe. Pour ce faire, nous allons imaginer, de façon très schématique, un plan de coupe formé de trois colonnes et trois lignes de voxels, chaque voxel contenant un proton. La matrice correspondante est de $3 \times 3$.

Si nous réceptionnons immédiatement le signal de cette tranche, ce dernier sera, comme prévu, porteur d'une fréquence unique (dans notre exemple $\omega_0$), tous les protons étant à la même fréquence (fig. 6-15).

Appliquons maintenant un autre gradient, perpendiculaire au gradient Gss de sélection de coupe, dans l'axe x, par exemple. Ce gradient, appelé Gω (ou Gx) va, comme le gradient Gss, accroître la fréquence de précession des protons («bandes de fréquence» $-\omega_1, \omega_0, +\omega_1$) perpendiculairement à la direction d'application du gradient et va également provoquer des déphasages. Les fréquences seront de nouveau croissantes, en passant par la valeur $\omega_0 = \gamma B_0$ (comme les toupies tournant de plus en plus vite). Dans notre exemple, nous avons donc trois fréquences différentes. Si ce gradient est appliqué pendant le recueil du signal, ce dernier sera porteur, cette fois, de trois fréquences (et non plus d'une fréquence unique) (*voir* fig. 6-15) : nous avons réalisé un codage par la fréquence. Cela n'est possible que si le gradient est appliqué durant la réception (ou lecture) du signal car, dès l'arrêt du gradient, les protons précessent de nouveau à la fréquence $\omega_0$. C'est la raison pour laquelle ce gradient de codage de fréquence est également appelé gradient de lecture.

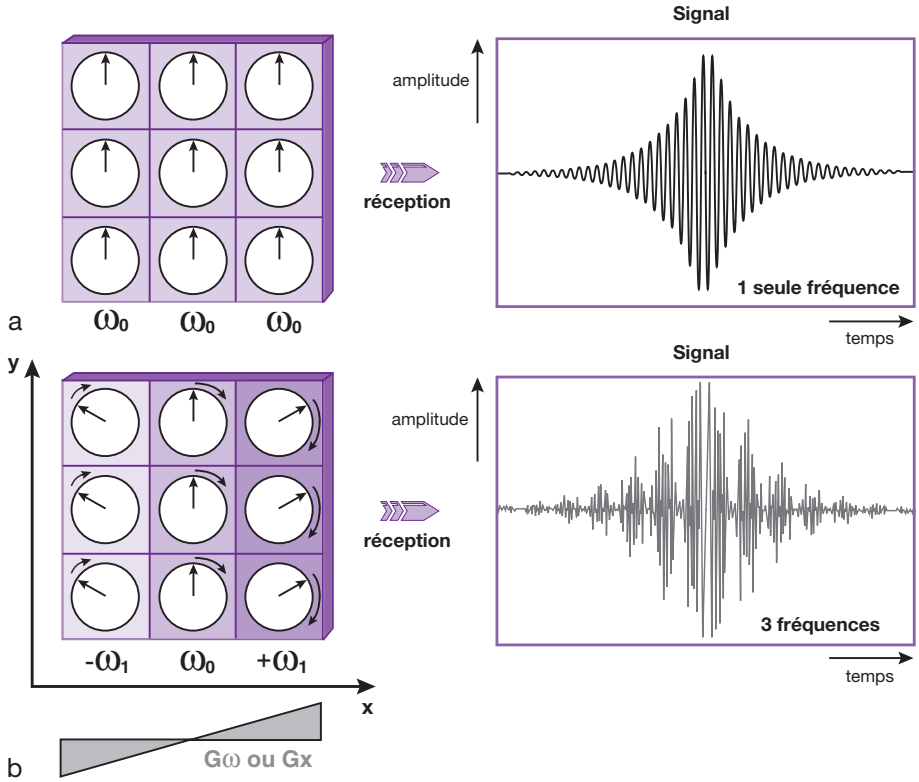



**Fig. 6-15.** Conséquence de l'application d'un gradient pendant la réception du signal.
La réception du signal de la coupe, sans application d'un gradient, conduit à un signal à fréquence unique, c'est-à-dire celle du plan de coupe qui est ici $\omega_0$ (a).
La mise en place d'un gradient (Gω) permet de coder des «bandes de fréquence» ($-\omega_1, \omega_0, +\omega_1$ dans notre exemple) perpendiculairement à ce gradient. S'il est appliqué pendant le recueil du signal, ce dernier sera maintenant porteur de trois fréquences et non plus d'une seule (b). D'où son nom de gradient de lecture.

Nous pouvons maintenant continuer à «construire» le chronogramme de la séquence d'écho de spin dans lequel nous pouvons positionner le gradient de fréquence (de lecture) synchronisé avec la réception du signal. Au lieu d'une seule fréquence $\omega_0$, obtenue après la sélection du plan de coupe, nous avons différencié, au niveau de ce plan, trois fréquences $-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$ obtenues durant le recueil du signal (fig. 6-16), comme si nous avions identifié des «colonnes» dans notre plan (en réalité, ces colonnes n'ont aucun lien direct avec les colonnes de la matrice image, comme nous le verrons plus loin).

Le signal est donc maintenant porteur d'une information beaucoup plus précise qui va constituer, comme nous le détaillerons dans le chapitre suivant, les données d'une *ligne du plan de Fourier*. Dans notre exemple, il ne s'agit que de trois fréquences différentes mais, dans la réalité, il s'agira très souvent de 128 ou 256 fréquences (voire plus).

Évidemment, cette information n'est pas suffisante pour constituer une image. Il faudrait des «lignes» supplémentaires d'informations, une matrice étant constituée, en général, d'au moins 128 lignes.

Comment obtenir ces informations supplémentaires ?

On pourrait imaginer appliquer un troisième gradient, dans l'axe y, en même temps que l'on réceptionne le signal, dans le but de coder conjointement les deux directions x et y. Ce n'est malheureusement pas possible, car il faudrait appliquer simultanément les deux gradients : la résultante serait un seul gradient (somme des précédents), orienté selon la bissectrice de xOy.

Il faut donc mettre en place ce troisième gradient avant la réception du signal et nous aurons donc recours au codage par la phase. En effet, un codage par la fréquence ne peut avoir lieu qu'en présence d'un «support» de fréquences : soit une onde électromagnétique (l'impulsion RF) pour sélectionner le plan, soit le signal réceptionné par l'antenne. Cela ne se produit donc que deux fois et nous avons déjà appliqué deux gradients.

Appliquons donc un gradient avant la réception du signal, selon l'axe y (gradient $G\phi$ ou Gy) : ce dernier va modifier, comme tout gradient, les fréquences de précession des protons perpendiculairement à l'axe du gradient ainsi que les phases (dans notre exemple, nous prenons de nouveau trois fréquences différentes donc trois phases différentes). En l'absence de gradient, les protons précessent tous à la fréquence angulaire $\omega_0$, c'est-à-dire celle du plan de coupe sélectionné. L'application du gradient $G\phi$ (ou Gy) selon l'axe y va accroître la fréquence de précession des protons $-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$) perpendiculairement à la direction d'application du gradient et donc également leur décalage de phase : $-\phi_1$, $\phi_0$, $+\phi_1$ (fig. 6-17).

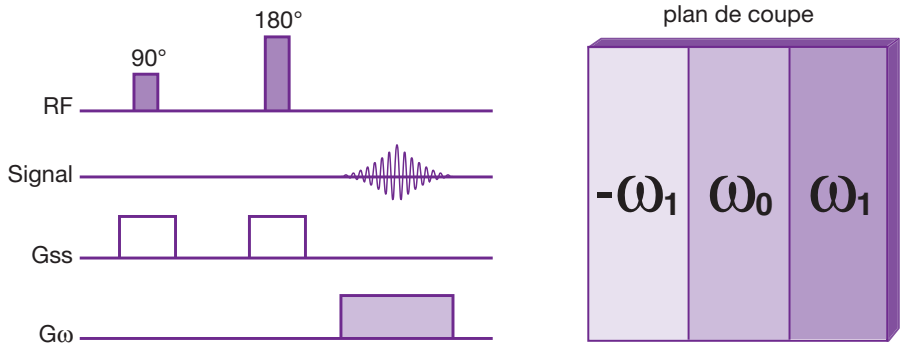



**Fig. 6-16.** Gradient de lecture avec chronogramme de la séquence d'écho de spin.
«Codage» des colonnes grâce à la mise en place du gradient de fréquence Gω. Ce dernier permet de différencier trois fréquences croissantes ($-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$), toujours en passant par la valeur $\omega_0$ correspondant à $\vec{B}_0$, dans le plan de coupe sélectionné par Gss. Dans le chronogramme, on voit que ce gradient est appliqué pendant le recueil du signal qui sera donc porteur de ces trois fréquences. À noter que ces colonnes n'ont aucun lien direct avec les colonnes de la matrice image.

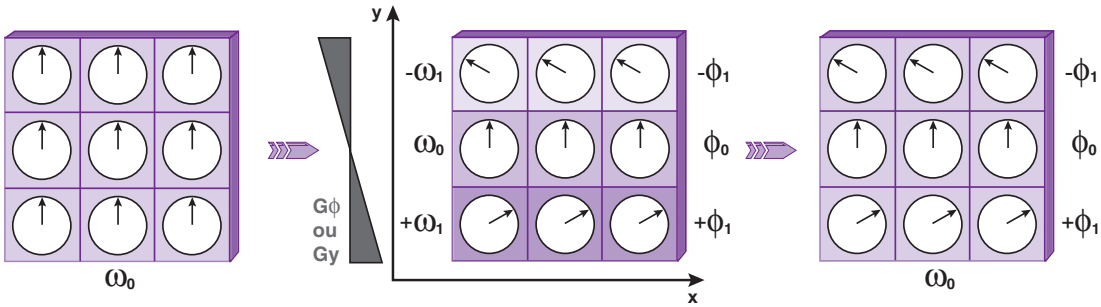



**Fig. 6-17.** Conséquence de l'application du gradient de codage de phase.
L'application d'un gradient Gϕ entre Gss et Gω permet de nouveau de sélectionner trois fréquences croissantes ($-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$), perpendiculairement à ce gradient, ce qui occasionne, obligatoirement, trois déphasages $-\phi_1$, $\phi_0$, $+\phi_1$. Ces décalages en phase restent conservés à l'arrêt de Gϕ, alors que tous les protons du plan sont revenus à la fréquence $\omega_0$ : on a réalisé un codage par la phase.

Comme le signal n'est pas réceptionné à ce moment-là, les différences de fréquence sont inutilisables. Cependant, à l'arrêt de l'application de Gϕ, les protons précessent tous de nouveau à la fréquence angulaire $\omega_0$, mais conservent leur décalage en phase. On a bien réalisé un codage par la phase (*voir* fig. 6-17).

Au moment du recueil du signal et de l'application du gradient de lecture, on dispose maintenant d'une information comportant trois fréquences, amendée par l'information concernant les déphasages produits par le gradient de codage de phase. On a donc bien une information unique qui alimentera, comme nous l'avons déjà évoqué, le plan de Fourier.

On peut maintenant préciser encore un peu plus notre chronogramme de la séquence d'écho de spin (fig. 6-18) :

- entre le gradient de sélection de coupe Gss (appliqué en même temps que l'impulsion RF de 90°) et le gradient de lecture Gω (mis en place au moment du recueil du signal) qui, tous les deux, réalisent un codage par la fréquence, nous appliquons le gradient de codage de phase Gϕ ;
- le signal sera de nouveau porteur des trois fréquences ($-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$) plus une

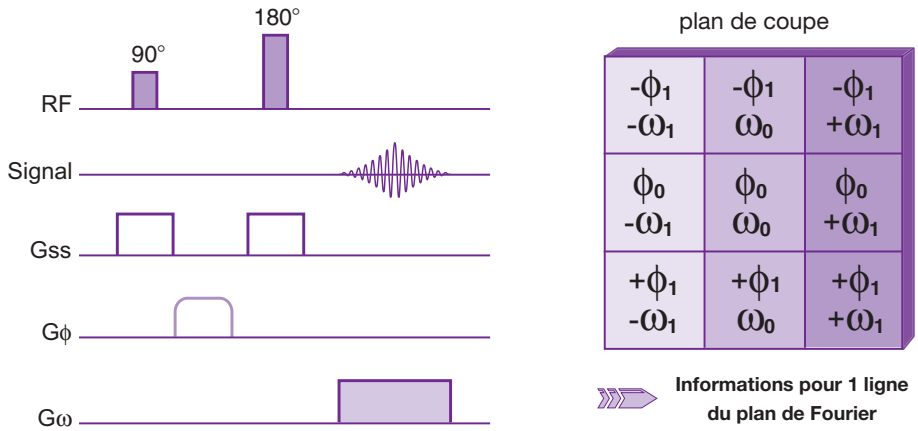



**Fig. 6-18.** Gradient de codage de phase et chronogramme de la séquence d'écho de spin.
Le gradient de codage de phase Gϕ est appliqué avant la réception du signal (entre Gss et Gω). Il permet d'obtenir les déphasages $-\phi_1$, $\phi_0$, $+\phi_1$ qui restent acquis lorsqu'on arrête le gradient. Ainsi, lorsqu'on applique Gω au moment du recueil du signal, ce dernier sera toujours porteur des trois fréquences $-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$ mais également des décalages de phase créés en amont. Cette information «unique» constituera les données pour une ligne du plan de Fourier.

information sur la phase ($-\phi_1$, $\phi_0$, $+\phi_1$) produite en amont ;

- cette information «unique» constituera les données pour une ligne du plan de Fourier.

Si l'on veut acquérir deux lignes d'informations supplémentaires (pour compléter notre matrice initiale de 3 × 3), il faudra, pour la même coupe, appliquer deux gradients de codage de phase différents, puis de nouveau réceptionner les trois fréquences ($-\omega_1$, $\omega_0$, $+\omega_1$), porteuses de cette information «cachée» produite par le gradient de codage de phase en amont.

On réalisera donc, au total, trois mesures comportant toujours les trois mêmes fréquences mais trois codages de phases différents, ces trois mesures correspondant à trois lignes du plan de Fourier (fig. 6-19).

Et si l'on veut acquérir 128 lignes, par exemple, il faudra répéter l'expérience 128 fois ! Ce qui aura des conséquences sur le temps d'acquisition de la séquence, comme nous le verrons un peu plus loin.

Nous avons donc bien codé l'information dans deux dimensions : x, lors de chaque réception du signal en appliquant le gradient de fréquence, et y, lors de chaque modification (incrément) du gradient de phase, comme si on avait réalisé une transformée de Fourier en deux dimensions (d'où le nom de méthode par double transformée de Fourier ou 2DFT). C'est là qu'interviendra la notion de transformée de Fourier. Nous détaillerons ces notions dans le chapitre suivant.

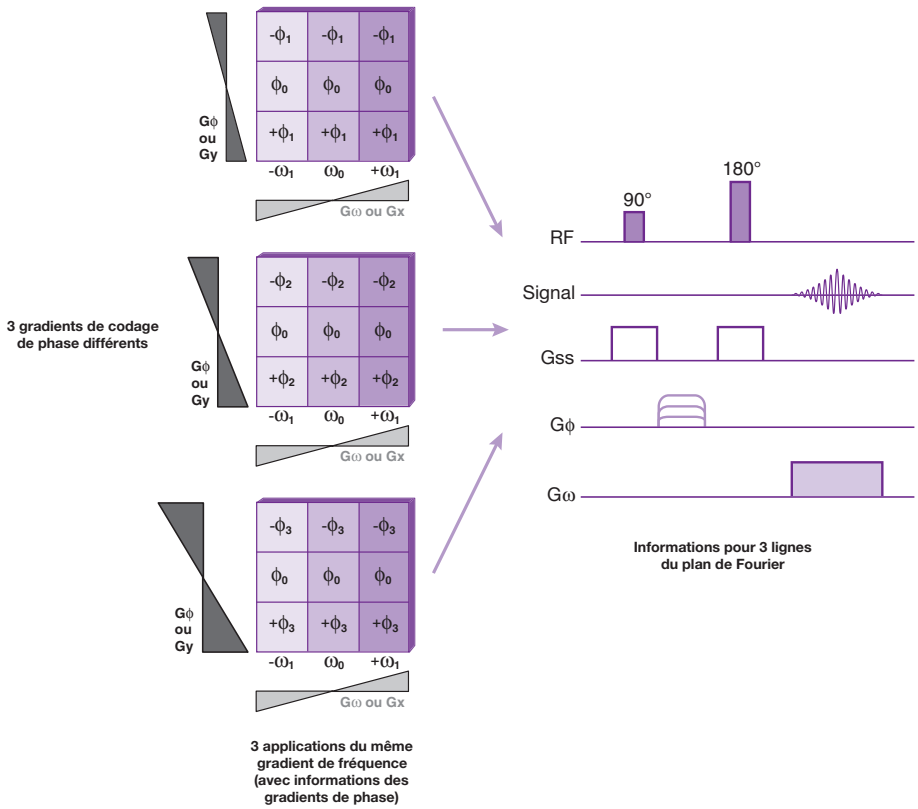



**Fig. 6-19.** Application multiple du gradient de codage de phase.
Sachant qu'au moment du recueil du signal on réceptionne, à chaque fois, les trois mêmes fréquences, il faut modifier, lors de chaque cycle, l'amplitude du gradient de phase afin d'obtenir, lors de chaque mesure du signal, une information différente. Si l'on veut trois informations pour trois lignes du plan de Fourier, il faut donc appliquer trois gradients de codage de phase différents, le gradient de lecture restant inchangé au moment de la réception du signal. On dit qu'on «incrémente» le gradient de codage de phase.

## Pour en terminer avec le codage de la coupe

Pour résumer l'utilisation des gradients de phase et de fréquence, revoyons encore une fois leur chronologie d'application en détaillant la forme du signal réceptionné (fig. 6-20) :

- si nous nous basons de nouveau sur une mesure effectuée dans un seul plan de coupe (nous avons toujours notre matrice 3 × 3), le signal de ce dernier, s'il était mesuré sans appliquer de gradient, serait composé d'une fréquence unique comme nous l'avions déjà vu dans la figure 6-15 (pour simplifier la représentation graphique, nous ne montrons pas la décroissance du signal mais uniquement sa fréquence);
- l'application du gradient de codage de phase va modifier les fréquences (trois fréquences dans notre exemple) et les phases des spins dans les lignes perpendiculaires au gradient : à l'arrêt du gradient, les spins précessent de nouveau à la fréquence d'origine, mais les déphasages restent conservés;
- l'application du gradient de fréquence va modifier les fréquences (trois fréquences dans notre exemple) et les phases dans les colonnes perpendiculaires au gradient (en tenant compte des déphasages acquis précédemment) : la mesure du signal, effectuée à ce moment, permet la réception de trois fréquences + 1 information sur la phase (pour obtenir une ligne grâce à l'application précédente du gradient de phase);
- cette information constitue, comme nous l'avons déjà évoqué précédemment, les données d'une ligne du plan de Fourier (pour faciliter la représentation, les trois signaux ont ici la même amplitude);
- l'opération devra être renouvelée en modifiant le gradient de phase pour obtenir une autre (ou plusieurs autres) information(s) sur la phase (dans notre exemple trois fois en tout pour trois lignes). On aura donc effectué trois mesures différentes (des trois colonnes) pour obtenir toutes les informations concernant notre matrice 3 × 3.

Rappelons encore une fois que les gradients de phase et de fréquence agissent exactement de la même manière sur les spins : tous les deux modifient la fréquence (ou vitesse) de précession des spins, mais également leurs déphasages. Ainsi, les variations de fréquence correspondent à des déphasages précis; à l'inverse, à partir de déphasages acquis, on peut reconstituer les fréquences correspondantes (*voir* Annexe 14). La différence entre les modes d'action des gradients de phase et de fréquence vient du moment de leur application :

- le gradient de codage de fréquence est mis en place pendant la réception du signal (lecture) : ce sont les différentes fréquences

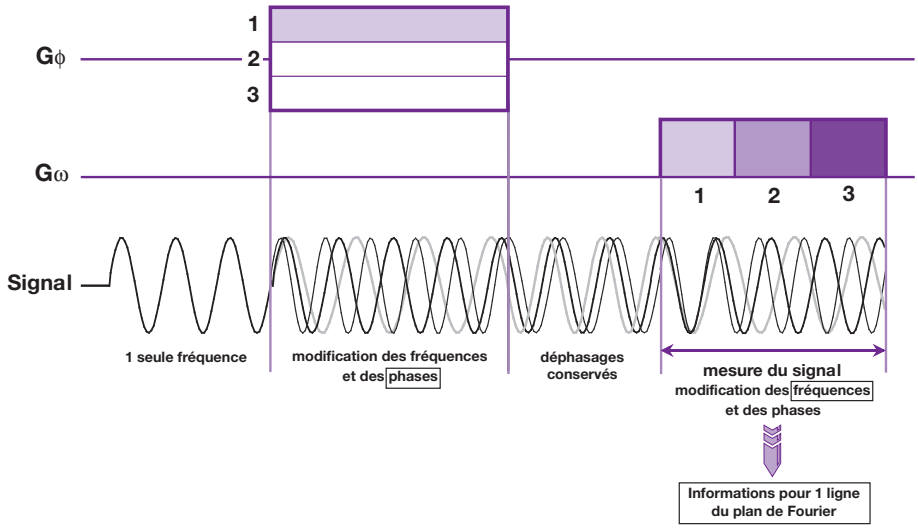



**Fig. 6-20.** Utilisation des gradients de phase et de fréquence au moment du codage de la coupe (*voir* texte).

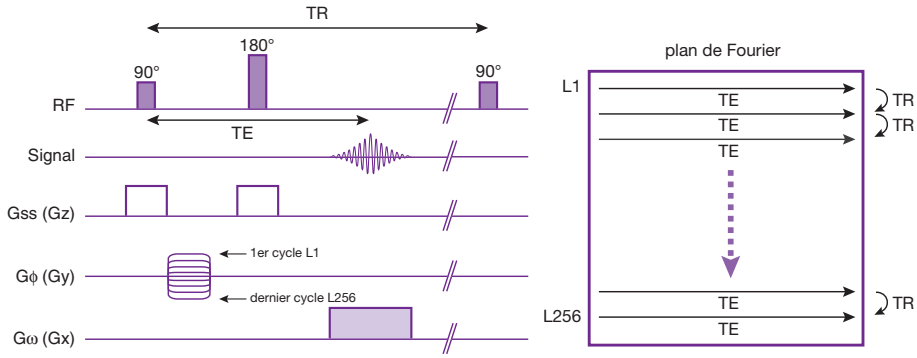



**Fig. 6-21.** Chronogramme (presque) complet de la séquence d'écho de spin.
À chaque cycle de la séquence d'écho de spin, on applique le gradient de sélection de coupe Gss en même temps que l'impulsion RF de 90° (et le même gradient pour l'impulsion de 180°), une amplitude donnée du gradient de codage de phase Gϕ et le gradient de lecture Gω au moment du recueil du signal. Une ligne du plan de Fourier est acquise au bout du temps TE. Pour chaque ligne supplémentaire du même plan, il faut changer (incrémenter) le gradient de codage de phase : pour 256 lignes, il faut donc 256 cycles. Le temps séparant deux cycles complets, et par conséquent le temps de «passage» d'une ligne sur l'autre du plan de Fourier, est le TR (séparant deux impulsions de 90° dans la séquence d'écho de spin).

contenues dans le signal qui nous intéressent (et non les déphasages);

- le gradient de codage de phase est appliqué avant la réception du signal : nous sommes intéressés ici par l'information concernant les phases (les fréquences n'étant pas utilisables en dehors de la réception du signal) qui sera utilisée *a posteriori* pour le codage des lignes.

Nous pouvons maintenant représenter un chronogramme (presque) complet de la séquence d'écho de spin avec la chronologie des impulsions RF et des trois gradients (fig. 6-21) :

- impulsion de 90° et simultanément sélection du plan de coupe par Gss (ou Gz) (l'impulsion est alors sélective dans le plan de coupe déterminé);
- impulsion de 180° et mise en place du même gradient Gss, pour que cette impulsion s'applique sur le même plan de coupe;
- gradient de codage de phase Gϕ (ou Gy) appliqué entre l'impulsion RF de 90° initiale et la réception du signal;
- gradient de fréquence ou de lecture Gω (ou Gx) mis en place au moment du recueil du signal;
- ces informations en phase et en fréquence contenues dans le signal permettent de générer une ligne du plan de Fourier (comme si on avait fait une transformée de Fourier[3]) au temps d'écho TE;
- nous avons donc réalisé un cycle complet de la séquence d'écho de spin : impulsion de 90° (et 180°), gradient de phase, gradient de lecture avec recueil du signal;
- pour générer des lignes supplémentaires, il faut recommencer ce cycle, avec les mêmes impulsions RF et le même gradient de fréquence, mais en augmentant (ou en diminuant) l'amplitude (la force) du gradient de phase afin d'obtenir une information différente au moment de la lecture (en fréquences) du signal : on dit qu'on «incrémente» le gradient de codage de phase;
- le temps séparant deux cycles complets, et par conséquent le temps de «passage» d'une ligne sur l'autre du plan de Fourier, n'est autre que le TR (séparant deux impulsions de 90° dans la séquence d'écho de spin);
- si la matrice contient 256 lignes, par exemple, il faudra donc répéter ce cycle 256 fois et il faut donc 256 étapes d'incrémentation du gradient de codage de phase (pour obtenir 256 valeurs différentes de déphasage

3 Nous verrons au chapitre suivant que le fait d'utiliser des gradients de champ magnétique pour le codage spatial conduit à se situer directement dans le domaine fréquentiel, comme le ferait une transformée de Fourier.

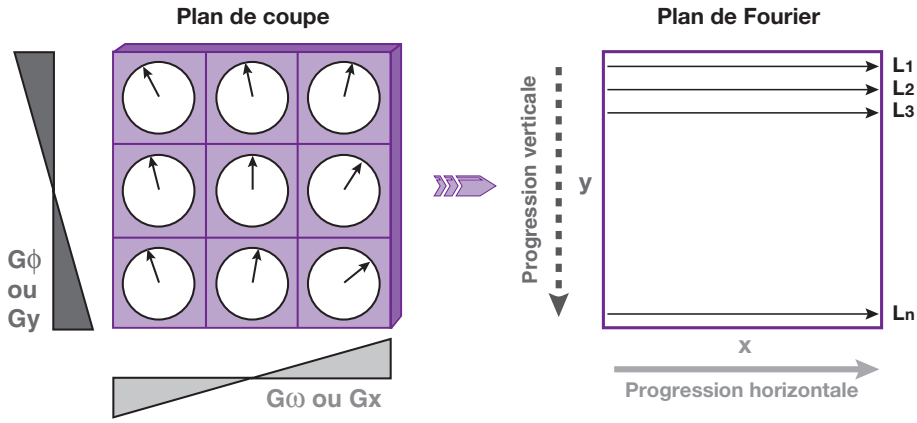



**Fig. 6-22.** Illustration du principe de l'acquisition des données d'un plan de coupe.
L'acquisition des données est obtenue «ligne par ligne» par une double progression horizontale (en x) «balayage» ou lecture d'une même ligne = codage en fréquence par le gradient de lecture Gω, et verticale (en y) passage d'une ligne à la suivante par «incrémentation» du gradient de codage de phase Gϕ pour obtenir successivement les n lignes du plan de Fourier.

sur un cycle complet de 360°[4]) : 256 sera donc le nombre de codages de phases (= nombre d'étapes d'incrémentation de Gϕ = pas d'échantillonnage en phase = nombre de lignes = nombre de pixels dans la direction de Gϕ);

- si la matrice contient aussi 256 colonnes, par exemple, à chacune d'elles correspond une bande de fréquence déterminée (pas d'échantillonnage en fréquence = nombre de colonnes = nombre de pixels dans la direction de Gω).

Ce chronogramme va encore un peu évoluer un peu plus loin en raison de la notion de gradient bipolaire.

On constate donc que l'acquisition des données se fait «ligne par ligne», dans le plan de coupe sélectionné par le gradient Gss (ou plutôt dans son plan de Fourier !), par une double progression :

1. horizontale (en x) : «balayage» ou lecture d'une même ligne correspondant au codage en fréquence par le gradient de lecture Gω;
2. verticale (en y) : passage d'une ligne à la suivante par «incrémentation» du gradient de codage de phase pour obtenir successivement les n lignes du plan de Fourier (correspondant aux différentes valeurs de déphasage sur un cycle complet de 360° (– 180°, 0°, + 180°) (fig. 6-22).

Le temps de «passage» d'une ligne sur l'autre (d'un cycle à l'autre) est le *temps de répétition TR* (séparant deux impulsions de 90°), puisque chaque cycle commence par une impulsion de 90°.

Pour améliorer la qualité de l'image (rapport signal sur bruit : S/B), il est parfois nécessaire de *«repasser» une deuxième fois (ou plus)* sur chaque ligne avant d'aller à la ligne suivante en répétant une deuxième fois (ou plus) l'ensemble des événements de la séquence. Le nombre de passages sur chaque ligne est appelé *nombre d'accumulations ou d'excitations Nex* (ou encore nombre d'acquisitions). Si l'on compare la réalisation de l'image à un escalier à peindre (les «marches» représentant les «lignes»), on imagine aisément que, pour améliorer l'aspect définitif (le fini), il est possible de passer deux couches de peinture (excitations) sur chaque marche avant de passer à la marche

4 En fait, le codage par la phase est réalisé par (Np) étapes d'incrémentation du gradient (Gϕ) dont la phase est négative (de – 180° à 0°) pour la 1re moitié du plan de Fourier (moitié des «lignes de la matrice») et positive (de 0° à + 180°) pour la 2e moitié du plan de Fourier (seconde moitié des «lignes de la matrice»). Nous verrons l'intérêt de ces deux demi-plans de Fourier en imagerie rapide (par 1/2 plan de Fourier).

suivante. Il est en effet impossible de repasser une deuxième couche «totale» de peinture après la première car la réalisation de l'image se fait justement «ligne par ligne». Mais cela prendra forcément plus de temps !

## Durée d'une séquence

Nous pouvons maintenant calculer le *temps d'acquisition Tac* nécessaire pour obtenir une image, c'est-à-dire la durée globale d'une séquence d'IRM (cycle complet). Il dépend de plusieurs paramètres :

- le temps de répétition TR, qui sépare deux impulsions initiales de 90° dans la séquence d'écho de spin et qui correspond aussi au temps de passage d'une ligne sur l'autre du plan de Fourier ;
- le nombre de lignes Np de la matrice (pixels ou pas d'échantillonnage dans le sens du codage de phase), c'est-à-dire le nombre de fois que l'on incrémente le gradient de codage de phase pour remplir une ligne différente du plan de Fourier ;
- le nombre d'excitations Nex (ou nombre d'accumulations), c'est-à-dire le nombre de mesures d'un même écho (d'une même ligne) dans des TR différents :

$$Tac = TR \times Np \times Nex$$

Par exemple avec TR = 1 800 ms (séquence pondérée en $T_2$), matrice 256p (× 256f) et Nex = 2 : Tac = 15 min environ ; avec les mêmes paramètres mais avec matrice asymétrique 128p (× 256f), ou bien 1 Nex au lieu de 2 : Tac = 7 min 30 s environ ; avec TR = 500 ms (séquence pondérée en $T_1$), matrice 256p (× 256f) et Nex = 2, Tac = 4 min 15 s environ.

Il est important de remarquer que *le nombre de colonnes* de la matrice (pas d'échantillonnage en fréquence), contrairement au nombre de lignes, *n'intervient pas dans la durée d'une séquence*. Nous verrons comment exploiter ces données pour réduire la durée d'examen en IRM en réduisant le TR et l'angle de bascule ou en utilisant des matrices asymétriques et/ou des champs rectangulaires ou encore en remplissant plusieurs lignes du plan de Fourier par TR.

## Technique multicoupes

En raison de ces longs temps d'acquisition, on a cherché à développer une technique permettant de réaliser, dans le même intervalle de temps (cycle complet), plusieurs et non plus une seule coupe.

Entre l'acquisition de chaque ligne, il faut attendre un temps TR plus ou moins long (de 400 à 2000 ms, ou plus) pendant lequel repousse l'aimantation longitudinale et qui conditionne la pondération $T_1$ ou $T_2$ de la séquence); or, le signal est mesuré (acquisition ou «balayage horizontal» d'une ligne du premier plan P1) lors de l'écho avec TE = 10 à 120 ms environ : il existe donc un long intervalle de «temps mort» (TR – TE) avant de relancer la nouvelle impulsion de 90° (cycle) pour la ligne suivante. Ce temps mort peut être utilement géré pour obtenir, «ligne par ligne» («deuxième progression horizontale»), les plans de coupe suivants P2, P3, P4, etc. Cette technique appelée *technique multicoupes* fournit, à la fin de la séquence (cycle complet), non plus un seul mais un ensemble de plans de coupe parallèles (fig. 6-23). Si, par exemple, le TR de la séquence est de 200 ms et le TE de

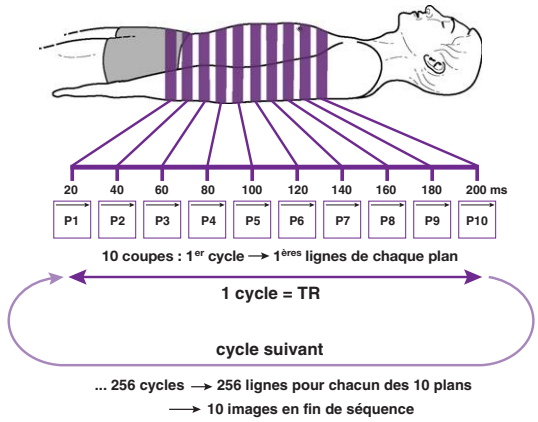



**Fig. 6-23.** Technique multicoupes.
Dans la technique multicoupes, la bonne gestion du temps mort (TR – TE) au cours d'un même cycle (TR) permet de réaliser «ligne par ligne», même rang de ligne, d'un plan à l'autre («progression horizontale»), les différents plans de coupe.
À la fin de la séquence (cycle complet), non plus un seul mais un ensemble de plans de coupe parallèles est obtenu.

20 ms, on aura appliqué une première impulsion sélective de 90°, de fréquence $\omega_1$ (avec le gradient Gss correspondant) et, après le premier incrément du gradient de codage de phase, on recueille au TE, au bout de 20 ms (avec le gradient de lecture correspondant), la première ligne du plan de Fourier de cette coupe (que nous appellerons P1). Le TR étant de 200 ms (passage à la deuxième ligne de ce plan), on a le temps de sélectionner le plan de coupe voisin grâce à une autre impulsion sélective (même gradient Gss) mais fréquence $\omega_2$ et acquérir la première ligne du plan P2 au bout de 20 nouvelles ms (soit, en tout, 40 ms depuis le début de la séquence), et ainsi de suite. Au bout du cycle (200 ms = TR), on aura bien acquis toutes les premières lignes de tous les plans, logiquement au nombre de 10 (200/20). Au cycle suivant, on pourra acquérir les deuxièmes lignes de tous les plans, soit 256 cycles si la matrice comprend 256 lignes pour compléter les 10 images (*voir* fig. 6-23).

On peut encore expliquer la technique multicoupes en utilisant un autre exemple : la lecture d'un livre avec un code secret d'impression. Le code est le suivant : pour lire ce livre, on commence par la lecture («balayage» de gauche à droite) de la première ligne de la page 1, la suite se trouvant sur la première ligne de la page 2, etc., jusqu'à la première ligne de la dernière page. Puis, on passe aux deuxièmes lignes dans chacune des pages, etc., jusqu'à la dernière ligne dans chacune des pages, la lecture s'achevant à la dernière ligne de la dernière page. Dans cet exemple, les pages représentent les plans de coupe successifs. Nous constatons ainsi que la lecture (réalisation des plans de coupes successifs) se fait par progression à la fois horizontale et verticale (fig. 6-24) :

- *«double» progression horizontale :* d'une part au sein de la ligne («balayage» de gauche à droite) et d'autre part «ligne par ligne», même rang de ligne, d'une page (plan) à l'autre;
- *progression verticale :* «ligne par ligne», d'une ligne à la suivante (changement de rang de ligne), dans chacune des pages (plans) respectives.

Revenons à notre imageur : au tout début de la séquence, lors du «premier TR», l'appareil

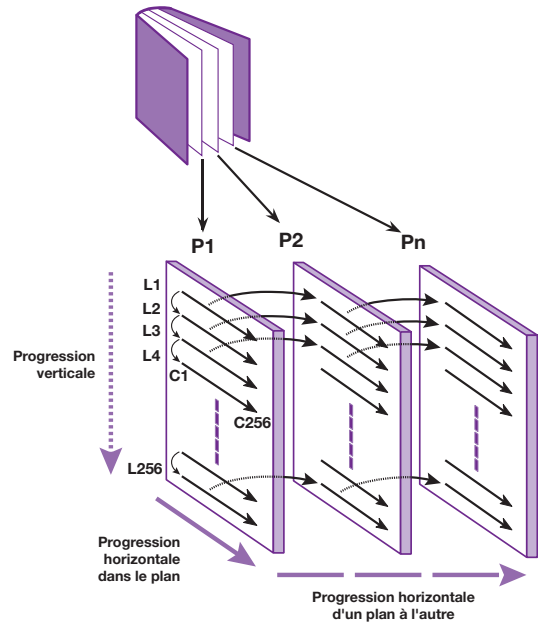



**Fig. 6-24.** Illustration du principe de l'acquisition multicoupes en prenant comme exemple la lecture d'un livre avec un code secret d'impression :
– «double» progression horizontale : au sein de la ligne («balayage» des colonnes de gauche à droite C1 à C256) et «ligne par ligne», même rang de ligne, d'un plan à l'autre (P1 à Pn);
– progression verticale : «ligne par ligne», d'une ligne à la suivante (changement de rang de ligne), dans chacun des plans respectifs (L1 à L256).

lance une première impulsion sélective dans le plan de coupe P1 (impulsion de 90° et Gss pour P1) suivie du cycle d'événements nécessaire pour réaliser la première ligne L1 de P1 (impulsion de 180°, $G\phi$ pour L1 et $G\omega$), le signal pour L1 étant récolté au temps TE; puis on enchaîne avec une impulsion sélective dans le plan de coupe P2 (impulsion de 90° et Gss pour P2) suivie du cycle d'événements nécessaire pour réaliser la première ligne L1 de P2 (impulsion de 180°, $G\phi$ et $G\omega$), le signal pour la première ligne de P2 étant récolté au bout d'un autre temps TE, et ainsi de suite jusqu'à obtention de la première ligne du dernier plan de coupe : c'est la «double progression horizontale». Lors du «deuxième TR», l'appareil réalise les deuxièmes lignes des plans de coupe successifs; lors du «troisième TR», l'appareil réalise les troisièmes lignes des plans de coupe successifs, etc.; enfin, lors du «dernier TR» (256$^{e}$, par exemple), l'appareil réalise les

dernières lignes des plans de coupe successifs. Le passage à chaque fin de cycle (TR) aux deuxièmes, troisièmes, etc., dernières lignes des plans de coupe successifs représente la «progression verticale» (*voir* fig. 6-24).

Ainsi, à la fin de la séquence complète, au bout de 3 à 10 minutes (suivant la pondération T1 ou T2 de la séquence), une «vingtaine» de plans parallèles (P1 à P20) est réalisée. Bien que le temps d'acquisition ne soit pas réduit, la durée moyenne d'obtention d'un plan de coupe devient raisonnable. L'appareil ne fournit pas au cours de l'examen les coupes une par une, mais l'ensemble des coupes simultanément en fin d'acquisition. Le nombre total de coupes réalisées est fonction du TR et du $TE_t$ (TE du dernier écho : le plus «tardif») : il devrait être égal à TR/TE mais, en réalité, il est égal à TR/TE (+ ts) où ts (environ 10 ms) représente un temps supplémentaire propre à chaque appareil. Par exemple, en séquence pondérée T1 avec TR = 500 ms et TE = 15 ms, on obtient une vingtaine de coupes (500/20 + 10) et en séquence pondérée T2 avec TR = 2 000 ms et TE = 120 ms, environ 15 coupes (2 000/120 + 10).

## Gradient bipolaire : notion d'écho de gradient

Comme évoqué un peu plus tôt, le chronogramme de la figure 6-21 n'est pas tout à fait exact, en particulier concernant la configuration des gradients. En effet, nous avons vu qu'un gradient, quel qu'il soit, induit des différences en fréquence et, de ce fait, induit immanquablement également des différences en phases (des protons) ($\Phi(t) = \gamma Gxt$)[5]. Ces décalages de phase, qui persistent à l'arrêt du gradient, sont exploités par la suite pour le codage par la phase (si on a appliqué un gradient de codage de phase $G\phi$). En revanche, ces décalages en phase sont inutiles et indésirables pour le gradient de sélection de coupe Gss et pour le gradient de lecture $G\omega$, car ils conduisent à une diminution du signal RMN des protons dans les voxels (par *déphasages* des spins). En effet, plus la fréquence de précession des spins augmente, plus les déphasages sont importants (comme pour les toupies !) et plus le signal baisse (fig. 6-25).

Cette perte de signal est extrêmement importante : lorsqu'on compare le signal disponible après application d'un gradient avec le signal théorique reçu après un écho de spin (T2) ou avec le signal FID (T2*), on s'aperçoit qu'il devient difficilement mesurable. Comme indiqué au début du chapitre, la perte de signal est d'autant plus importante que l'amplitude du gradient augmente (fig. 6-26) ou encore qu'il est appliqué plus longtemps.

Autrement dit, le gradient mis en place au moment du recueil du signal, indispensable pour le codage en fréquence, «détruit» ce que l'on veut mesurer ! Il faut donc trouver un moyen pour s'affranchir des décalages de

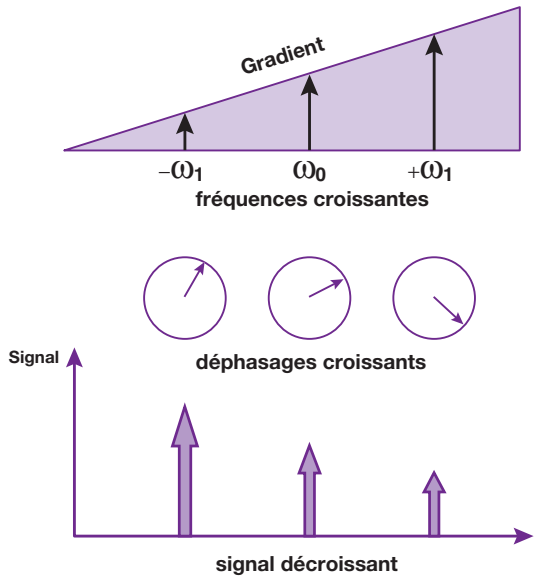



**Fig. 6-25.** Conséquence de l'application d'un gradient sur le signal.
L'application d'un gradient modifie localement la fréquence de précession des spins mais également leurs phases respectives. Ce déphasage est d'autant plus important que l'amplitude du gradient augmente, ce qui entraîne une diminution du signal disponible.

5 Le déphasage d'un proton soumis à un gradient de champ est donné par $\Phi(t) = \gamma Gxdt$ avec $\gamma$ = rapport gyromagnétique, G = amplitude du gradient, t = temps, x = position du proton le long du gradient. Pour un gradient constant (c'est-à-dire de pente constante, également appelé gradient de champ «linéaire») et une position fixe, l'expression se simplifie en $\Phi(t) = \gamma Gxt$.

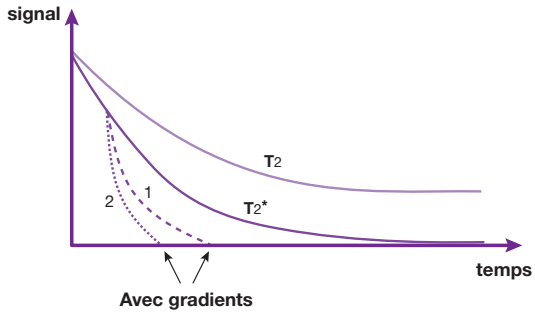



**Fig. 6-26.** Signal disponible après mise en place d'un gradient.
Le signal FID (courbe de relaxation T2*) est moins élevé que le signal disponible après un écho de spin (courbe de relaxation T2). Il chute considérablement lors de la mise en place d'un gradient durant sa réception : la perte de signal est plus importante avec un gradient d'amplitude maximale élevé (2) qu'avec un gradient d'amplitude plus faible (1).

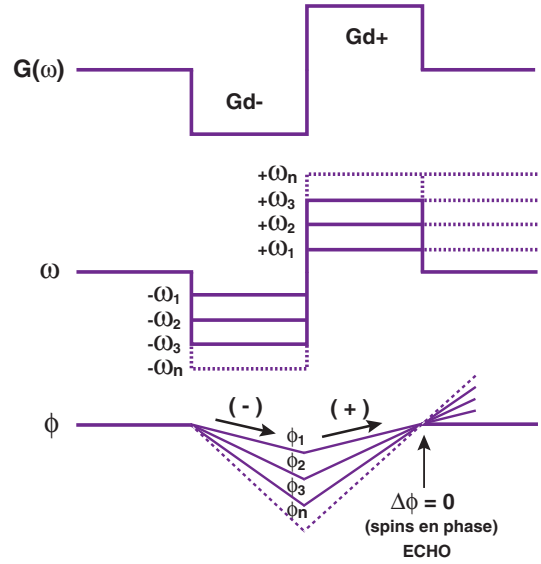



**Fig. 6-27.** Principe d'un gradient bipolaire (écho de gradient).
Ce gradient de lecture particulier est constitué de deux gradients de même amplitude mais de polarité inverse, c'est-à-dire de signes opposés (négatif puis positif ou l'inverse !). Pendant l'application (de très courte durée) du premier gradient (lobe) négatif $Gd^-$ (gradient de déphasage), les spins précessent à des fréquences $-\omega_1$, $-\omega_2$, $-\omega_3$, etc., $-\omega_n$ (dans chacune des colonnes L1, L2, L3, etc., Ln), donc se déphasent également progressivement $-\phi_1$, $-\phi_2$, $-\phi_3$, etc., $-\phi_n$); immédiatement après, on applique le deuxième gradient (lobe) positif $Gd^+$ (gradient de rephasage) qui va inverser la fréquence de précession des spins ($\omega_1$, $\omega_2$, $\omega_3$, etc., $\omega_n$) et venir exactement compenser les déphasages induits par le premier gradient. Au moment où les déphasages s'annulent ($\Delta\phi = 0$), on recueille le signal et on réalise simultanément le codage par la fréquence : on s'est ainsi uniquement affranchi des différences en phase induites par le premier gradient, mais pas des différences en fréquence (les protons précessent à des fréquences différentes $\omega_1$, $\omega_2$, $\omega_3$, etc., $\omega_n$, puisqu'on est en cours d'application du deuxième gradient !).

phase induits par Gω (qui diminuent l'intensité du signal recueilli). Pour y parvenir, on applique un gradient de fréquence particulier, dit *gradient bipolaire*, divisé en deux gradients ou *lobes* de même amplitude (de *surfaces égales*) et de «*polarité inverse*» (de signes opposés négatif puis positif). Pendant l'application (de très courte durée) du premier gradient (lobe) négatif $Gd^-$ (gradient de déphasage), les protons se déphasent. Immédiatement après, on applique le deuxième gradient (lobe) positif $Gd^+$ (gradient de rephasage) qui va exactement compenser les déphasages induits par le premier gradient. Au moment où les déphasages s'annulent, *on recueille le signal (écho) et on réalise le codage par la fréquence* : on s'est ainsi uniquement affranchi des différences en phase induites par le premier gradient mais pas des différences en fréquence (les protons précessent à des fréquences différentes puisqu'on est en cours d'application du deuxième gradient!) (fig. 6-27).

Ces gradients de fréquence ou de lecture de type *bipolaire* constituent le *principe exploité en écho de gradient* (que nous reverrons en détail ultérieurement).

Il est à noter qu'il ne faut pas confondre gradient bipolaire et gradient «symétrique» : un gradient peut être de polarité positive ou négative mais reste symétrique par rapport à $\vec{B}_0$, comme nous l'avons vu au début du chapitre.

Deux «efforts» restent à faire pour préciser l'aspect du gradient de lecture dans la séquence d'écho de spin.

1. À chaque lecture du signal (mesure du signal lors de l'écho), tous les spins d'une même ligne sont codés en fréquence. Cela implique un balayage horizontal de la ligne (gauche/droite : de la première à la dernière colonne) lors de la mesure (échantillonnage en fréquence) du signal pendant l'écho, ce qui permet de remplir une ligne du plan de Fourier. Bien que très court, cet échantillonnage n'est pas instantané et se fait de part et d'autre de l'écho («fenêtre d'échantillonnage»).

C'est la raison pour laquelle le gradient de lecture doit avoir deux lobes de polarité inverse, mais dont le deuxième lobe positif a une surface «double» par rapport au premier (c'est-à-dire de même amplitude mais appliqué pendant une durée double par rapport au premier lobe). Il n'est plus de type bipolaire «équilibré» (avec deux lobes – de déphasage et rephasage – de polarité inverse et égaux $Gd^-/Gd^+$ de rapport – 1/+ 1) mais comporte deux lobes de rapport – 1/+ 2 (les surfaces hachurées doivent être égales) : c'est ce qu'on appelle un «écho de gradient». L'écho est donc centré sur le milieu du deuxième «double» lobe (positif) du gradient («gradient de lecture» proprement dit). Le rephasage des spins est réalisé au mieux lors de l'échantillonnage du signal (maximal) au centre de l'écho, c'est-à-dire également au centre de la fenêtre d'échantillonnage[6] (fig. 6-28).

2. Un second problème concerne la chronologie d'application des lobes du gradient de fréquence dans la séquence d'écho de spin. En effet, il faut légèrement modifier cette dernière en appliquant le premier lobe du gradient de lecture en début de séquence, avant l'impulsion de 180° : nous verrons plus loin (*voir* Chapitre 7) pour quelle raison. Il doit alors dans ce cas être positif et non plus négatif. En effet, dans une séquence d'écho de spin, l'impulsion de rephasage de 180° a pour but de s'affranchir des «inhomogénéités» du champ principal $\vec{B}_0$ ; ce faisant, *elle inverse également la phase des spins.* Dans ce cas de figure, le gradient de lecture qui permet de s'affranchir des différences en phase induites par son application ne comporte plus deux lobes de polarité inverse de rapport – 1/+ 2, mais comporte deux lobes de même polarité (gradient «*bipositif*») de rapport + 1/+ 2 dont *le premier est appliqué avant l'impulsion de 180°* et le second lors de la lecture du signal («lors de la lecture proprement dite») (fig. 6-29)[7].

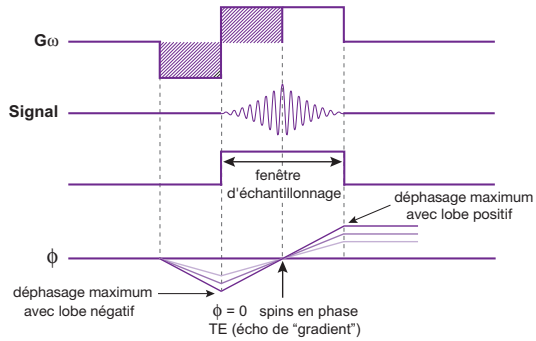



**Fig. 6-28.** Principe du gradient de lecture formant un écho de gradient.
Le gradient de fréquence comporte un premier lobe négatif (1re zone hachurée) au cours duquel les spins se déphasent (déphasage négatif maximal en fin d'application de ce gradient), puis un deuxième gradient de même amplitude et positif (polarité inverse) mais de durée «double». Les spins se rephasent progressivement et sont en phase au milieu de l'application du deuxième gradient (rephasage maximal à la fin de l'application du 1er lobe du gradient positif : 2e zone hachurée) correspondant au centre (maximum) de l'écho de gradient (les deux zones hachurées doivent être égales). L'échantillonnage en fréquence du signal (balayage horizontal de la ligne = codage spatial en x) se fait de part et d'autre (du centre) de l'écho (fenêtre d'échantillonnage). Le signal est maximal (déphasage minimal) lors de l'échantillonnage des données correspondant aux colonnes situées au centre du champ de vue.

Par conséquent, nous constatons que la séquence d'écho de spin, de par la condition à laquelle doit satisfaire son gradient de lecture (*rephasage des déphasages induits par le gradient de fréquence Gω «bipolaire»*), contient «déjà» un écho de gradient (ou «équivalent» d'écho de gradient), c'est-à-dire un gradient «bipolaire» inclus dans le gradient de lecture. Il a pour rôle d'éviter les déphasages indésirables induits par ce même gradient de lecture Gω. Dans une séquence d'écho de spin, deux signaux générés par deux échos sont donc présents et doivent coïncider (fig. 6-30) :

6 Le rephasage des spins est réalisé au mieux (= le déphasage des spins est le plus faible) lors de l'échantillonnage du signal (écho) au centre de la fenêtre, c'est-à-dire pour les spins situés «au milieu» de la ligne (spins dans les colonnes de voxels au centre du champ de vue correspondant aux colonnes centrales «basse fréquence» du plan de Fourier – *voir* Chapitre 7).

7 Au total pour obtenir un rephasage des déphasages induit par le gradient de fréquence Gω (un «écho de gradient»), si le premier lobe du gradient est appliqué *avant* l'impulsion de 180°, il doit être positif (bipositif avec deux lobes de même polarité de rapport + 1/+ 2) (*voir* fig. 6-29) et, s'il est appliqué *après* l'impulsion de 180°, il doit être négatif («bipolaire» avec deux lobes de polarité inverse : – 1/+ 2) (*voir* fig. 6-28).

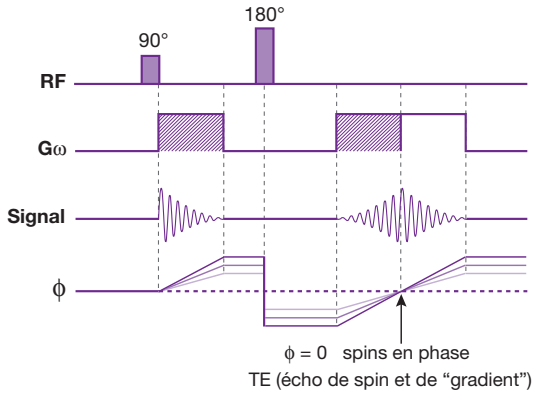



**Fig. 6-29.** Forme du gradient de lecture («écho de gradient») en écho de spin.
En séquence d'écho de spins, si on applique le premier lobe du gradient de lecture en début de séquence avant l'impulsion de 180°, il doit alors être positif et non plus négatif (car l'impulsion de 180° inverse «déjà» la phase des spins).

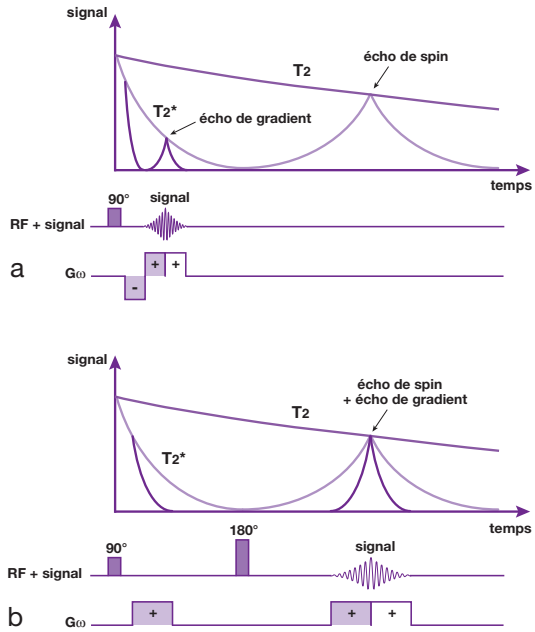



**Fig. 6-30.** Écho de gradient dans l'écho de spin.
Dans la séquence d'écho de spin, l'impulsion de rephasage de 180° permet au signal de «remonter» sur la courbe de relaxation T2 (a) (*voir* également Chapitre 4). De même, en l'absence d'une impulsion de 180°, un écho de gradient «seul» permettra de «remonter» sur la courbe en T2* (a) (*voir* Chapitre 9). Mais, la mise en place d'un gradient, indispensable au codage spatial de l'image, diminue considérablement le signal disponible au moment de sa réception (*voir* également fig. 6-25 et 6-26). Pour réceptionner un signal élevé, malgré la mise en place d'un gradient, il faut donc faire coïncider l'écho de spin, créé par l'impulsion de rephasage de 180°, et l'écho de gradient généré par le gradient «bipositif» de rapport + 1/+ 2 (b).

- un *signal d'écho de spin* obtenu par une impulsion de 180° destiné à s'affranchir des «*inhomogénéités*» du champ $\vec{B}_0$ ;
- un *signal d'écho de gradient* inclus dans le gradient de lecture dont le but est de s'affranchir des déphasages inéluctables induits par ce même gradient («rephasage maximal» des spins *lors* de la lecture du signal ou autrement dit rephasage des déphasages induits par le gradient Gω).

Il est primordial de remarquer que cette sorte de «préparation à la lecture» initiée par le premier lobe (+ 1) du gradient «bipositif» + 1/ + 2 que nous venons de décrire est indispensable à la réception d'un signal exploitable. En effet, comme nous l'avions évoqué précédemment (*voir* fig. 6-25 et 6-26), la mise en place d'un gradient diminue considérablement le signal disponible. En fait, pour réceptionner un signal élevé, il faut, dans une séquence spin écho, faire coïncider l'écho de spin proprement dit, créé par l'impulsion de rephasage de 180° et l'écho de gradient généré par le gradient «bipositif» de rapport + 1/+ 2 (*voir* fig. 6-30). Ainsi, le premier lobe (+ 1) de ce gradient est à l'origine d'un déphasage que l'on pourrait caractériser d'«organisé» et qui permet de compenser, à l'avance, les déphasages provoqués par le gradient de lecture (+ 2).

À noter que la problématique est identique pour le gradient de sélection de coupe. En effet, comme le gradient de lecture, ce dernier entraîne une variation linéaire du champ magnétique, donc des fréquences de précession des spins à travers l'épaisseur de coupe (selon l'axe z). Pour compenser les déphasages qui «*inéluctablement*» en résultent, ce dernier comporte également deux lobes mais cette fois de rapport +2/–1, c'est-à-dire inversés par rapport au gradient de lecture (pour plus de précisions concernant le gradient de sélection de coupe, reportez-vous à l'Annexe 15.)

Nous pouvons maintenant compléter le schéma de la chronologie de la séquence d'écho de spin en y apportant les modifications suivantes (fig. 6-31) :

- gradient de sélection de coupe Gss bipolaire (+2/–1), appliqué en même temps que l'impulsion RF de 90° ;

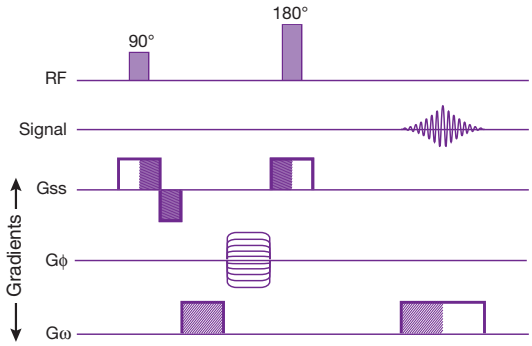



**Fig. 6-31.** Chronologie complète de la mise en place des gradients dans la séquence d'écho de spin (*voir* texte).

- gradient de sélection de coupe Gss également appliqué en regard de l'impulsion de 180° (comme nous l'avions déjà indiqué dans la fig. 6-12) pour que cette dernière s'applique sur la coupe ayant déjà subie l'impulsion de 90°; ce gradient n'est pas bipolaire car l'impulsion de 180° inverse le sens des déphasages : il comporte ainsi deux lobes positifs (+1/+1), les déphasages produits étant alors compensés (fig. 6-32);

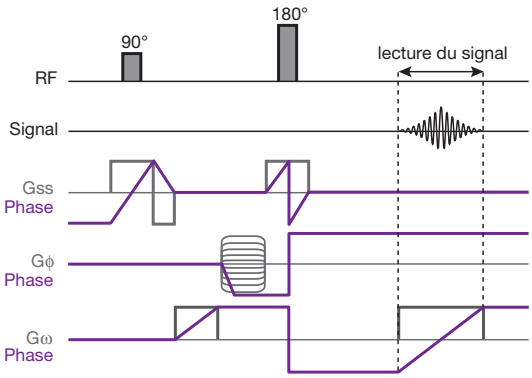



**Fig. 6-32.** Déphasages provoqués par les gradients dans la séquence d'écho de spin.
Le gradient de sélection de coupe Gss, appliqué en même temps que l'impulsion de 90°, provoque un déphasage compensé par son lobe négatif. Cette correction n'est pas nécessaire en regard de l'impulsion de 180° car cette dernière inverse le sens des déphasages. Le gradient de codage de phase provoque des déphasages variables en fonction de l'amplitude du gradient appliqué : ce déphasage (plus ou moins important) reste conservé au moment de la lecture du signal. Le gradient de lecture est bipolaire (bipositif en écho de spin), permettant un rephasage (puis déphasage) au moment de la lecture du signal.

- gradient de lecture Gω «bipositif» comportant deux lobes positifs (de rapport +1/+2) dont le premier est appliqué avant l'impulsion de 180°.

Nous verrons par la suite que dans une séquence de type écho de gradient ce diagramme est simplifié car l'impulsion de 180° est supprimée. Par conséquent, le gradient de lecture doit être obligatoirement «bipolaire» et engendre le signal sous forme d'écho de gradient seul (*voir* Chapitre 9). Retenez déjà qu'une séquence en écho de gradient standard est de conception plus simple qu'une séquence en écho de spin (*eh oui !*).

En corollaire, la figure 6.32 permet de représenter les déphasages induits par les différents gradients, ainsi que leurs suppléances obtenues par l'utilisation de gradients bipolaires. À noter que le seul gradient à ne pas être «compensé» est le gradient de codage de phase, dont la valeur change lors de chaque TR et qui, logiquement, provoque donc des déphasages différents à chaque cycle d'impulsions.

Le chronogramme de la séquence d'écho de spin est, maintenant, presque définitif. Seule la situation temporelle des gradients va encore légèrement changer, en fonction de la manière de remplir le plan de Fourier (*voir* Chapitre 7).

## Imagerie 3D

L'acquisition d'images en trois dimensions (3DFT) est obtenue par le recueil du signal de tout un volume. Pour ce faire, on rajoute tout simplement, en plus des deux gradients de codage de fréquence (Gωx en x) et de phase (Gϕy en y), un gradient de codage de phase supplémentaire (deuxième gradient de phase) dans l'axe de sélection de coupe (Gϕz en z; fig. 6-33).

Par rapport à une séquence en 2D, le *temps d'acquisition* Tac nécessaire pour obtenir une image 3D comporte un paramètre supplémentaire. Il dépend, comme en 2D :

- du temps de répétition TR;
- du nombre de lignes Npy de la matrice (pixels ou étapes d'échantillonnage dans le sens du codage de phase en y);
- du nombre d'excitations Nex (ou nombre d'accumulations);

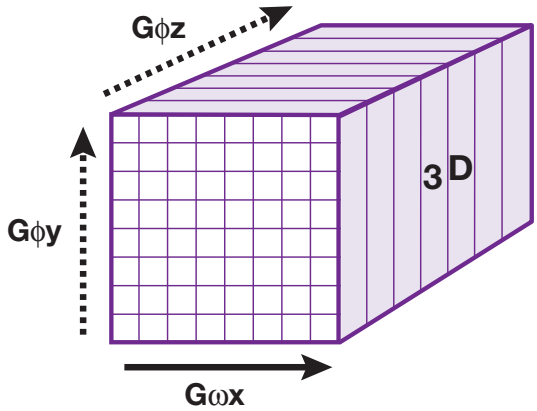



**Fig. 6-33.** Imagerie 3D.
L'acquisition d'images en 3D se fait en rajoutant, aux deux gradients de codage de fréquence (Gωx en ωx) et de phase (Gϕy en y), un gradient de codage de phase supplémentaire dans le troisième axe, l'axe de sélection de coupe (Gϕz en z).

mais également :

- *du nombre de lignes Npz de la matrice (pixels ou étapes d'échantillonnage dans le sens du codage de phase en z)* correspondant au nombre de partitions effectuées dans le volume ou tout simplement au nombre de coupes :

Tac = TR · Npy · Nex · Npz

Ce temps d'acquisition devient prohibitif en séquence de spin écho (Tac de plusieurs heures[8]). En revanche, comme nous le verrons ultérieurement (*voir* Chapitre 9), les très courts TR des séquences d'écho de gradient permettent une utilisation en pratique clinique d'acquisitions 3D.

Il en est de même sur les séquences de type spin écho rapide (RARE, FSE, TSE).

8 Avec TR = 1 800 ms, Npy = 128, Nex = 2 et Npz = 36, on trouve 4 h 36 min. À vous de calculer !

## À retenir

- Notion de voxels, pixels, champ de vue, matrice image.
- Un gradient représente le taux de variation (pente) d'une donnée physique dans une direction de l'espace.
- Gradients linéaires de champs magnétiques (se superposent au champ magnétique principal $\vec{B}_0$).
- La transformée de Fourier permet d'analyser le «contenu fréquentiel» d'un signal.
- Le gradient de sélection de coupe Gss (permet de sélectionner un plan de coupe perpendiculaire à Gss à l'intérieur d'un volume) par application simultanée d'une impulsion RF «sélective» dans ce plan.
- Pour un gradient Gss donné, l'épaisseur de coupe est fonction de la largeur de la bande passante (bande de fréquence) $\Delta_\omega$ de l'impulsion sélective RF.
- À largeur de bande passante fixe, l'épaisseur de coupe est fonction de la force du gradient. Si le gradient est élevé, les coupes sont fines et inversement.
- On ne peut, pour le codage spatial, utiliser deux gradients de fréquence : c'est la raison pour laquelle on code d'abord les protons par la phase dans une direction, puis par la fréquence dans l'autre direction.
- Le gradient de codage de phase Gϕ permet de modifier la phase des spins avant la réception du signal, ce qui permet de réceptionner, à ce moment-là, une information spécifique et «unique» qui constituera une ligne du plan de Fourier.
- Le gradient de fréquence Gω, appliqué au moment du recueil du signal, permet de réceptionner plusieurs fréquences à partir du plan sélectionné par Gss : c'est le gradient de lecture.
- Le gradient de codage de phase doit être appliqué (et incrémenté) autant de fois qu'il y a de «lignes» dans le plan de Fourier (nombre de codages de phase = nombre d'étapes d'incrémentation de Gϕ = pas d'échantillonnage en phase = nombre de lignes = nombre de pixels dans la direction de Gϕ).
- L'acquisition des données se fait donc «ligne par ligne», dans le plan de coupe sélectionné par le gradient Gss (ou plutôt dans son plan de Fourier), le temps de «passage» d'une ligne sur l'autre (d'un cycle à l'autre) étant le temps de répétition TR.
- Le nombre de passages sur chaque ligne (améliorant le rapport signal sur bruit : S/B) est appelé nombre d'excitations Nex.

## À retenir

- Temps d'acquisition : Tac = TR × Np × Nex (temps de répétition × nombre de lignes × nombre d'excitations).
- Dans la technique multicoupes, non plus un seul mais plusieurs plans de coupe sont obtenus simultanément à la fin de la séquence (cycle complet); l'acquisition des plans de coupe se fait successivement par double progression horizontale : d'une part au sein d'une ligne par balayage de gauche à droite et d'autre part («ligne par ligne», même rang de ligne, d'un plan à l'autre) par progression verticale («ligne par ligne», d'une ligne à la suivante – *avec* changement de rang de ligne – dans chacun des plans respectifs).
- Pour s'affranchir des décalages de phase induits par $G\omega$ (qui diminuent l'intensité du signal recueilli), on applique un gradient de fréquence particulier (gradient bipolaire) divisé en deux gradients de même amplitude mais de signes opposés (négatif puis positif).
- Ces gradients de fréquence ou de lecture de type bipolaire constituent le principe de l'écho de gradient.
- Dans une séquence d'écho de spin, deux signaux coïncident : un signal de spin écho obtenu par une impulsion de 180° destinée à s'affranchir des «inhomogénéités» du champ $\vec{B}_0$ et un signal d'écho de gradient, inclus dans le gradient de lecture, dont le but est de s'affranchir des déphasages induits par ce même gradient.
- Mise en place et chronologie des impulsions RF et des trois gradients :
  1. impulsion de 90° qui doit coïncider avec le gradient de sélection de coupe bipolaire Gss et impulsion de 180° avec application du même gradient Gss;
  2. gradient de codage de phase $G\phi$ (codage des lignes de la matrice), ce qui permet d'obtenir une ligne du plan de Fourier;
  3. gradient de lecture «bipolaire» (ou «bipositif» avec premier lobe appliqué avant l'impulsion de 180°) $G\omega$ – codage des colonnes de la matrice – et écho de gradient («rephasage des déphasages» induits par ce même gradient) qui doit coïncider avec la réapparition du signal par écho de spin («rephasage des déphasages» induits par les «inhomogénéités» de champ grâce à l'impulsion de 180°).

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 7

# Plan de Fourier et reconstruction de l'image

B. Kastler, D. Vetter, A. Pousse, P. Choquet, M. Parmentier

Lorsque nous considérons différentes techniques d'imagerie, la radiographie conventionnelle, l'échographie ou la tomodensitométrie, et quelles que soient les méthodes de reconstruction plus ou moins élaborées auxquelles elles font appel, nous voyons qu'elles fournissent des informations directement dans l'espace à trois dimensions qui est notre environnement habituel, appelé domaine spatial.

En IRM, au contraire, les deux gradients utilisés lors de l'acquisition des données (codage de phase et codage de fréquence) conduisent à un codage spatial de l'image et les données obtenues ne se situent pas dans le domaine spatial, mais d'emblée dans ce qu'on appelle le domaine fréquentiel. En effet, au champ magnétique principal est ajouté un gradient de champ magnétique qui va légèrement modifier la vitesse de précession (ou la phase) des spins dans chacune des directions x et y du plan de coupe et les décalages en fréquence (ou en phase) du signal recueilli permettront de le localiser spatialement. L'information obtenue est donc un signal caractérisé par sa fréquence (et/ou sa phase) et non pas par ses coordonnées spatiales. L'espace qui permet de recueillir les données brutes est le plan de Fourier (ou espace des k). L'outil mathématique qui permet de passer du plan de Fourier au domaine spatial (image) est la transformée de Fourier inverse. La transformée de Fourier directe permet, elle, de revenir au plan de Fourier à partir de l'image.

La représentation de l'image dans le plan de Fourier présente un certain nombre de caractéristiques qui, nous allons le voir, sont extrêmement utiles pour comprendre l'IRM et en particulier l'imagerie rapide et l'angiographie par résonance magnétique.

## Transformée de Fourier et plan de Fourier

Pour mieux comprendre la notion de représentation fréquentielle d'une image, nous allons commencer par aborder la représentation fréquentielle d'un signal à une dimension.

Au chapitre précédent, nous avions déjà évoqué l'exemple de l'oreille qui « décode » le signal en ses trois fréquences élémentaires et « réalise », en quelque sorte, une transformée de Fourier.

En fait, la transformée de Fourier permet d'analyser le « contenu fréquentiel » d'un signal (on parle aussi de «spectre de fréquences » d'un signal).

Pour bien apprécier l'intérêt de cette opération mathématique, nous allons prendre l'exemple de la décomposition d'une fonction créneau (ou onde carrée périodique) en série de Fourier. Sur une image IRM, un créneau correspond à une zone de transition nette de signal blanc/noir comme une interface graisse/corticale osseuse. La figure 7-1 illustre la façon dont elle est représentée par une somme de fonctions sinusoïdales à partir de quatre harmoniques de fréquences croissantes. La reconstruction, par une gamme de plus en plus complète d'ondes


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

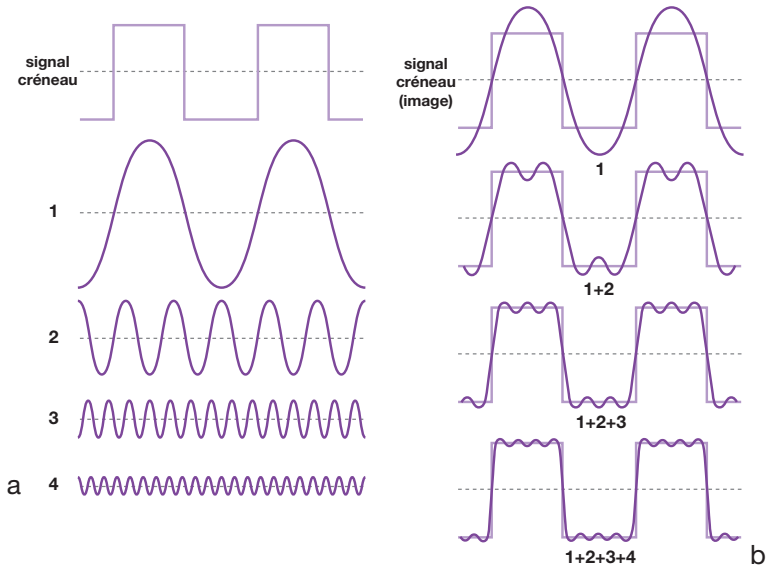



**Fig. 7-1.** Décomposition d'une fonction créneau en série de Fourier.
Quatre harmoniques de la fonction créneau, rangées par fréquences croissantes, sont montrées en (a). La représentation de la fonction créneau à l'aide de ces harmoniques est illustrée en (b). Cette représentation est d'autant plus précise que le nombre d'harmoniques utilisé augmente. L'utilisation des fréquences élevées contribue à affiner la forme du signal (résolution spatiale). Les basses fréquences ne donnent qu'une idée grossière (« floue ») de la fonction créneau alors que les hautes fréquences permettent d'en préciser les contours. La première harmonique (1), avec sa grande amplitude, permet de représenter la variation de signal (contraste).

sinusoïdales de fréquences croissantes, aboutit ainsi à une représentation de plus en plus fidèle du signal. Il en serait de même pour représenter, sur une image, les contours d'une zone de variation d'intensité de signal. Dans le cas de signaux périodiques, des formes fort complexes peuvent ainsi être obtenues par une combinaison d'ondes sinusoïdales simples (série de Fourier).

Cet exemple permet de comprendre le rôle respectif que vont jouer les hautes fréquences et les amplitudes élevées dans la formation de l'image. Les hautes fréquences permettent la représentation des détails de l'image, les basses fréquences n'en donnant qu'une idée grossière (« floue »). En revanche, comme dans la représentation des variations du signal, les amplitudes élevées (basses fréquences) seront indispensables pour reproduire le contraste de l'image.

La décomposition en série de Fourier (somme de quatre fréquences dites « discrètes » de valeur croissante) que nous avons présentée ci-dessus s'applique exclusivement à des fonctions périodiques. Les images anatomiques ne présentent évidemment pas cette caractéristique ; elles sont de nature plus complexe nécessitant un traitement (décomposition) par des outils plus complexes. Ainsi, une généralisation de ce processus par un outil plus puissant, appelée transformation de Fourier permet de traiter des fonctions non périodiques et donc les images anatomiques. Cet outil mathématique permet d'extraire les différentes fréquences (et phases) formant un signal complexe et de représenter ce signal dans le domaine fréquentiel. Une image anatomique contient en fait un éventail « infini » (et non discret) de fréquences spatiales qui vont aussi être échantillonnées en utilisant un nombre « fini » de fréquences.

Pour simplifier ce concept, prenons l'exemple d'un signal composé de trois fonctions sinusoïdales (fig. 7-2). Dans une représentation graphique montrant l'amplitude de ce signal en fonction du temps, il n'est pas possible de distinguer les fréquences des deux fonctions composant le signal. La décomposition en série de Fourier permet de visualiser ce signal sous forme d'amplitude par rapport à la fréquence et ainsi de différencier les trois fréquences contenues dans ce signal. En fait, ces deux représentations sont équivalentes : on peut passer du domaine temporel au domaine fréquentiel et inversement (*voir* Annexe 16).

Dans ce cas précis, il s'agit bien d'une fonction périodique dont le contenu fréquentiel est représenté, après décomposition en série de Fourier, par trois fréquences (trois valeurs appelées « discrètes » correspondant aux trois ondes sinusoïdales contenues dans le signal), soit un « spectre discret ». Pour une fonction quelconque (non nécessairement périodique),

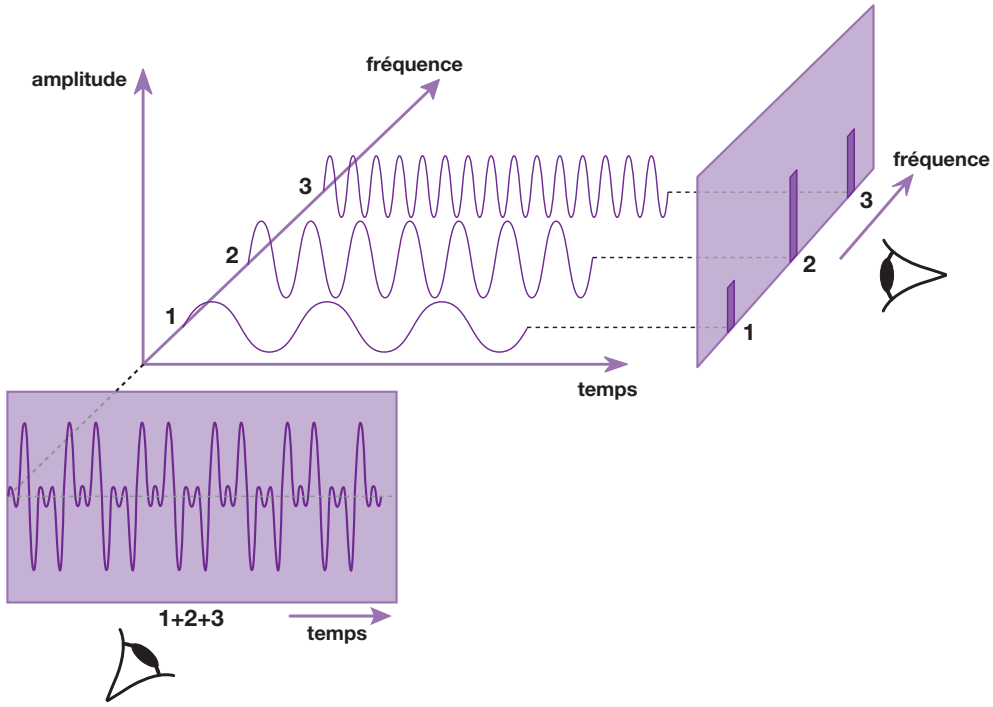



**Fig. 7-2.** Représentation graphique : amplitude/temps et amplitude/fréquence.
On a représenté par un graphe la somme des fonctions 2sin (x) (1), 4sin (3x) (2) et 3sin (5x) (3) (fréquences croissantes) ; cette visualisation dans le domaine temporel (amplitude/temps) ne permet pas de différencier les trois fréquences qui composent cette somme (1 + 2 + 3).
Après décomposition en série de Fourier, la représentation dans le domaine fréquentiel (amplitude/fréquence) permet de distinguer les trois pics de fréquence (1, 2, 3). Il s'agit d'un « spectre discret ».
Ces deux représentations sont équivalentes : on change simplement de variable (temps puis fréquence). On peut prendre une analogie visuelle en représentant ce changement de variable comme une modification d'« angle de vue » : en « regardant » le signal « de face », les courbes des trois signaux se superposent et on ne peut les différencier ; en revanche, en les « regardant » de « profil », on distingue les trois fréquences qui composent le signal.

la transformée de Fourier est visualisée par un « spectre continu » (intégrale de fonctions sinus et cosinus), c'est-à-dire une courbe continue reliant les différentes fréquences. Cette opération est « réversible » : connaissant un spectre de fréquences, on peut calculer le signal temporel correspondant par une transformée de Fourier inverse ($TF^{-1}$) (fig. 7-3a,b et *voir* Annexe 16).

L'IRM étant une technique d'imagerie numérique, il faut préciser que pour réaliser cette opération avec un calculateur, il faut d'abord numériser le signal analogique réceptionné par l'antenne à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (CAN) : le signal est échantillonné (prélèvement d'une suite de valeurs « discrètes » du signal prises à intervalle régulier), puis les échantillons sont quantifiés (faire correspondre à chaque échantillon un nombre entier binaire). La transformée de Fourier est alors numérique : transformée de Fourier discrète (TFD) ou *Digital Fourier Transform* (DFT) (fig. 7-3c).

C'est l'échantillonnage qui peut être à l'origine du phénomène de repliement (ou aliasing) : la fréquence d'échantillonnage doit être deux fois plus élevée que la plus haute fréquence contenue dans le signal de départ (théorème de Shannon[1]). Si ce n'est pas le cas, on obtient un signal erroné par sous-échantillonnage à l'origine de ce phénomène (*voir* Chapitre 11).

1 Ou ce qui revient au même : la demi fréquence d'échantillonnage appelée fréquence de Nyquist ou « limite de Nyquist » doit être supérieure à la fréquence maximale contenue dans le signal.

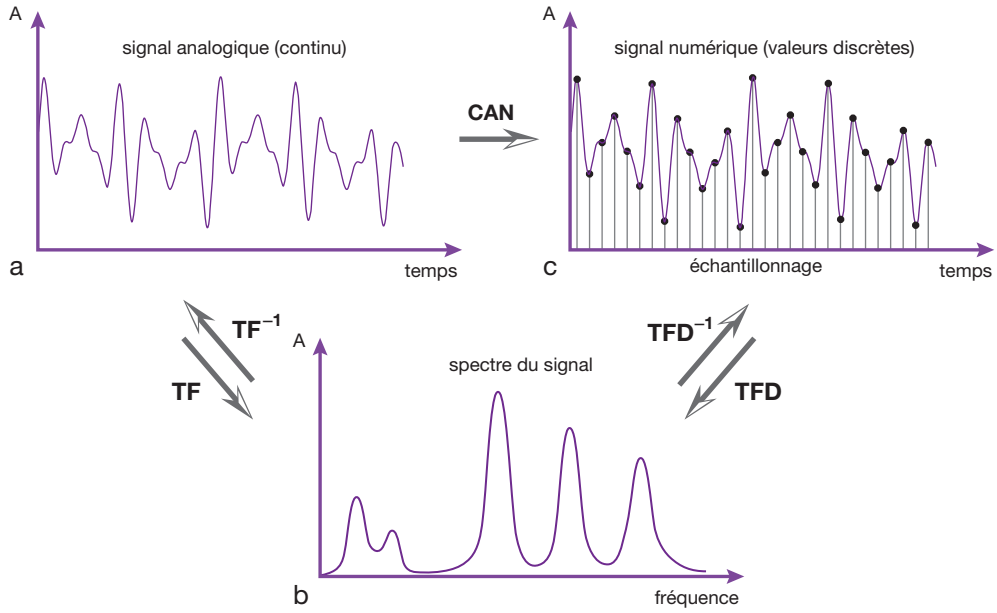



**Fig. 7-3.** Transformée de Fourier et transformée de Fourier numérique.
À partir d'un signal analogique (a), la transformée de Fourier (TF) permet de déterminer son contenu fréquentiel : il sera représenté par un spectre de fréquences (b). Cette opération est « réversible » : connaissant un spectre de fréquences, on peut calculer le signal temporel correspondant par une transformée de Fourier inverse ($TF^{-1}$).
Pour une technique d'imagerie numérique, il faut d'abord numériser le signal analogique à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (CAN) (c). La transformée de Fourier est alors numérique : transformée de Fourier discrète (TFD) ou *Digital Fourier Transform* (DFT).

La TFD est très longue à calculer : pour accélérer cette opération, on a recours à l'algorithme de transformée de Fourier rapide (TFR) ou *Fast Fourier Transform* (FFT), le nombre d'échantillons devant être une puissance de deux.

En résumé :

- décomposition d'une fonction périodique : série de Fourier ;
- pour une fonction quelconque : transformée de Fourier (signal analogique) ;
- pour un signal numérique : transformée de Fourier discrète ou *Digital Fourier Transform* (DFT);
- pour accélérer les calculs : transformée de Fourier rapide ou *Fast Fourier Transform* (FFT).

Les exemples précédents (y compris la fonction créneau) sont des signaux à une dimension. Pour une image numérique (comprenant par essence deux dimensions), on aura à faire une décomposition en deux dimensions (fréquences spatiales) pour laquelle une double transformée de Fourier (2DFT) ou transformée de Fourier à deux dimensions (c-à-d dans chacune des directions x et y) est utilisée (c'est également une double transformée de Fourier numérique, comme nous l'avons vu précédemment). C'est ce qui se fera par l'intermédiaire du plan de Fourier.

Notons que, paradoxalement, les zones de l'image les plus difficiles à reconstruire en IRM sont celles correspondant à une variation brutale de signal, comme dans l'exemple de la figure 7-1 (onde carrée), ceci étant d'ailleurs à l'origine d'artéfacts de troncature[2].

2 Mécanisme de l'artéfact de troncature : pour reproduire fidèlement cette zone de variation brutale de signal, il faudrait disposer d'une gamme infinie d'ondes sinusoïdales (en fréquence et en phase). La limite principale est représentée dans la direction du codage de phase où le nombre d'étapes d'incrémentation du gradient (Np = nombre de lignes de la matrice = taille de la matrice) est limité car la résolution spatiale Np conditionne la durée d'examen. En augmentant la gamme d'échantillonnage des ondes sinusoïdales (1 + 2, 1 + 2+ 3, 1 + 2 + 3 + 4), les contours de la zone abrupte de signal sont mieux représentés, mais des variations périodiques de signal persistent de part et d'autre de la zone de transition brutale de signal. Elles vont se traduire par des striations sur l'image finale (artéfact de troncature).

## Acquisition de l'image en IRM et plan de Fourier

En IRM, l'acquisition de l'image utilise un double codage par la fréquence et par la phase respectivement pour coder les deux directions x et y (nous verrons plus loin pourquoi et comment). La reconstruction de l'image nécessite une double transformée de Fourier dans ces mêmes directions, l'une suivant x et l'autre y.

Comme nous l'avions vu au chapitre précédent, lors de l'acquisition des données, outre la sélection du plan de coupe faisant appel à un premier gradient dit de sélection de coupe (Gss), le codage spatial dans le plan de coupe est réalisé d'abord dans une direction par la phase, puis dans l'autre direction par la fréquence (fig. 7-4). Le gradient de codage de phase (Gp ou Gϕ ou Gy) et le gradient de fréquence (Gf ou Gω ou Gx) sont appliqués de façon séquentielle autant de fois qu'il faut de « projections » pour réaliser l'image, correspondant en fait au nombre (Np) de lignes de la matrice, c'est-à-dire en général 128 ou 256 (ou 512). À chaque ligne, le gradient de codage de phase est incrémenté. L'intervalle de temps séparant la réalisation de deux projections (ou « lignes ») est appelé temps de répétition TR de la séquence.

Rappelons que le temps d'acquisition *Tac* d'une séquence en 2DFT est égal au produit du temps de répétition *TR* de la séquence par le nombre *Np* de lignes de la matrice (étapes d'incrémentation ou pas du codage de phase) et par le nombre d'excitations (ou encore nombre d'accumulations) *Nex* :

$$\mathrm{Tac} = \mathrm{TR} \cdot \mathrm{Np} \cdot \mathrm{Nex}$$

Pour générer un signal mesurable, la séquence de spin écho fait appel à deux impulsions radiofréquence : l'une de 90° pour basculer le vecteur d'aimantation longitudinal dans le plan transversal (là où on peut le mesurer), l'autre de rephasage de 180° au temps TE/2 (pour s'affranchir des inhomogénéités ou hétérogénéités du champs $\vec{B}_0$. Le signal réapparaît alors sous forme d'écho au temps TE (*voir* fig. 7-4a).

Ce train d'ondes 90°–180° (cycle signal), comme les différents gradients (cycle codage spatial), est répété au bout du temps TR autant de fois qu'il y a d'étapes de codage de phase, donc de lignes dans la matrice (ce qui correspond au nombre de pixels[3] dans la direction du codage de phase) (*voir* fig. 7-4).

Rappelons que pour obtenir une séquence d'écho de gradient standard, il suffit de partir d'une séquence d'écho de spin où on supprimera l'impulsion RF de 180° et on remplacera l'impulsion de 90° par une impulsion $\theta < 90°$ (*voir* fig. 7-4b).

En IRM, on part d'une coupe sur le patient (champ de vue et voxel) pour aboutir à l'image à deux dimensions (taille et pixels) qui apparaît sur l'écran du moniteur de télévision. Le plan de Fourier est le canevas obligatoire dans lequel sont acquises les données brutes (*voir* aussi fig. 7-9).

Précisons un peu plus comment se déroule cette opération, en distinguant le codage par la fréquence conséquence d'un gradient de codage de fréquence (en x) et le codage par la phase, conséquence d'un gradient de codage de phase (en y).

Avant d'aller plus en avant, insistons déjà sur ce fait capital :

- l'application successive de ces deux gradients dans les directions en x et en y, comme nous allons le voir, correspond en fait à un « équivalent de transformée de Fourier dans les directions en x et en y » plaçant ainsi de facto par cette « opération » les données brutes recueillies dans un plan de Fourier (un objet pas si complexe que cela mais impossible à lire !) ;
- pour obtenir l'image il faudra donc procéder à « l'opération inverse » et réaliser une transformée de Fourier « inverse » dans chacune des directions x et y.

Commençons d'abord par le gradient de fréquence. L'application d'un gradient de champ magnétique G modifie le champ magnétique dans une direction donnée et, par conséquent, la fréquence de résonance qui en découle (relation de Larmor). Ainsi, si on applique un

3 Plus le nombre de lignes différentes est élevé (étapes d'incrémentation du codage de phase), meilleure est la résolution spatiale par réduction de la taille du pixel (uniquement dans cette direction).

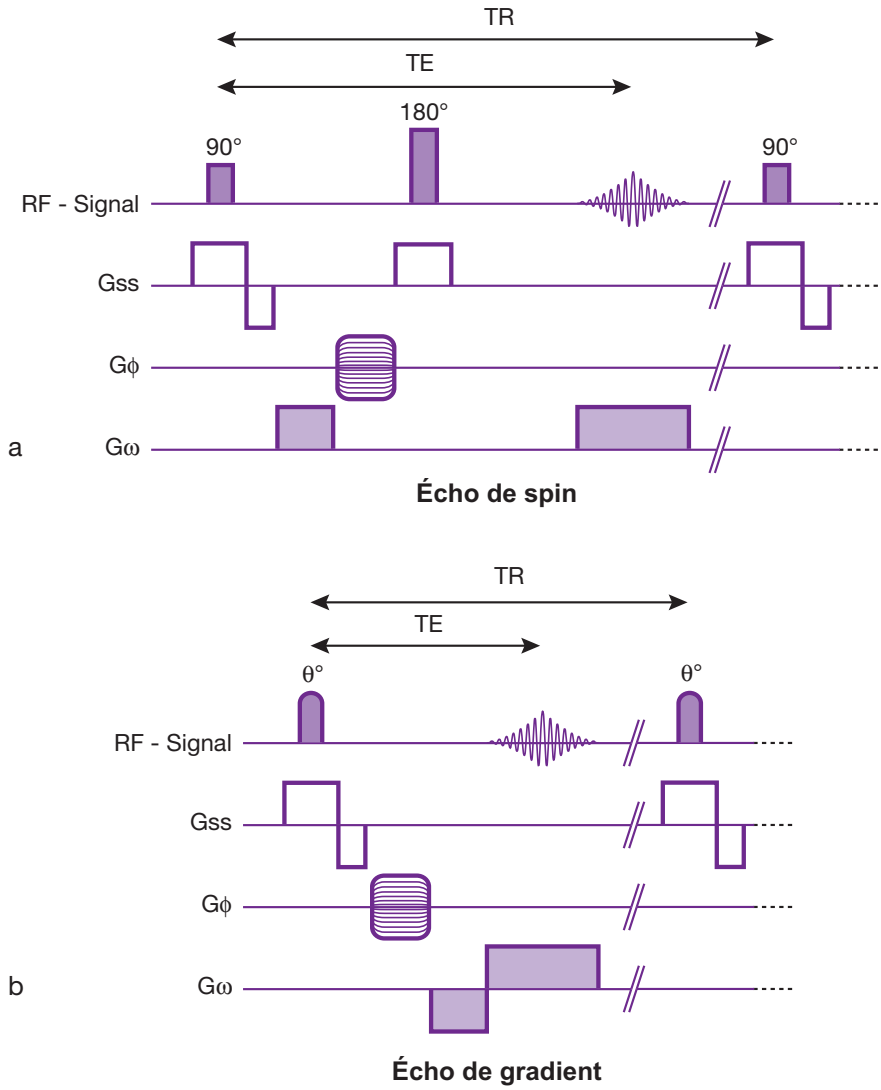



**Fig. 7-4.** Chronogramme des événements (impulsions RF et trois gradients) dans une séquence d'écho de spin et d'écho de gradient.
(a) Écho de spin.
1. Impulsion RF de 90° qui doit coïncider avec le gradient de sélection de coupe bipolaire Gss.
2. Gradient de codage de phase Gϕ (codage des lignes de la matrice).
3. Impulsion RF de 180° (qui coïncide également avec un gradient de sélection de coupe : les impulsions RF de 90° et 180° doivent être sélectives sur la même coupe).
4. Gradient de lecture bipolaire Gω (comportant un lobe de déphasage et un lobe de rephasage) – codage en fréquence des colonnes de la matrice – comportant un écho de gradient (« rephasage des déphasages » induits par ce même gradient) qui doit coïncider avec la réapparition du signal par écho de spin (« rephasage des déphasages » induits par les « inhomogénéités » de champ grâce à l'impulsion de 180°) au temps TE.
5. Ce cycle est répété au bout du temps TR.
(b) Écho de gradient « standard ».
1. Impulsion de θ° qui doit coïncider avec le gradient de sélection de coupe bipolaire Gss.
2. Gradient de codage de phase Gϕ (codage des lignes de la matrice).
3. Gradient de lecture bipolaire Gω (comportant un lobe de déphasage et un lobe de rephasage) – codage en fréquence des colonnes de la matrice – et écho de gradient (« rephasage des déphasages » induits par ce même gradient) qui permet la réapparition du signal au temps TE.
4. Ce cycle est répété au bout du temps TR.

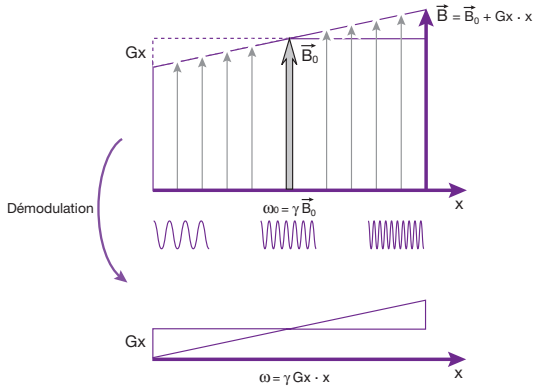



**Fig. 7-5.** Conséquence de l'application d'un gradient de champ magnétique et principe de la démodulation.
Si on applique un gradient dans la direction x, le champ résultant dans cette direction est : $B = B_0 + Gx \cdot x$
On peut en déduire la fréquence de résonance :
$\omega = \omega_0 + \gamma \cdot Gx \cdot x$
Lors de l'acquisition du signal, on ne va tenir compte que de la variation de fréquence provoquée par le gradient en « supprimant » la fréquence « porteuse » $\omega_0$ : c'est ce qu'on appelle la démodulation. On a alors : $\omega = \gamma \cdot Gx \cdot x$.

gradient dans la direction x, le champ résultant dans cette direction est (fig. 7-5) :

$$B = B_0 + Gx \cdot x$$

D'après la relation de Larmor, on peut en déduire la fréquence de résonance :

$$\omega = \gamma \cdot B$$
$$\omega = \gamma \cdot B_0 + \gamma \cdot Gx \cdot x$$
$$\gamma = \omega_0 + \gamma \cdot Gx \cdot x$$

En fait, lors de l'acquisition du signal, on ne va tenir compte que de la variation de fréquence provoquée par le gradient en « supprimant » la fréquence « porteuse » $\omega_0$ : c'est ce qu'on appelle la démodulation[4]. On a alors :

$$\omega = \gamma \cdot Gx \cdot x$$

La fréquence de précession des protons dépend donc de leur localisation spatiale le long du gradient Gx. Ces différences en fréquences induites par le gradient de fréquence sont utilisées pour la localisation spatiale en x. Elles n'apparaissent cependant que lors et pendant l'application du gradient A l'arrêt d'application du gradient celui-ci n'agit plus et les différences en fréquences induites disparaissent.

Ce gradient de fréquence (et tout gradient qui doit agir sur la fréquence), pour être opérationnel, doit être appliqué au moment de la réception du signal (d'où l'appellation gradient de lecture) et ce durant un temps déterminé appelé temps d'observation TO. Son amplitude, elle, demeure constante. Le signal va « contenir » autant de fréquences différentes que le nombre de voxels (éléments matriciels) en direction x correspondant au nombre de colonnes dans cette direction, c'est-à-dire le nombre d'échantillons Nx déterminés pour la numérisation du signal (dans la pratique, entre 256 et 512). Chaque échantillon est réceptionné au bout d'un multiple du temps TO/Nx = Tec qui est la période d'échantillonnage : le premier échantillon au bout du temps Tec, le deuxième au bout du temps 2Tec, et ainsi de suite jusqu'au dernier échantillon au bout du temps NxTec (fig. 7-6). Du point de vue mathématique (*voir* Annexe 17), le changement de variable ($k = \gamma \cdot G \cdot t$) effectué permet de comprendre que, lors de l'acquisition du signal, on remplit directement le plan de Fourier : le domaine temporel est équivalent au domaine des fréquences spatiales (*voir* fig. 7-6).

Mais il faut faire une mise au point importante : les différents échantillons sont prélevés à des temps différents durant le TO et n'ont pas de rapport avec le signal provenant d'une colonne de voxels. Ainsi, chaque point du plan de Fourier possède des renseignements qui proviennent de l'ensemble du volume (et non pas de la seule colonne de voxels correspondante). On a maintenant obtenu les données correspondant à une ligne du plan de Fourier (séparés en échantillons dans la direction x des colonnes).

Pour l'instant, nous disposons donc d'un signal à une dimension en x. Pour obtenir la deuxième dimension de la coupe, il n'est pas possible d'utiliser un deuxième gradient de fréquence. En effet, un gradient de fréquence n'est opérationnel que pendant son application où son rôle est de modifier la fréquence des voxels en x pendant la réception du signal. Lors

4 En effet, comme nous l'avons vu précédemment, le signal doit être échantillonné à une fréquence double de la plus haute fréquence contenue dans le signal : techniquement, il est plus simple d'échantillonner un signal à une fréquence située dans le domaine du KHz ($\omega - \omega_0$) que dans le domaine du MHz ($\omega_0$).

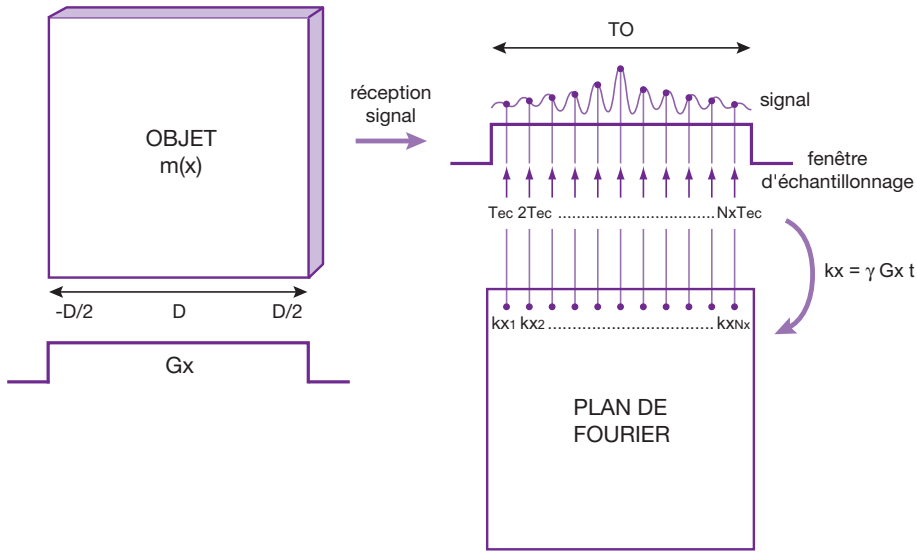



**Fig. 7-6.** Gradient de codage en fréquence.
Le gradient de fréquence est appliqué pendant la réception du signal durant un temps déterminé appelé temps d'observation To. Chaque échantillon du signal (Nx au total), acquis sur une distance D de l'objet, est réceptionné au bout d'un multiple du temps To/Nx = Tec qui est la période d'échantillonnage : le premier échantillon au bout du temps Tec, le deuxième au bout du temps 2Tec, et ainsi de suite jusqu'au dernier échantillon NxTec.
Grâce au changement de variable $k = \gamma \cdot G \cdot t$ (*voir* Annexe 17), chaque « élément » $kx1 = \gamma\, Gx\, Tec$, $kx2 = \gamma\, Gx\, 2Tec$, $kxNx = \gamma\, Gx\, NxTec$ (Gx est constant) est un échantillon du plan de Fourier gardant en mémoire les déphasages produits par le gradient Gx durant son application. Ainsi, lors de l'acquisition du signal, on remplit directement le plan de Fourier : le domaine temporel est équivalent au domaine des fréquences spatiales.

du recueil du signal (condition obligatoire), si on utilise un deuxième gradient de fréquence, on obtient un gradient somme des deux précédents dirigé selon la bissectrice (si les deux gradients sont de même amplitude et non pas deux gradients actifs séparément dans chacune des deux directions x et y comme souhaité). L'un des deux gradients ne doit donc pas agir sur la fréquence.

On va utiliser un deuxième paramètre, la phase. Cet autre gradient de codage devra répondre au cahier des charges comportant les deux impératifs obligatoire suivants : utiliser un autre paramètre que les différences induites en fréquences pour le codage spatial et donc ne pas être appliqué lors de la lecture du signal. Pour ce faire, il va utiliser la phase pour le codage spatial dans la deuxième direction.

Envisageons maintenant ce gradient de codage de phase. Celui-ci va pouvoir être appliqué, agir, puis être puis être arrêté avant l'étape ultime de réception ou lecture du signal (là où agit le gradient de fréquence). Cette procédure doit être malheureusement renouvelée à chaque acquisition car le codage par la phase ne peut se faire que par étapes successives parcellaires (autant d'étapes qu'il y a de lignes dans la matrice images). Pour obtenir un déphasage induit différent et croissant successivement à chaque étape (condition *sine qua non* pour un codage par la phase), il va falloir également modifier le gradient de phase à chaque étape.

Comment faire varier ce gradient ? On ne peut modifier que son amplitude ou sa durée d'application, les déphasages produits demeurant sinon identiques. Modifier la durée d'application du gradient conduirait à faire varier le temps de réception du signal à chaque acquisition, c'est-à-dire le TE. On va donc plutôt modifier l'amplitude du gradient (de G1 à GNy pour Ny lignes). Cette variation d'amplitude, à chaque acquisition, modifie les déphasages des aimantations en fonction de leur position sur l'axe y. Ainsi, selon les mêmes principes de calcul que précédemment, les points échantillonnés lors des acquisitions successives des différentes lignes correspondent à des points ky1, ky2... kyNy du plan de Fourier

(fig. 7-7). À chaque fois, l'amplitude du gradient est modifiée :

$$ky1 = \gamma G1\ T, ky2 = \gamma G2\ T, kyNy = \gamma GNy\ T$$

T est constant (*voir* fig. 7-7 et Annexe 17).

Au total, les différents points du plan de Fourier correspondent aux déphasages provoqués par les deux gradients Gx et Gy, en fonction de la position dans le temps le long de l'axe Gx (acquis durant la même excitation), ou en fonction de l'amplitude de Gy (acquis durant des excitations différentes) (fig. 7-8 et *voir* Annexe 17).

L' échantillonnage de l'espace des k est donc l'étape intermédiaire entre le plan de coupe et l'image : grâce au changement de variable opéré ($k = \gamma\ G\ t$), l'acquisition des données en IRM équivaut à remplir un plan de Fourier (fig. 7-9 et *voir* Annexe 17).

**Remarque**

Pour simplifier ceci, répétons ce qu'il faut retenir : l'application successive de ces deux gradients de fréquence et de phase dans les directions en x et en y correspond en quelque sorte à une transformation de Fourier dans les directions en x et en y, les données brutes étant ainsi recueillies dans un plan de Fourier. Pour rendre l'image lisible, il faudra appliquer une transformée de Fourier inverse en x et en y.

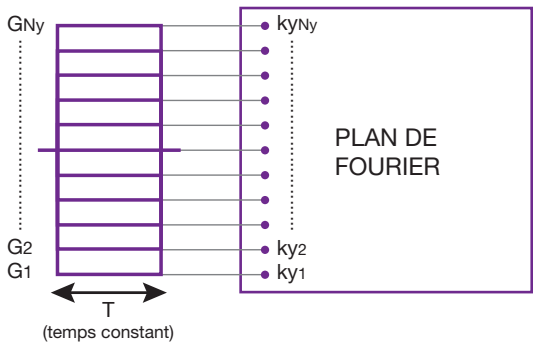



**Fig. 7-7.** Gradient de codage de phase.
Celui-ci est appliqué puis arrêté avant la réception du signal, cette procédure devant être renouvelée à chaque acquisition, en faisant varier son amplitude de G1 à GNy pour Ny lignes (le temps d'application T étant constant). Les points échantillonnés lors des acquisitions successives des différentes lignes correspondent à des points *ky1* $= \gamma$ *G1 T*, *ky2* $= \gamma$ *G2 T*, *kyNy* $= \gamma$ *GNy T* du plan de Fourier.

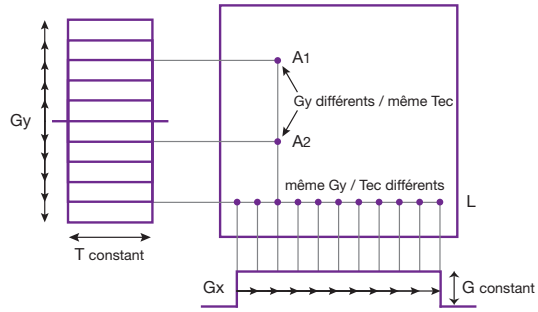



**Fig. 7-8.** Échantillonnage du plan de Fourier.
Les différents points du plan de Fourier correspondent aux déphasages provoqués par les deux gradients Gx et Gy, en fonction de la position dans le temps le long de l'axe Gx (acquis durant la même excitation), ou en fonction de l'amplitude de Gy (acquis durant des excitations différentes). Ainsi, les points de la ligne L correspondent à l'application d'une même amplitude de gradient Gy, mais sont acquis à des temps Tec différents durant la même excitation. Les points A1 et A2 sont acquis lors d'excitations différentes (Gy différents), mais au même temps Tec.

Plus formellement à chaque acquisition, on échantillonne l'ensemble des kx (Gx est constant) pour un même ky. Au bout d'un TR, on renouvelle l'échantillonnage de l'ensemble des kx pour un ky différent (en modifiant Gy). Au bout de l'ensemble des TR, on aura donc stocké toutes les données codées en phase et en fréquence, correspondant, en quelque sorte, à une double transformée de Fourier (2DFT). Ces « données brutes » ne représentent pas des coordonnées spatiales mais des coordonnées fréquentielles. Pour obtenir l'image, il faudra effectuer une double transformée de Fourier inverse. Ainsi, le plan de Fourier et l'image finale sont reliés l'un à l'autre par l'intermédiaire d'une double transformée de Fourier (et son inverse) (*voir* fig. 7-9).

Les fréquences spatiales k correspondent, en fait, à la variation de phase par unité de longueur (on trouve la même notion en optique, par exemple, avec le nombre d'onde $k = 2\pi/\lambda$ où $\lambda$ est la longueur d'onde). k mesure donc la rapidité de variation de cette information (la phase des spins) par unité de longueur : cette variation est rapide lorsque les déphasages sont importants et lente lorsque les déphasages sont faibles (fig. 7-10). Ainsi, un point (ou une ligne) de l'espace des k ne correspond en rien à un point

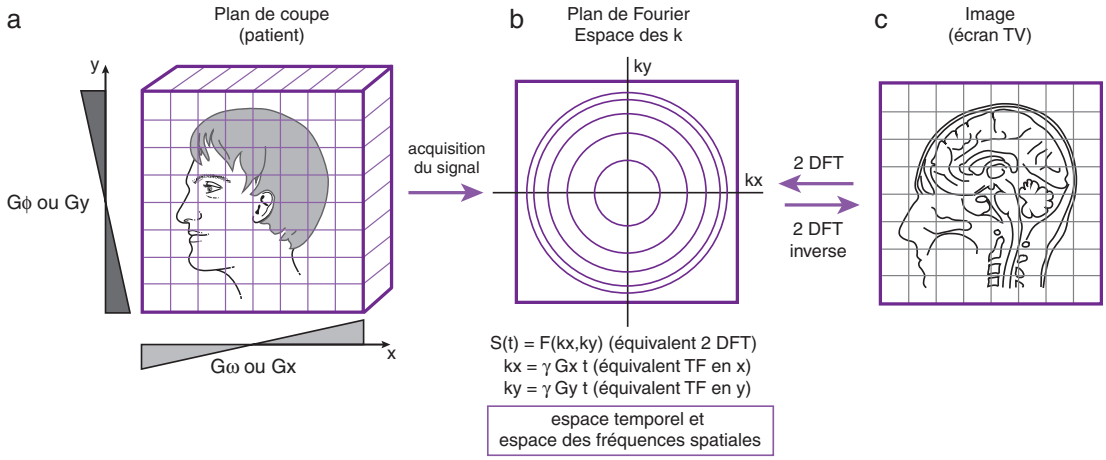



**Fig. 7-9.** Formation de l'image à partir du plan de coupe.
Le plan de Fourier (b) représente une étape intermédiaire (stockage des données brutes) permettant de faire le lien entre le plan de coupe (FOV et voxel sur le patient) (a) et l'image définitive (composée de pixels) (c). L'acquisition des données en IRM équivaut à remplir le plan de Fourier (grâce au changement de variable opéré $k = \gamma G t$), ce qui correspond, en quelque sorte, à une double transformée de Fourier (2DFT). Le plan de Fourier et l'image sont reliés l'un à l'autre par l'intermédiaire d'une transformée de Fourier à deux dimensions et son inverse. Il est à la fois le domaine temporel et le domaine des fréquences spatiales.

(ou une ligne) de l'image mais à une fraction de l'information contenue dans l'image entière.

Si on représente des stries verticales (comme l'image d'une palissade en bois, par exemple) de différentes largeurs, espacées de leur épaisseur, on constate que le nombre de planches par unité de longueur est plus grand lorsqu'elles sont fines (*voir* fig. 7-10) : la fréquence spatiale dans cette direction (c'est-à-dire la rapidité de variation de l'information « espacement » par unité de longueur) est alors plus élevée. Un point suffit pour représenter cette information dans le plan de Fourier de l'image correspondante.

Le domaine spatial (objet) se mesure en mètres, alors que le domaine des fréquences spatiales se mesure en mètres$^{-1}$ (= « par mètres ») (*voir* fig. 7-10). Le principe est le même pour le plan de Fourier de l'image IRM[5].

Mais il ne faut pas oublier que, pour obtenir le signal le plus élevé, les déphasages des spins doivent être les plus faibles possible. En effet, la mise en place d'un gradient pendant la réception du signal conduit à en baisser considérablement la valeur (on détruit en fait ce qu'on veut mesurer !), d'où l'utilisation d'un gradient de lecture bipolaire, aussi bien en écho de gradient qu'en écho de spin (*voir* Chapitre 6).

Ainsi, en écho de gradient, le gradient de fréquence comporte un premier lobe négatif (1re zone hachurée) au cours duquel les spins se déphasent (déphasage négatif maximal en fin d'application de ce gradient), puis un deuxième gradient de même amplitude et positif (polarité inverse). Les spins se rephasent progressivement et sont en phase au milieu de l'application du deuxième gradient (rephasage maximal à la fin de l'application du 1er lobe du gradient positif : 2e zone hachurée) correspondant au centre (maximum) de l'écho de gradient (les deux zones hachurées doivent être égales). L'échantillonnage en fréquence du signal (balayage horizontal de la ligne = codage spatial en x) se fait de part et d'autre (du centre) de l'écho (fenêtre d'échantillonnage). De cette manière, le signal est maximal (déphasage minimal) lors de l'échantillonnage des données correspondant aux colonnes situées au centre du champ de vue (dans le sens des x). Le principe est le même en écho de spin, mais avec des gradients de même polarité, en raison de

5 Vérifions que nous obtenons bien la même unité : on a $kx = \gamma \cdot Gx \cdot t$ avec $\omega = \gamma \cdot Gx \cdot x$ et $Gx = \omega/\gamma \cdot x$. Ainsi, on a $kx = \gamma \cdot Gx \cdot t = \gamma \cdot \omega \cdot t/\gamma \cdot x$, c'est-à-dire : $kx = \omega \cdot t/x$. On obtient, comme unités : $kx = \omega$ *(cycles/temps)* $\cdot$ $t$ *(temps)*/$x$ *(distance)*, soit, en simplifiant par (temps), on obtient $kx =$ *cycles/distance*.

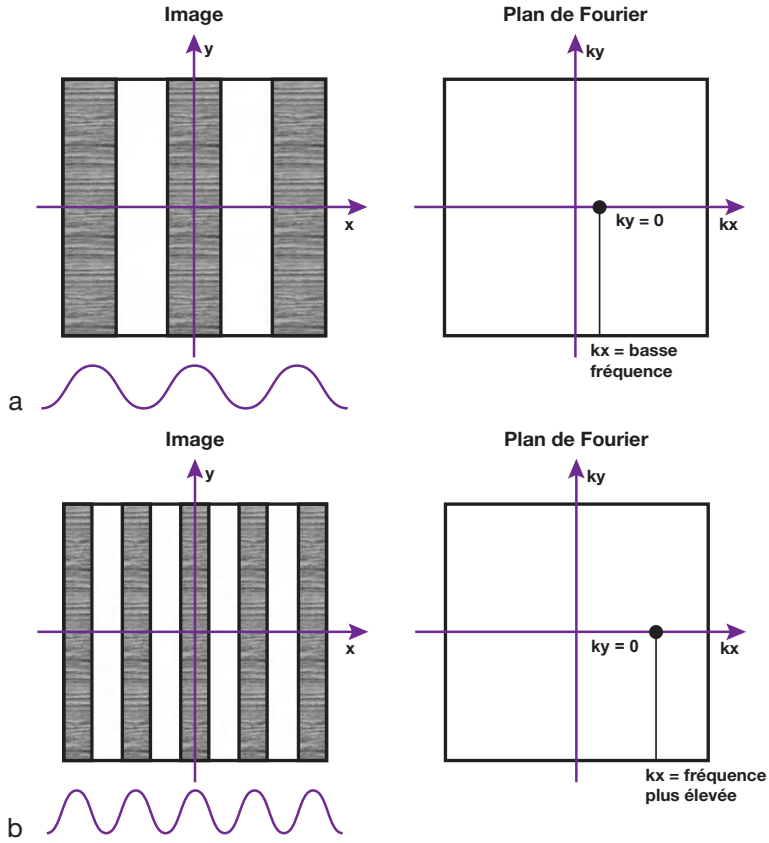



**Fig. 7-10.** Exemple de fréquences spatiales.
Si on représente des stries verticales (comme l'image d'une palissade en bois, par exemple) de différentes largeurs, espacées de leur épaisseur, on constate que le nombre de planches par unité de longueur est plus grand lorsqu'elles sont fines. Une seule fréquence spatiale suffit ici pour représenter l'ensemble de l'image. Lorsque les planches sont larges, leur espacement est assez important, ce qui correspond à une basse fréquence en x (ky = 0, car il n'y a pas de variation de fréquence spatiale dans la direction y) (a).
Des planches fines, moins espacées, sont représentées, dans le plan de Fourier de l'image par une fréquence plus élevée en x (toujours avec ky = 0) (b).

la présence de l'impulsion de 180° qui inverse le sens des déphasages (fig. 7-11).

En résumé, lors de la réalisation d'une image IRM, du fait de l'utilisation d'un gradient de codage de fréquence et de phase, les données brutes sont acquises dans le domaine fréquentiel et, en toute logique, stockées dans un premier temps dans un plan de Fourier.

L'image dans le plan de Fourier est obtenue « ligne par ligne » à chaque excitation (impulsion RF), par une double progression à la fois horizontale et verticale définissant les coordonnées en x et en y de chaque point :

- « balayage » horizontal en x ou lecture d'une même ligne = codage en fréquence par le gradient de lecture Gω ou Gx et échantillonnage de tous les kx (dans la pratique entre 128 et 512) durant le temps d'observation TO, au bout du temps TE ;
- « balayage » vertical en y, passage d'une ligne à la suivante par « incrémentation » du gradient de codage de phase Gϕ ou Gy, pour obtenir successivement les différentes lignes de l'image (dans la pratique entre 128 et 512), correspondant aux différentes valeurs de déphasage sur un cycle complet de 360° (–180°, 0°, + 180°). Le temps qui sépare l'acquisition de deux lignes est le TR. À chaque fois, on renouvelle l'échantillonnage de l'ensemble des kx pour un ky différent (en modifiant Gϕ ou Gy).

Ce double balayage séquentiel horizontal et vertical représente la trajectoire de l'acquisition des données dans le plan de Fourier[6] (fig. 7-12).

6 Pour une séquence d'écho de spin ou d'écho de gradient standard, l'acquisition se fait ligne par ligne à chaque excitation. Nous verrons plus loin qu'il est possible de modifier la trajectoire de balayage du plan de Fourier pour réduire le temps d'acquisition des images (séquence Rare, écho planar, etc.). Si nous assimilons le plan de Fourier à un champ de vignes (rangées en lignes) où l'on désire faire les vendanges, nous procéderons alors de deux façons : (*1*) d'une part la cueillette des raisins d'une ligne (codage en fréquence) dont on récolte les fruits en bout de ligne dans la corbeille du tracteur (signal) puis (*2*) repos et passage à la ligne suivante (codage en phase), et ainsi de suite.

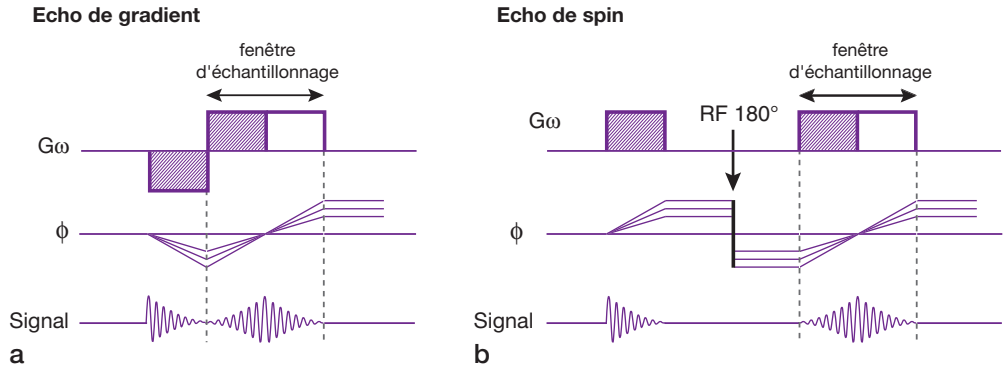



**Fig. 7-11.** Principe du gradient de lecture et échantillonnage en fréquence.
Le gradient de fréquence doit être obligatoirement bipolaire pour s'affranchir des différences en phases également induites par ce gradient (produisant ainsi un écho de gradient présent en écho de spin et seul présent en écho de gradient[8] !). En écho de gradient, le gradient de fréquence comporte un 1er lobe négatif (1re zone hachurée) au cours duquel les spins se déphasent (déphasage négatif maximal en fin d'application de ce gradient), puis un 2e gradient de même amplitude et positif (polarité inverse). Les spins se rephasent progressivement et sont en phase au milieu de l'application du 2e gradient (rephasage maximal à la fin de l'application du 1er lobe du gradient positif : 2e zone hachurée) correspondant au centre (maximum) de l'écho de gradient (les deux zones hachurées doivent être égales) (a). L'échantillonnage en fréquence du signal (balayage horizontal de la ligne = codage spatial en x) se fait de part et d'autre (du centre) de l'écho (fenêtre d'échantillonnage). De cette manière, le signal est maximal (déphasage minimal) lors de l'échantillonnage des données correspondant aux colonnes situées au centre du champ de vue (dans le sens des x). Le principe est le même en écho de spin, mais avec des gradients de même polarité, en raison de la présence de l'impulsion de 180° (b) (*voir* aussi fig. 6-29).

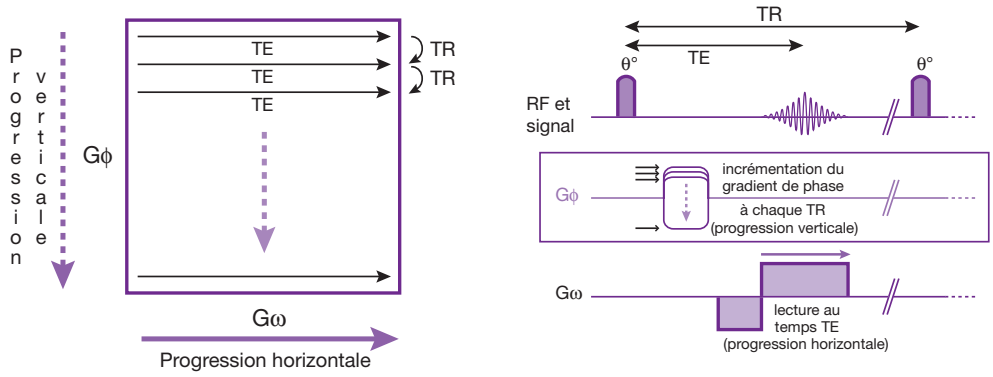



**Fig. 7-12.** Un double balayage séquentiel, horizontal en x (gradient de lecture) et vertical en y (gradient de phase), permet l'acquisition des données dans le plan de Fourier.
L'acquisition se fait ligne par ligne (lecture au temps TE pour chaque ligne), le passage d'une ligne à la suivante (au temps TR) étant obtenu par « incrémentation » du gradient de codage de phase (nous nous sommes basés, dans cet exemple, sur une séquence d'écho de gradient ; le principe sera le même pour une séquence d'écho de spin).

8 La séquence d'écho de spin contient « déjà » un gradient « bipolaire » ou écho de gradient. Dans une séquence d'écho de spin, deux signaux générés par deux échos sont présents et apparaissent chronologiquement en même temps (doivent coïncider) : un signal d'écho de spin obtenu par une impulsion de 180° destiné à s'affranchir des « inhomogénéités » du champ $\vec{B}_0$ et un signal d'écho de gradient inclus dans le gradient de lecture dont le but est de s'affranchir des déphasages inéluctables induits par ce même gradient. Une séquence en écho de gradient standard est de conception plus simple qu'une séquence en écho de spin. En effet, pour obtenir une séquence d'écho de gradient standard à partir d'une séquence d'écho de spin, il suffit de supprimer l'impulsion RF de 180° et de remplacer l'impulsion de 90° par une impulsion de θ° (θ = 90°) (*voir* fig. 7-4*a* et 7-4*b*).

Après chaque excitation (impulsion de 90°), il y a formation d'un écho (écho de spin-impulsion de 180°, ou écho de gradient). Au moment de la formation de l'écho, il y a balayage horizontal, c'est-à-dire lecture d'une ligne. La fenêtre d'acquisition du signal en fréquence doit être centrée sur le maximum du signal d'écho (comme nous l'avons vu dans la figure 7-11). La valeur du signal est maximale (rephasage maximal) dans les colonnes (ici au nombre de 256) situées au centre du plan de Fourier (basses fréquences), et minimale (déphasage maximal) dans les colonnes situées en périphérie du plan de Fourier (hautes fréquences) (fig. 7-13).

Avant l'excitation suivante, le gradient de codage de phase Gϕ (ou Gy) est incrémenté pour obtenir le passage à la ligne suivante assurant la progression verticale (en y). Par incrémentation (augmentation de l'amplitude) du gradient de codage de phase Gϕ sur un cycle complet de 360° (–180°, 0°, +180°), on obtient successivement les différentes lignes du plan de Fourier (256 dans notre exemple). Dans cette direction également, la valeur du signal va être maximale (déphasage minimal, 0°) dans les lignes situées au centre du plan de Fourier (basses fréquences) et minimale (déphasage maximal, ± 180°) dans les lignes situées en périphérie du plan de Fourier (hautes fréquences).

Nous allons voir que les lignes centrales (plus exactement le « centre ») du plan de Fourier vont gouverner le contraste et les lignes périphériques la résolution spatiale.

## Propriétés du plan de Fourier

En fait, et ceci a son importance, chaque ligne du plan de Fourier n'a pas le même poids en termes de contraste et de résolution spatiale.

Pour décrire et mieux appréhender les principales propriétés et l'agencement du plan de Fourier, nous allons montrer des exemples de ce que l'on obtient en reconstruisant l'image avec différentes zones de ce plan.

Prenons l'exemple d'une image représentant des étoiles : grandes étoiles = structures essentielles de l'image ; petites étoiles = détails de l'image. Une image qui ne serait obtenue qu'à partir des lignes centrales du plan de Fourier serait bien contrastée mais floue : uniquement des grandes étoiles présentes, pas de détails (petites étoiles) visibles. En revanche, une image obtenue à partir des seules lignes périphériques donnerait des détails mais peu de contraste (fig. 7-14).

Ce principe sera identique pour toute image numérique. Dans l'exemple de la figure 7-15 (photographie numérique d'un paysage), on peut voir comment « évolue » l'image en fonction de son obtention à partir uniquement du centre du plan de Fourier (filtre passe-bas) correspondant aux basses fréquences de l'image

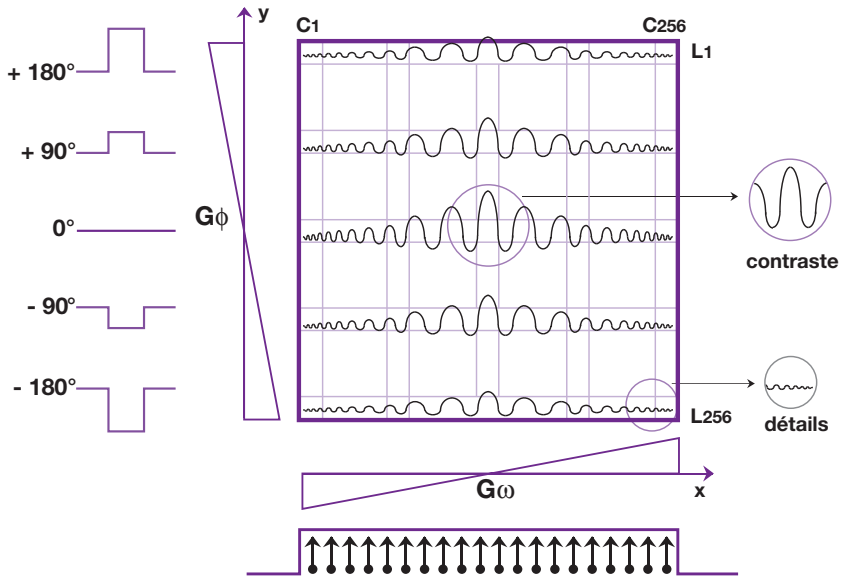



**Fig. 7-13.** Représentation schématique des données dans le plan de Fourier.
Le centre du plan de Fourier contient les signaux les plus élevés (contraste), correspondant aux basses fréquences (rephasage maximal en fréquence et en phase), et la périphérie les signaux les plus faibles (résolution spatiale), correspondant aux fréquences élevées (déphasage maximal en fréquence et en phase).

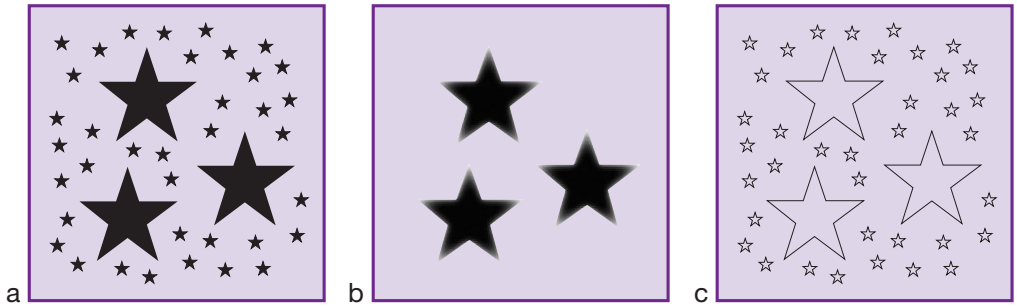



**Fig. 7-14.** Approche schématique du « contenu » des lignes du plan de Fourier.
(a) Image complète obtenue à partir de la totalité des lignes du plan de Fourier (grandes et petites étoiles).
(b) Image obtenue à partir des lignes centrales du plan de Fourier (bon contraste mais image floue et les détails – petites étoiles – manquent).
(c) Image obtenue à partir des lignes périphériques du plan de Fourier (bonne résolution spatiale – détails visibles : petites étoiles – mais contraste faible).

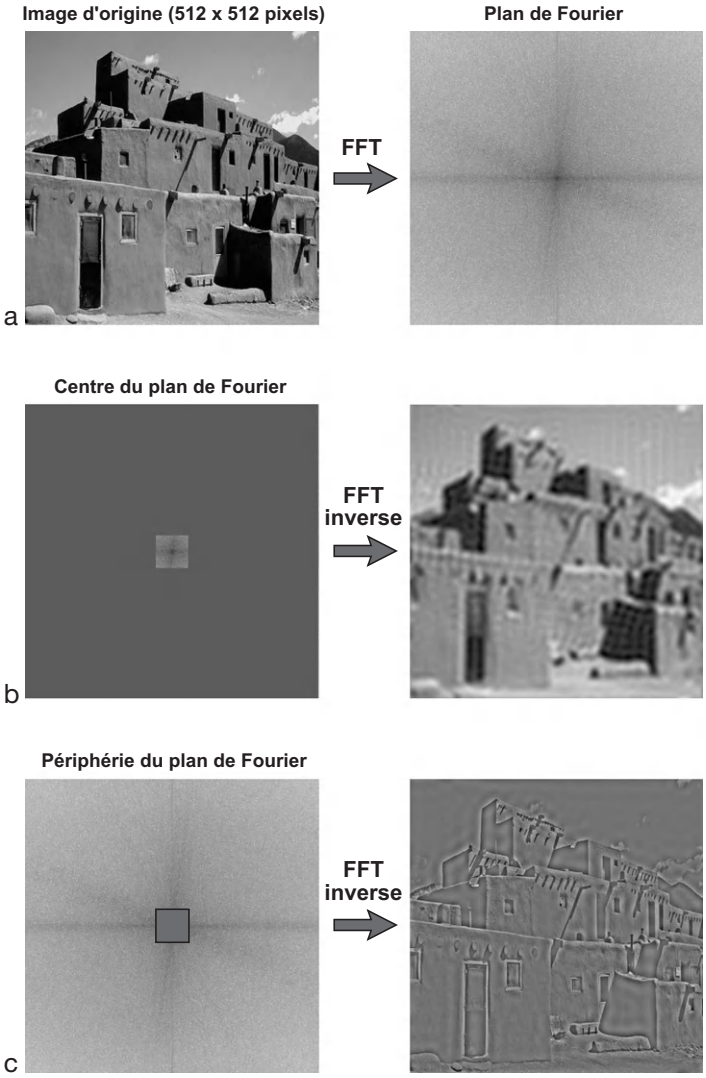



**Fig. 7-15.** Image numérique et plan de Fourier : exemple.
(a) Image d'origine (photo numérique – 512 × 512 pixels) et plan de Fourier correspondant obtenu en fait grâce à une transformation de Fourier rapide ou FFT (*Fast Fourier Transform*).
(b) En ne conservant que le centre du plan de Fourier, on obtient (par FFT inverse) une image bien contrastée mais floue (filtre passe-bas).
(c) En prenant la périphérie du plan de Fourier, on obtient une image sans aucun contraste mais conservant des détails (filtre passe-haut).
La totalité du plan de Fourier permet donc d'obtenir une image de qualité.

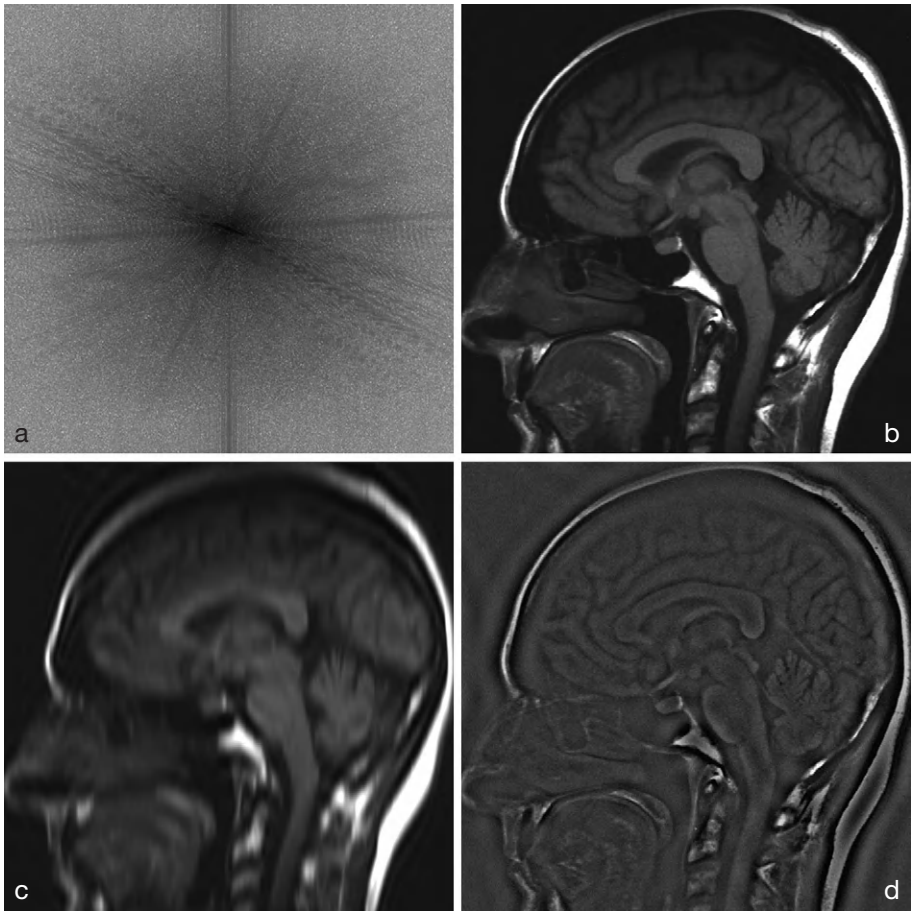



**Fig. 7-16.** Démonstration du « contenu » des lignes du plan de Fourier en IRM.
(a) Image – données brutes – dans le plan de Fourier[9].
(b) Image obtenue après double transformée de Fourier (en x et y) à partir de l'ensemble des lignes du plan de Fourier.
(c) Image obtenue à partir de la zone centrale du plan de Fourier (bon contraste – signal – mais image floue) correspondant aux basses fréquences.
(d) Image obtenue à partir de la zone périphérique du plan de Fourier (détails visibles mais contraste – signal – très faible) correspondant aux fréquences élevées.
Lors de l'acquisition de l'image, il est possible, en modifiant la trajectoire de balayage, de privilégier l'un ou l'autre de ces paramètres.

(elle devient floue) ou uniquement de la périphérie du plan de Fourier (filtre passe-haut) correspondant aux fréquences élevées de l'image (elle présente des détails mais ce au détriment du contraste) (*voir* fig. 7-13 à 7.15 et fig. 7-16).

Cette propriété est tout à fait logique quand on se remémore à quoi correspondent les données acquises dans le plan de Fourier. Nous avons vu plus haut que les fréquences spatiales correspondent à la rapidité de variation des informations (en IRM, la phase des spins) par unité de longueur. Lorsque les déphasages sont importants, il s'agit d'une variation rapide et donc d'une fréquence élevée permettant de décrire les détails de l'image (il s'agit des planches fines dans notre palissade de la figure 7-10) (*voir* aussi fig. A5, Annexe 14). Mais, des déphasages importants entraînent une baisse de signal. En revanche, des déphasages faibles correspondent à une variation lente d'information, c'est-à-dire une basse fréquence qui contribue à la représentation des « grandes » structures de l'image (les planches

9 Si vous pouvez faire une double transformée de Fourier avec vos yeux, l'image (a) devient l'image (b) !

larges de la palissade de la figure 7-10) qui ont un contraste élevé (*voir* aussi fig. A5, Annexe 14). Les déphasages faibles permettent l'obtention d'un signal élevé.

Ainsi (*voir* fig. 7-13 à 7-16) :

- le *centre du plan de Fourier* contient les signaux les plus intenses (déphasage minimal : gradient de codage de phase le plus faible et centre de l'écho = zone d'équilibrage des gradients de fréquence qui sont les plus faibles) ;
- la *périphérie du plan de Fourier* contient les fréquences les plus élevées (gradients de phase et de fréquence les plus forts).

Une image doit en principe à la fois avoir un bon rapport signal sur bruit et une bonne résolution spatiale (signaux de basses et de hautes fréquences). Elle est donc habituellement obtenue à partir de l'exploitation de toutes les lignes (centrales et périphériques) du plan de Fourier. Cependant, lors de l'acquisition de l'image en modifiant la trajectoire de balayage, il sera possible de privilégier l'un ou l'autre de ces paramètres (résolution spatiale ou contraste).

Ainsi, si l'on commence à remplir le plan de Fourier par le centre, on obtient une image qui, dans un premier temps, acquiert son contraste, et dont la résolution spatiale s'améliore au fur et à mesure qu'on recrute des lignes périphériques (fig. 7-17).

En fait, l'image dans le plan de Fourier est formée de cercles concentriques alternant en intensité (décroissant en amplitude et augmentant en fréquence du milieu à la périphérie), correspondant au signal codé en phase et en fréquence (*voir* fig. 7-9 et fig. 7-18).

Une autre propriété utile à connaître est l'existence, au sein du plan de Fourier, d'une symétrie de conjugaison (ou hermitienne) entre

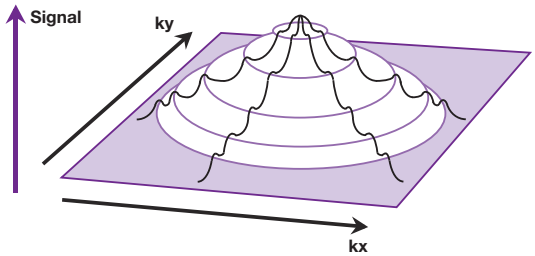



**Fig. 7-18.** Représentation du signal dans le plan de Fourier avec en « troisième » dimension (« spectrale ») l'amplitude.
Le signal est formé par des cercles concentriques alternant en intensité (décroissant en amplitude et augmentant en fréquence du milieu à la périphérie). Le centre du plan de Fourier contient donc les signaux les plus élevés (contraste) et la périphérie les fréquences élevées (résolution spatiale).

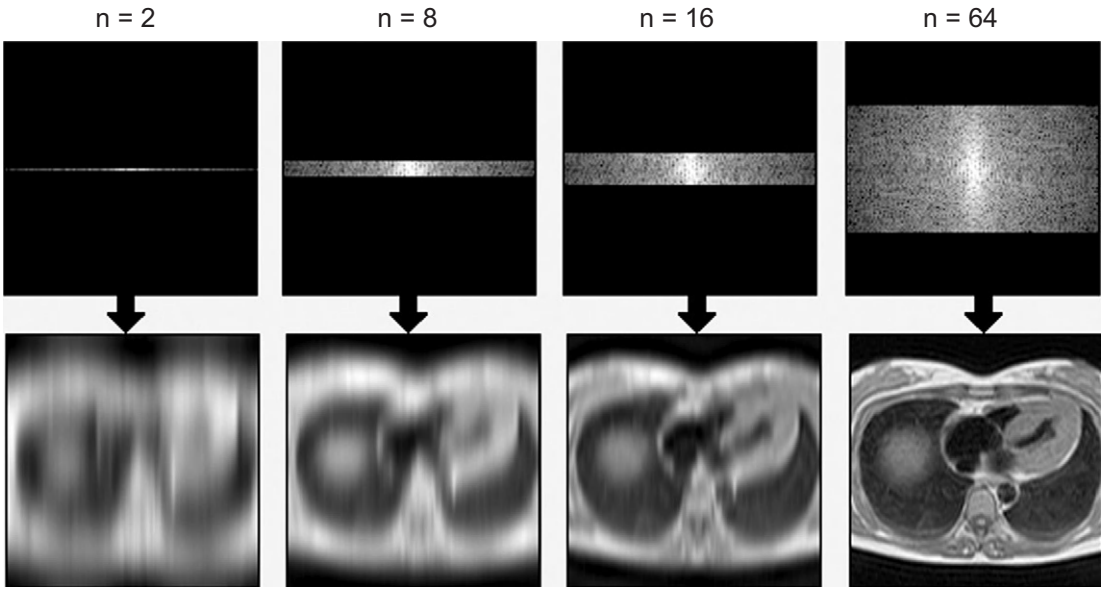



**Fig. 7-17.** Image obtenue en fonction du remplissage du plan de Fourier.
Cette coupe transverse du thorax a été obtenue en remplissant respectivement 2, 8, 16, puis 64 lignes du plan de Fourier (de part et d'autre de son centre). Deux lignes (« centrales ») permettent déjà de construire une image, mais la résolution spatiale croît évidemment lorsque le nombre de lignes (« périphériques ») augmente.

les données brutes qui en composent les quatre « quadrants ». En effet, dans ces quadrants, on retrouve deux par deux sous forme de conjugués complexes ($z/\bar{z}$) une symétrie en « miroir » des données brutes (fig. 7-19). Le conjugué d'un nombre complexe $z = a + ib$ étant $\bar{z} = a - ib$ (le symbole $\bar{z}$ est lu « z barre »), il est théoriquement possible de calculer à partir de chacun des points d'un seul quadrant le point correspondant des trois autres quadrants. Cela, nous le reverrons, est à la base des techniques d'acquisition en demi-plan de Fourier et également en écho fractionné ou partiel.

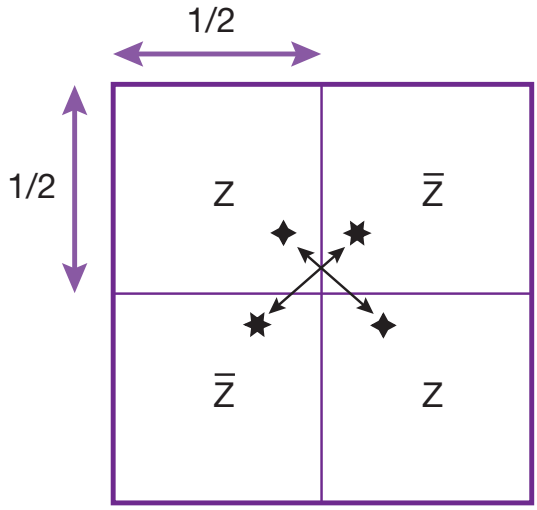



**Fig. 7-19.** Symétrie de conjugaison (ou hermitienne) et imagerie en demi-plan de Fourier.
Dans les quatre quadrants qui composent l'image du plan de Fourier, il existe une symétrie en « miroir » deux par deux des données brutes sous forme de conjugués complexes $z/\bar{z}$. Ainsi, les points (étoiles) d'un demi-plan représentent des données « en miroir » par rapport à l'autre demi-plan. Il est ainsi possible de reconstruire la moitié « négative » de la matrice à partir de la moitié « positive » par reconstruction de Fourier.

## Principes de navigation dans le plan de Fourier

Comme nous l'avons vu précédemment, l'échantillonnage dans le plan de Fourier se fait habituellement ligne par ligne, dans les séquences d'écho de spin et d'écho de gradient standard.

À chaque TR, on acquiert une ligne au bout du temps TE, le temps nécessaire pour échantillonner une ligne étant le temps d'observation TO.

Après l'impulsion de 90° (ou éventuellement inférieure en écho de gradient) et l'application du gradient de sélection de coupe (bipolaire pour compenser les déphasages provoqués par ce même gradient), on se retrouve au centre du plan de Fourier (kx = 0 et ky = 0).

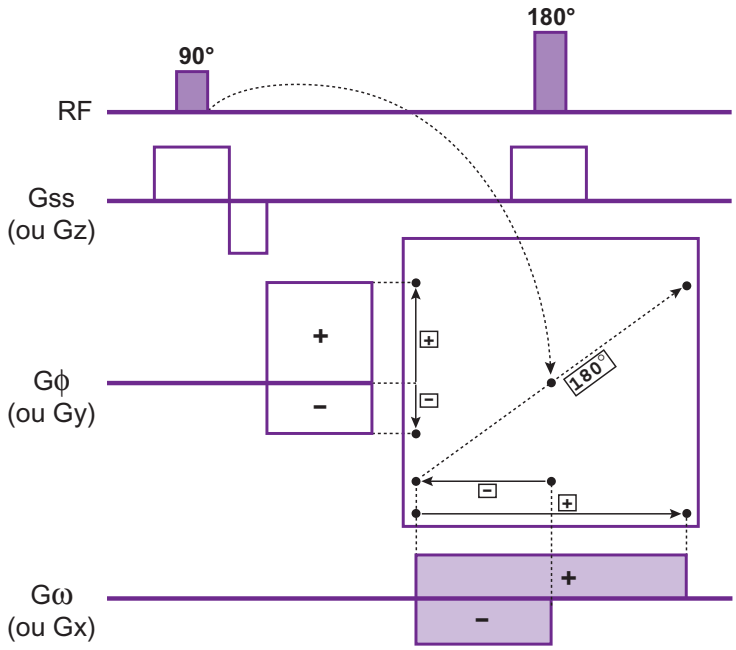



**Fig. 7-20.** Règles permettant de comprendre la « navigation » dans le plan de Fourier.
Après l'impulsion de 90° et l'application du gradient de sélection de coupe (bipolaire pour compenser les déphasages provoqués par ce même gradient), on se retrouve au centre du plan de Fourier.
Le gradient de codage de phase permet de se déplacer verticalement (s'il est orienté le long de l'axe y comme dans notre exemple) dans le plan de Fourier en fonction de l'amplitude de Gy : – ky pour des amplitudes négatives de Gy et + ky pour des amplitudes positives de Gy.
Le gradient de fréquence permet de se déplacer horizontalement dans ce même plan : vers – kx pour un gradient négatif et vers + kx pour un gradient positif.
Une impulsion de 180° permet de se déplacer en position symétrique par rapport au centre du plan de Fourier.

L'amplitude du gradient de codage de phase est modifiée à chaque acquisition. Ce gradient permet alors de se déplacer verticalement (s'il est orienté le long de l'axe y comme dans notre exemple) dans le plan de Fourier en fonction de l'amplitude de Gy : – ky pour des amplitudes négatives de Gy et + ky pour des amplitudes positives de Gy (fig. 7-20).

De la même manière, le gradient de fréquence permet de se déplacer horizontalement dans ce même plan. Son amplitude ne change pas mais sa polarité peut varier et sa durée d'application détermine le « chemin » parcouru : vers – kx pour un gradient négatif et vers + kx pour un gradient positif (*voir* fig. 7-20).

Une impulsion de 180° permet de se déplacer en position symétrique par rapport au centre du plan de Fourier (*voir* fig. 7-20).

Cette façon de « naviguer » dans le plan de Fourier s'apparente à la manière de créer des traits sur un Télécran® (pour celles et ceux qui s'en souviennent !) : un bouton permet de déplacer le trait verticalement et le deuxième bouton guide le trait horizontalement. En tournant les deux boutons à la fois, on trace des traits obliques.

Une fois ces règles établies, on peut très facilement représenter les déplacements dans le plan de Fourier en prenant comme exemple une séquence d'écho de spin (fig. 7-21) :

- après l'impulsion RF de 90° associée au gradient de sélection de coupe Gss, on est au centre du plan de Fourier, au point A (*voir* fig. 7-21a) ;
- un gradient Gϕ, de polarité négative et d'amplitude élevée, permet de se placer au bas du plan ; un gradient Gω positif, appliqué en même temps que le gradient Gϕ, nous conduit au point B (*voir* fig. 7-21b).

Il s'agit là d'une notion importante : on peut appliquer deux gradients en même temps lorsqu'on ne tient compte que des modifications de phase qu'ils provoquent, c'est-à-dire en dehors de la sélection de coupe et de la réception du signal au cours desquelles on réalise un « codage » en fréquence. Dans ce cas, on se déplace en diagonale dans le plan de Fourier (du point A au point B) comme dans l'exemple du Télécran® lorsqu'on tourne les deux boutons conjointement. Cela explique également pourquoi, dans le cas de l'écho de spin, le 1er lobe de ce gradient de lecture « bipositif » est placé avant l'impulsion de 180°.

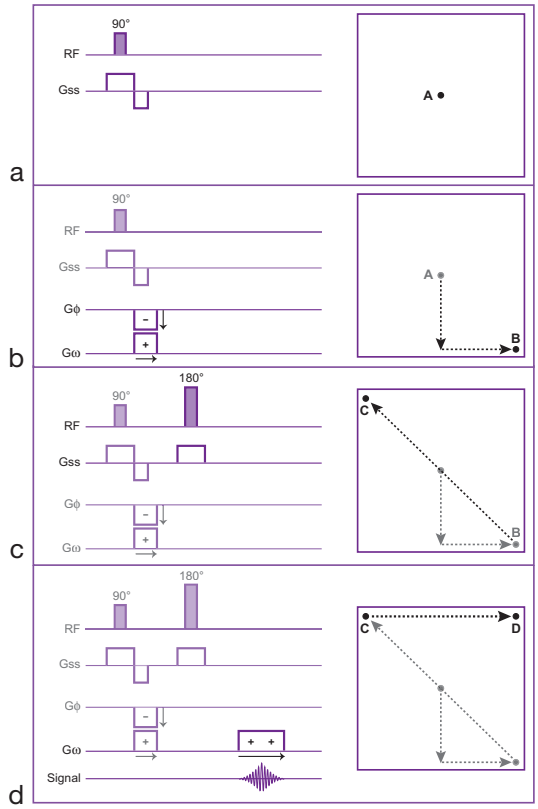



**Fig. 7-21.** Exemple de déplacements dans le plan de Fourier pour une séquence d'écho de spin.
(a) Après l'impulsion RF de 90° associée au gradient de sélection de coupe Gss, on est au centre du plan de Fourier, au point A.
(b) Un gradient Gϕ, de polarité négative et d'amplitude élevée, permet de se placer au bas du plan ; un gradient Gω positif, appliqué en même temps que le gradient Gϕ, nous conduit au point B.
(c) L'impulsion de 180° (avec le gradient Gss) a pour conséquence un déplacement symétrique par rapport au centre du plan de Fourier (du point B au point C).
(d) Enfin, au moment de la réception du signal, la deuxième partie du gradient de lecture, d'une durée d'application double de la première, permet l'acquisition des données d'une ligne du plan de Fourier (de C à D).

Cette notion est différente si les gradients servent à réaliser un codage en fréquence : si deux gradients sont appliqués simultanément durant l'impulsion RF de 90°, par exemple, on obtient des coupes obliques.

Un troisième gradient est ici mis en place en même temps que les deux autres : il s'agit de la portion négative du gradient bipolaire Gss, compensant les déphasages induits par ce dernier (*voir* aussi Annexe 15). Il agit dans le sens de la sélection de coupe et ne modifie donc pas les déplacements dans le plan de Fourier correspondant.

- L'impulsion de 180° (avec le gradient Gss) a pour conséquence un déplacement symétrique par rapport au centre du plan de Fourier (du point B au point C) (*voir* fig. 7-21c) ;
- Enfin, au moment de la réception du signal, la deuxième partie du gradient de lecture, d'une durée d'application double de la première, permet l'acquisition des données d'une ligne du plan de Fourier (de C à D) (*voir* fig. 7-21d).

Ce principe de « navigation » est le même pour toutes les séquences d'IRM et rend leur compréhension beaucoup plus simple (vous trouverez, en Annexe 19, le schéma représentant le remplissage du plan de Fourier pour la séquence d'écho de spin comparé à la séquence d'écho de gradient).

En fonction de ces derniers éléments (c'est-à-dire la simultanéité d'application de certains gradients), nous pouvons maintenant représenter les chronogrammes définitifs des séquences d'écho de spin et d'écho de gradient, à comparer avec ceux de la figure 7-4, ainsi que les déphasages provoqués par chaque gradient (fig. 7-22).

Pour terminer (et pour une meilleure compréhension des différentes étapes conduisant à la

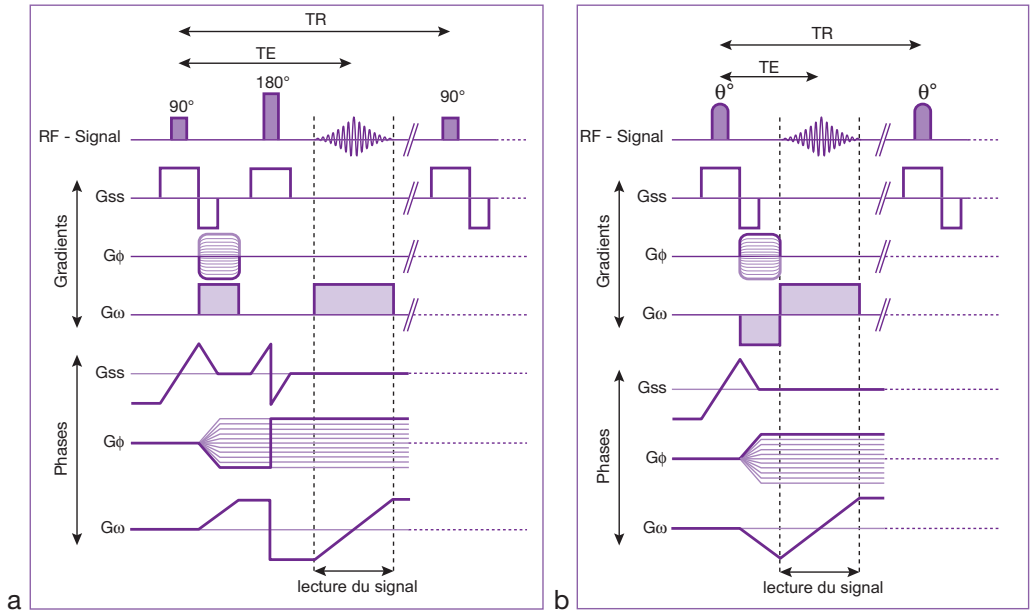



**Fig. 7-22.** Chronogrammes des séquences d'écho spin et d'écho de gradient (versions définitives) et déphasages provoqués par chaque gradient.
(a) Écho de spin.
La chronologie des événements correspond à celle décrite dans la fig. 7-21.
Le gradient de sélection de coupe Gss, appliqué en même temps que l'impulsion de 90°, provoque un déphasage compensé par son lobe négatif. Cette correction n'est pas nécessaire en regard de l'impulsion de 180° car cette dernière inverse le sens des déphasages.
Le gradient de codage de phase provoque des déphasages variables en fonction de l'amplitude du gradient appliqué : ce déphasage (plus ou moins important) reste conservé au moment de la lecture du signal (ici le trait gras représente le déphasage le plus élevé pour un gradient de polarité négative).
Le gradient de lecture est bipolaire (bipositif en écho de spin), permettant un rephasage (puis déphasage) au moment de la lecture du signal (*voir* aussi Chapitre 6).
(b) Écho de gradient.
Le principe est le même que pour l'écho de spin, hormis l'absence de l'impulsion de 180°.

reconstruction de l'image), nous tenons à rappeler le lien existant entre la coupe (et ses voxels) et les données acquises dans le plan de Fourier. Il faut, en effet, impérativement retenir les éléments suivants :

- le signal réceptionné (par l'intermédiaire de l'antenne de réception) provient toujours de l'ensemble des voxels de la coupe ;
- ce signal est dit « composite » car il contient plusieurs fréquences engendrées par le gradient de fréquence (ou de lecture) au moment de la réception de ce signal. Ce signal échantillonné représente les informations permettant de constituer directement une ligne du plan de Fourier (grâce au changement de variable opéré : $k = \gamma G t$). C'est l'« équivalent » de la première TDF ;
- cette opération doit être renouvelée pour chaque ligne du plan de Fourier acquise, en modifiant le gradient de phase avant chaque lecture. Le décodage des phases constitue l'« équivalent » de la deuxième TDF (d'où l'appellation de double transformée de Fourier ou 2DFT) ;
- le passage du plan de Fourier à l'image s'effectue à l'aide d'une double transformée de Fourier inverse.

## Plan de Fourier et imagerie rapide et ultrarapide

Si vous avez « assimilé » le codage spatial du signal, la mise en place des événements élémentaires dans une séquence d'imagerie et commencez à avoir quelques notions sur le plan de Fourier et la façon dont on y « surfe » lors de l'acquisition du signal (balayage horizontal et vertical), vous allez pouvoir bientôt aborder l'imagerie rapide et ultrarapide où l'on modifiera la vitesse et la trajectoire de balayage dans l'espace des k (fig. 7-23).

La première méthode est celle du balayage d'un demi-plan de Fourier (*voir* fig. 7-23).

La symétrie hermitienne du plan de Fourier (qui découle de la « symétrie » des gradients) peut être exploitée pour réduire de « moitié » la durée d'acquisition des séquences.

En effet, le codage par la phase est réalisé par (Np) étapes d'incrémentation du gradient (Gp) dont la phase est négative (de – 180° à 0°) pour la 1re moitié du plan de Fourier (moitié des « lignes de la matrice ») et positive (de 0° à 180°) pour la 2e moitié du plan de Fourier (2e moitié des « lignes de la matrice ») délimitant de ce fait deux demi-plans de Fourier (qui contiennent la même information car les points d'un demi-plan représentent des données « en miroir » par rapport à l'autre demi-plan = conjugués complexes) (*voir* fig. 7-19). Il est ainsi possible de reconstruire la moitié « négative » de la matrice à partir de la moitié « positive » par reconstruction de Fourier (cette reconstruction étant bien sûr plus longue que pour une image normale). Ce principe constitue l'imagerie en demi-plan de Fourier (Half-Fourier Siemens, Fractional Nex GE, Half-Scan Philips, *voir* aussi Annexe 25).

Les autres méthodes modifient la vitesse et/ou la trajectoire de balayage dans le plan de Fourier (*voir* fig. 7-23) :

- il est possible par ailleurs d'augmenter (de façon significative) la vitesse de balayage, c'est-à-dire les TE et TR dans les séquences d'écho de gradient rapide (séquences FLASH et dérivés) ;
- on peut également balayer plusieurs lignes à la fois dans les séquences de type *multishot* (« à tirs multiples ») (spin écho rapide : RARE et dérivés, Turbo FLASH segmenté ou Echo Planar segmenté) ;
- tout le plan de Fourier peut être balayé pendant une seule excitation dans les séquences de type *single shot* ou *snapshot* (« instantané », « à tir unique ») (Echo Planar, Snapshot ou Turbo FLASH, FAST-SPGR, etc.) ;
- le balayage du plan de Fourier en spirale à partir de son centre est possible. Cela a pour avantage de faire coïncider l'acquisition d'un signal fort en début d'excitation avec celle des points du centre du plan de Fourier (contrôlant le contraste !) ;
- enfin, on peut aussi effectuer un codage radiaire du plan de Fourier (imagerie cardiaque, imagerie de diffusion, etc.).

## Plan de Fourier et ARM avec injection de gadolinium

L'angiographie par résonance magnétique (ARM) est en voie actuellement de remplacer entièrement l'angiographie RX diagnostique.

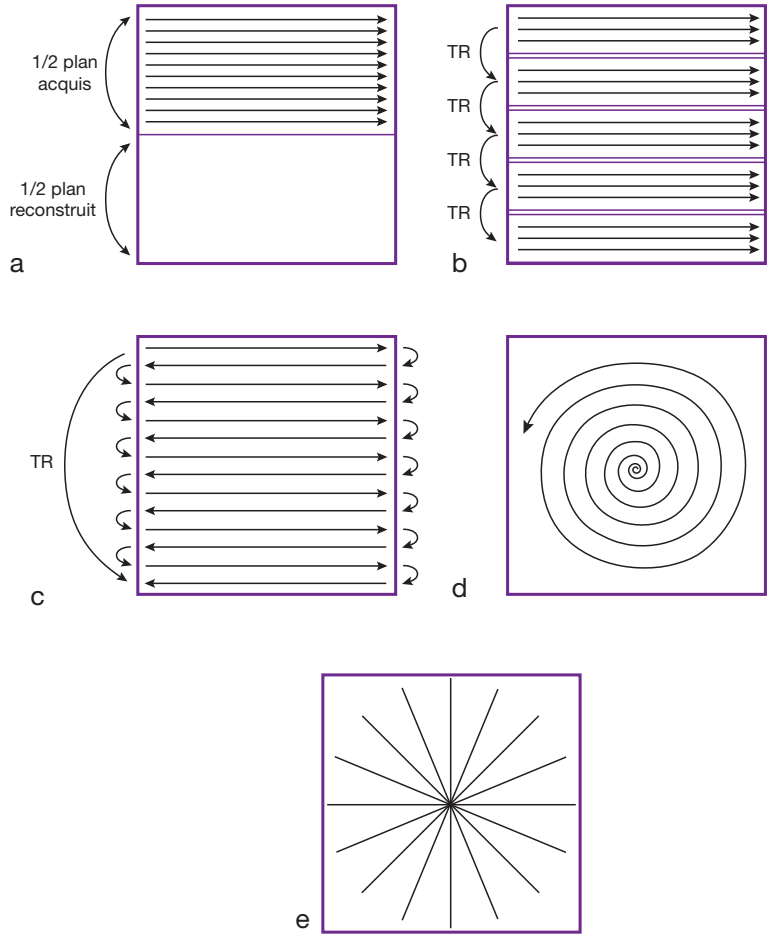



**Fig. 7-23.** Modes de balayage du plan Fourier.
(a) Acquisition d'un demi-plan de Fourier.
(b) Acquisition de plusieurs lignes par TR.
(c) Balayage de tout le plan de Fourier pendant une excitation (mode « *single shot* »).
(d) Balayage en spirale.
(e) Codage radiaire.

En attendant des produits ciblés IRM à rémanence vasculaire, ce sont les chélates de gadolinium qui sont utilisés. Contrairement aux techniques classiques (TOF et contraste de phase), l'ARM avec injection de gadolinium est basée sur la seule réduction du T1 des spins intravasculaires engendrée par le gadolinium (dans le sang.) Le contraste est lié à la présence fugace du gadolinium dans les vaisseaux. De ce fait, il faut coupler l'injection de gadolinium avec des séquences d'écho de gradient rapides 2D ou 3D avec des TR et TE très courts. Cela permet de diminuer de façon significative le temps d'acquisition des séquences par rapport aux techniques ARM classiques (Tac de quelques secondes). La dilution des chélates de gadolinium étant rapide et leur demi-vie courte, la séquence doit être lancée avec un délai bien défini par rapport à l'injection du contraste pour bénéficier du premier passage en phase artérielle[7] (*voir* Chapitre 10). Dans tous les cas, le transit du bolus dans le ou les vaisseaux, dans la zone à explorer, doit

7 Avec des délais variables en fonction des vaisseaux (et/ou parenchyme : rein) à visualiser. Comme en scanner spiralé, mais le bolus de gadolinium étant de volume beaucoup plus faible et donc de durée de transit beaucoup plus court, la détermination du timing de la séquence est de ce fait plus critique !

coïncider avec l'acquisition des lignes centrales du plan Fourier, c'est-à-dire le premier passage en phase artérielle du contraste pour éviter une contamination veineuse (superposition de structures veineuses).

Comme nous venons de le voir, le balayage du plan de Fourier peut être linéaire séquentiel démarrant à la périphérie du plan de Fourier (résolution spatiale de l'image), puis allant aux lignes centrales (contraste), pour se terminer de nouveau à la périphérie du plan de Fourier (complément de résolution spatiale).

Ce type de balayage linéaire peut être modifié dans certaines séquences qui balayent ainsi en premier le centre du plan du Fourier, allant ensuite progressivement vers la périphérie.

Il est évident que le mode de balayage du plan de Fourier modifiera les paramètres de l'injection, suivant que celui-ci commence en périphérie ou au milieu du plan de Fourier, car l'acquisition des lignes centrales doit, insistons sur ce fait, coïncider avec l'arrivée du produit de contraste dans la région d'intérêt (*voir* Chapitre 10).

## À retenir

- Dans le plan de Fourier ou « espace des k » (des fréquences spatiales k), les données brutes échantillonnées (codées en phase et fréquence) sont stockées en rang de colonnes (kx coordonnée en x) et de lignes (ky coordonnée en y) dans une matrice 2D.
- Le plan de Fourier et l'image sont reliés l'un à l'autre par l'intermédiaire d'une double transformée de Fourier (et son inverse).
- Dans le plan de Fourier, les données sont acquises de façon séquentielle, devant couvrir tous les points (kx, ky). Le balayage horizontal et vertical « ligne par ligne » représente la « trajectoire » de l'acquisition des données dans le plan de Fourier (pour une séquence d'écho de spin ou d'écho de gradient standard).
- Le centre du plan de Fourier contient les signaux les plus intenses (déphasage minimal : gradients de phase et de fréquence les plus faibles), ce qui correspond aux basses fréquences. La périphérie du plan de Fourier contient les fréquences les plus élevées (gradients de phase et de fréquence les plus forts), ce qui correspond aux signaux les plus faibles.
- Les lignes centrales (plus exactement le « centre ») du plan de Fourier vont gouverner le contraste et les lignes périphériques la résolution spatiale.
- Il existe au sein du plan de Fourier une symétrie de conjugaison (ou hermitienne) entre les données brutes composant les quatre « quadrants » qui le constituent (conjugués complexes).

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 8

# Facteurs de qualité de l'image en IRM

D. Vetter, B. Kastler

En IRM, la qualité de l'image est un élément primordial dans le rendement diagnostique. Elle dépend d'un grand nombre de paramètres dont certains (liés à l'appareillage) sont indépendants de l'opérateur; d'autres en revanche sont directement accessibles lors de la programmation de la séquence. Il n'y a pas de combinaison «miracle» et l'image résultante est toujours un compromis où interviennent l'ensemble de ces paramètres, la durée d'acquisition et bien évidemment la pathologie explorée. Nous nous intéresserons principalement dans ce chapitre aux paramètres accessibles à l'opérateur dont le choix guidé en connaissance de cause peut amplement améliorer la qualité de l'image. Cette dernière est également influencée par les artéfacts qui seront traités dans le chapitre 11.

## Critères de qualité de l'image

La qualité de l'image est difficile à apprécier objectivement. Néanmoins, certaines mesures physiques permettent de l'évaluer :

- le rapport signal sur bruit;
- le contraste;
- la résolution spatiale.

Ces critères objectifs de qualité sont interdépendants et liés au temps d'acquisition de l'image (directement pour le premier et le dernier).

Pour résoudre un problème diagnostique donné, l'opérateur sera amené à privilégier l'une de ces données (par exemple la résolution spatiale pour un micro-adénome hypophysaire et le contraste pour un hémangiome hépatique).

### Le rapport signal sur bruit

Le rapport signal sur bruit (S/B) est certainement le facteur qui conditionne le plus la qualité de l'image de résonance magnétique. Il influencera le contraste et la résolution spatiale : le problème posé à l'opérateur est celui de la recherche du meilleur S/B avec la meilleure résolution spatiale, c'est-à-dire le plus petit voxel. Ces deux facteurs sont antinomiques et, de plus, prolongent le temps d'acquisition.

Le signal de résonance magnétique est, nous le savons, relativement faible. Il est obtenu par la mesure du courant induit dans l'antenne réceptrice. Il dépend de facteurs inhérents aux tissus explorés : $\rho$, $T_1$ et $T_2$. Il est également influencé par certaines caractéristiques de l'appareillage : champ $\vec{B}_0$, gradients de champs, impulsions RF, antennes.

Enfin, il dépend des paramètres d'acquisition sélectionnés par l'opérateur : TR, TE, angle de bascule, volume du voxel, nombre de lignes de la matrice, nombre d'excitations, bande passante.

Le bruit est l'ensemble des signaux indésirables qui dégradent la formation de l'image. Il est aléatoire ou cohérent et provient :

- du système électronique de traitement du signal (en particulier des fluctuations électroniques dans l'antenne);
- des mouvements moléculaires;
- des artéfacts.

L'intensité du signal en spin écho est donnée par la relation :

$$S_{se} = \rho\,(1 - e^{-TR/T_1}) \cdot e^{-TE/T_2}\, f\,(v) \qquad [1]$$


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

Cette équation montre que le signal est proportionnel à la densité protonique. Il dépend également de deux paramètres tissulaires T1 et T2 et de deux paramètres TR et TE opérateur-dépendants qui permettent de moduler le contraste [et du flux f(v)].

Pour un contraste donné, le rapport S/B peut alors s'exprimer en fonction des autres paramètres :

$$S/B \# Vvox \cdot \sqrt{Np} \cdot \sqrt{Nex} \cdot \sqrt{BP} \qquad [2]$$

Vvox = volume du voxel = dx · dy · Ec (dimension en x, en y et épaisseur de coupe); Np = nombre de lignes de la matrice (p pour phase = nombre d'étapes de codage de phase); Nex = nombre d'excitations; BP = bande passante.

Le rapport S/B peut être évalué sur une image (fig. 8-1). En effet, la mesure du signal moyen Sm sur une zone homogène de l'image comporte une certaine incertitude; cette fluctuation d'un voxel à l'autre autour de la valeur S est appelée «déviation standard» ou «écart type» : elle correspond au bruit. Le rapport S/B peut donc être défini comme le rapport Sm sur la déviation standard : Sm/DS. Il est également possible de mesurer la déviation standard de l'image dans une zone de signal nul hors de l'objet. Cependant, par cette méthode, le bruit est majoré et le rapport ainsi calculé ne sera qu'une fonction du rapport S/B.

## Le contraste

Autre critère de qualité de l'image, le contraste (C) est la variation de l'intensité de signal entre deux structures adjacentes. Il peut

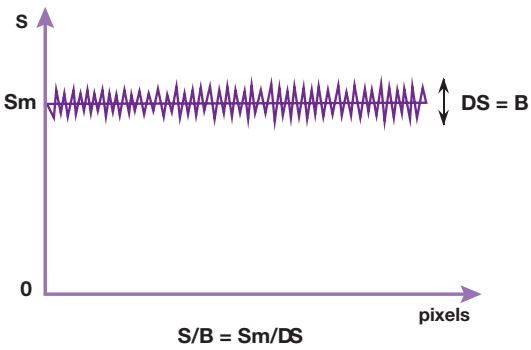



**Fig. 8-1.** Évaluation du rapport signal sur bruit (S/B). Le rapport S/B correspond au rapport du signal moyen sur la fluctuation du signal ou déviation standard : Sm/DS.

être exprimé en fonction du signal par la relation suivante :

$$C = \frac{Sa - Sb}{Sm}$$

Le contraste dépend d'une part de paramètres intrinsèques aux tissus : temps de relaxation T1 et T2, densité protonique, propriétés magnétiques locales et mouvements moléculaires, et d'autre part de paramètres accessibles à l'opérateur : TR, TE et angle de bascule de la séquence d'acquisition.

La faculté de pouvoir différencier deux tissus est plus justement appréciée par la notion de contraste sur bruit (qui tient compte des différences en S/B, fig. 8-2) :

$$C/B = \frac{Sa - Sb}{B}$$

## La résolution spatiale

La résolution spatiale permet de déterminer la dimension du plus petit volume observable.

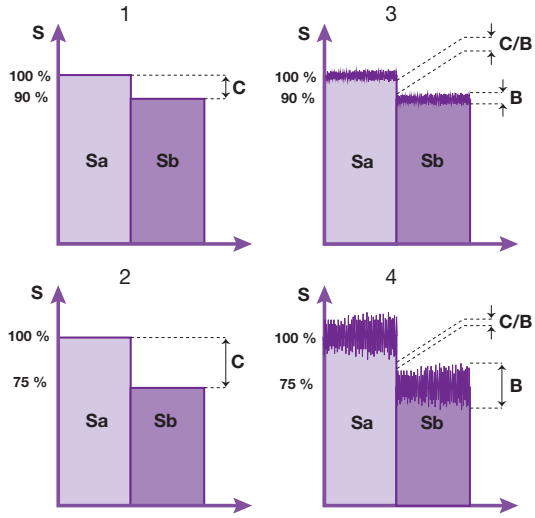



**Fig. 8-2.** Notion de contraste et contraste sur bruit. Sa et Sb représentent deux structures anatomiques avec respectivement un contraste «intrinsèque» de 10 % (1 et 3) et 25 % (2 et 4). Bien que le contraste soit supérieur sur l'image 4 par rapport à l'image 3, la discrimination entre les deux structures anatomiques est plus difficile en 4 (/3) car la valeur du bruit est également majorée en 4 (/3) : le contraste C est meilleur en 4 (/3) mais le rapport C/B est meilleur en 3 (/4).

Dans la pratique, elle dépend directement du volume du voxel qui est égal à la taille du pixel multipliée par l'épaisseur de coupe (volume du voxel = dx · dy · Ec, c'est-à-dire dimension en x × dimension en y × épaisseur de coupe).

La taille du pixel est contrôlée par la taille du champ d'exploration (FOV – field of view) et par la matrice : la résolution spatiale augmente avec la matrice pour un champ donné, et à matrice équivalente lorsque le champ diminue. La résolution spatiale augmente également lorsque l'épaisseur de coupe diminue.

Mais, l'augmentation de la résolution spatiale entraîne une baisse immédiate du rapport S/B, celui-ci étant proportionnel au volume du voxel (relation [2]).

Le contrôle de la résolution spatiale par la taille du voxel est effectif si le contraste et le rapport S/B sont suffisants. En effet, le gain en résolution spatiale peut être inefficace si l'image est trop bruitée du fait d'un voxel trop petit.

Pour chaque image, il existe un compromis idéal entre le rapport S/B, le contraste et la résolution spatiale (déterminé par la notion de pouvoir de résolution[1]). Il s'agit là du problème qui se pose constamment à l'opérateur en IRM : la recherche du meilleur compromis entre le rapport S/B, le contraste et la résolution spatiale.

## Les artéfacts

La présence d'artéfacts peut considérablement réduire la qualité de l'image IRM. Leur influence peut également être considérée comme un critère de qualité.

Les principaux artéfacts sont (voir Chapitre 11 pour plus de détails) :

- les artéfacts liés au système IRM : artéfacts de troncature, repliement (aliasing), déplacement chimique, susceptibilité magnétique, phénomène d'excitation croisée, artéfacts liés à l'utilisation de certaines séquences ou à des éléments matériels ;
- les artéfacts liés au patient : artéfacts métalliques, artéfacts de mouvement (mouvements volontaires et involontaires : mouvements cardiaques et respiratoires, flux sanguin, péristaltisme). Les artéfacts de mouvement, par exemple, agissent sur la qualité de l'image en diminuant le pouvoir de résolution.

## Corollaire : le temps d'acquisition

Le temps d'acquisition est un élément incontournable en exploration IRM. Il s'oppose souvent aux efforts entrepris pour améliorer la qualité de l'image.

Le temps d'acquisition se calcule de la manière suivante (voir Chapitre 6) :

En 2DFT :

$$Tac = TR \cdot Np \cdot Nex \qquad [3]$$

TR = temps de répétition ; Np (ou Nl ou Cp) = nombre de lignes de la matrice ou nombre d'incrémentations du gradient de codage de phase ; Nex = nombre d'excitations.

Le temps d'acquisition est un élément primordial car il conditionne la durée de l'immobilité du patient durant la séquence, et par conséquent la qualité de l'exploration.

Les paramètres mis en œuvre pour son calcul influencent soit le rapport S/B, soit la résolution, soit le contraste. Le temps d'acquisition est donc à considérer comme un élément supplémentaire dans les critères de qualité d'une image IRM.

Rappelons de plus qu'il est possible de réaliser plusieurs coupes (mode multicoupes) durant le même temps d'acquisition. Le nombre total de coupes réalisable est fonction du TR et du $TE_t$ (TE du dernier écho : «tardif»); il est égal à :

$$TR/TE_t(+ts) \qquad [4]$$

où ts représente un temps supplémentaire propre à chaque appareil.

En 3DFT, le temps d'acquisition dépend, outre les paramètres évoqués dans la relation [3],

1 T = pouvoir de résolution : $T\#(S/B)^2 \cdot C^2$ avec S/B = rapport signal sur bruit et C = contraste de l'image. Le pouvoir de résolution détermine la possibilité de discriminer une structure normale d'une structure pathologique. La recherche d'une haute résolution spatiale peut diminuer le pouvoir de résolution (et par conséquent la possibilité de mettre en évidence une structure pathologique) par une baisse du rapport S/B. Enfin, le pouvoir de résolution est également affecté par les artéfacts de mouvement.

d'un second gradient de phase (Npz) dans l'axe de sélection de coupes correspondant au nombre de partitions dans le volume ou au nombre de coupes (voir Chapitre 6) :

En 3DFT :

$$Tac = TR \cdot Nex \cdot Npy \cdot Npz \qquad [5]$$

Npy = nombre de lignes de la matrice ou nombre d'incrémentations du gradient de codage de phase; Npz = nombre d'incrémentations du second gradient de phase dans l'axe de sélection de coupe ou nombre de coupes.

Enfin, le temps d'acquisition pourra encore dépendre de paramètres supplémentaires en imagerie rapide (voir Chapitre 9).

Ainsi, la qualité d'image est un problème permanent qui se pose à l'opérateur en IRM. Celui-ci est constamment à la recherche du meilleur compromis possible entre un bon rapport signal sur bruit, une résolution spatiale optimale et une durée d'examen acceptable. Pour un contraste donné, ces trois paramètres sont liés, l'amélioration dans un domaine se faisant au détriment de l'un ou des deux autres (fig. 8-3).

C'est essentiellement en jonglant avec les différents paramètres qu'il sera possible de maintenir une qualité d'image optimale.

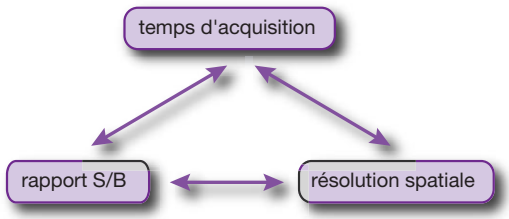



**Fig. 8-3.** Influence réciproque entre temps d'acquisition, rapport S/B et résolution spatiale.
Pour un contraste donné, ces trois paramètres sont liés, la modification dans un domaine se faisant au détriment de l'un ou des deux autres.

## Les paramètres en exploration IRM

La complexité de l'IRM tient certainement à l'aspect multiparamétrique de cette technique. Les paramètres mis en jeu vont influencer la qualité de l'image en modifiant un ou plusieurs des critères étudiés précédemment. Rappelons que certains paramètres sont inaccessibles à l'opérateur; d'autres, en revanche, dépendent directement du paramétrage lors de la préparation de la séquence d'acquisition.

### Les paramètres non opérateur-dépendants

Il s'agit des paramètres sur lesquels l'opérateur n'a que peu de contrôle. Ils sont de deux types.

#### Paramètres inhérents aux tissus étudiés

Densité de protons, temps de relaxation T1 et T2, flux, etc., dont l'effet sur l'intensité du signal est décrit par la relation [1]. Ils influencent le rapport S/B mais aussi le contraste.

#### Paramètres dépendant du système

Ils sont fixés par le constructeur et comprennent :

- l'aimant : le rapport S/B est proportionnel au champ magnétique $\vec{B}_0$ qui doit être le plus homogène possible (contrôlé par les bobines de shim);
- l'émetteur : une amplification non linéaire est responsable d'une déformation de l'onde excitatrice, d'où le phénomène d'excitation croisée (*voir* Chapitre 11).

Ils comprennent également deux éléments dont les caractéristiques sont déterminées par le constructeur, mais sur lesquels l'opérateur a une certaine action :

- les gradients : ils sont caractérisés par leur intensité maximale qui détermine les limites inférieures de l'épaisseur de coupe, du FOV et du TE, par leur linéarité et par leur temps de montée. L'opérateur agit sur les gradients lorsqu'il choisit le plan et l'épaisseur de coupe;
- les antennes : elles sont le maillon essentiel de la chaîne de réception du signal. Elles sont caractérisées par leur sensibilité et leur gain. Elles sont de deux types : antennes cylindriques (ou de volume) et antennes de surface. Les antennes de surface permettent d'obtenir le meilleur rapport S/B tout en augmentant la résolution spatiale (diminution du FOV),

mais elles n'explorent qu'une faible profondeur. Les antennes sont choisies par l'opérateur en fonction de la région à explorer, selon des protocoles bien définis (voir Chapitre 13).

## Les paramètres opérateur-dépendants

Ils sont accessibles lors de la mise en place d'une séquence d'acquisition et vont permettre à l'opérateur d'effectuer le choix optimal en fonction de la région explorée et de la lésion recherchée.

### Les paramètres qui modifient le contraste

Pour les séquences courantes (spin écho et écho de gradient), les paramètres accessibles sont le TR, le TE et l'angle de bascule θ.

En spin écho, où se succèdent des impulsions RF de 90° et de 180°, le contraste est déterminé par une combinaison des TR et TE (voir Chapitre 5) :

- TR court (400 à 600 ms), TE court (15 ms) → image pondérée en T1;
- TR long (2 000 à 2 500 ms), TE court → image pondérée en densité de protons;
- TR long, TE long (80 à 120 ms) → image pondérée en T2.

Par ailleurs, nous savons que la repousse de l'aimantation longitudinale est plus importante pour un TR long. On peut en déduire que le rapport S/B augmente avec le TR jusqu'à une valeur maximale : ainsi, 96 % du signal disponible sont obtenus lorsque TR = 3 T1, le signal étant proportionnel à [1 – exp (– TR/T1)]. En revanche, lorsque le TR diminue (en pratique TR < T1), l'aimantation longitudinale ne repoussera pas suffisamment, d'où une diminution du signal disponible et par conséquent une dégradation du rapport S/B (fig. 8-4). De plus, les TR courts permettent la réalisation de moins de coupes (relation [4]), mais ils diminuent le temps d'acquisition (relation [3]).

Le rapport S/B dépend également du TE. Le TE optimal est le TE minimal permis par l'appareil. En effet, lorsque le TE augmente, le signal diminue (décroissance en T2) (fig. 8-5). Pour compenser cette baisse de signal lorsque le TE augmente, certains imageurs permettent de réduire la largeur de la bande passante (BP), d'où une augmentation du signal (relation [2] : S/B # $1/\sqrt{BP}$). Ainsi, pour des TE longs, indispensables pour obtenir une pondération T2, la perte de signal est moins importante que prévu. Néanmoins, le nombre de coupes diminue lorsque le TE augmente.

Il faut différencier la recherche d'un bon rapport S/B de l'obtention du contraste désiré : pour une pondération T1, le TR optimal se situe aux alentours des T1 des tissus pour un TE minimal; abaisser trop le TR (bien en dessous du T1 pour mieux pondérer en T1) conduirait à une perte importante de signal.

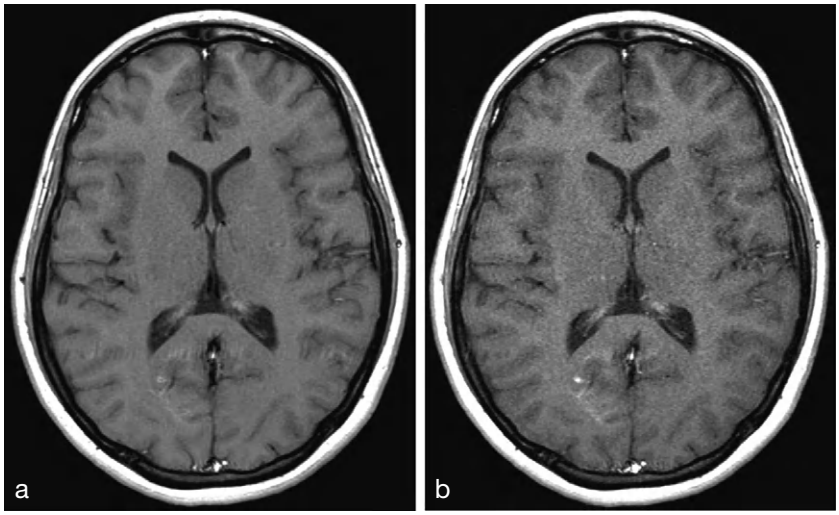



**Fig. 8-4.** Influence de la modification du TR sur le rapport S/B.
Coupes réalisées en SE pondérées T1. (a) TR = 600 ms (TE = 14 ms). (b) TR = 300 ms (même TE).
Lorsque le TR diminue (b), l'aimantation longitudinale ne repousse pas suffisamment, d'où une diminution du signal disponible et par conséquent une dégradation du rapport S/B.
*Images : Sandrine Lefort.*

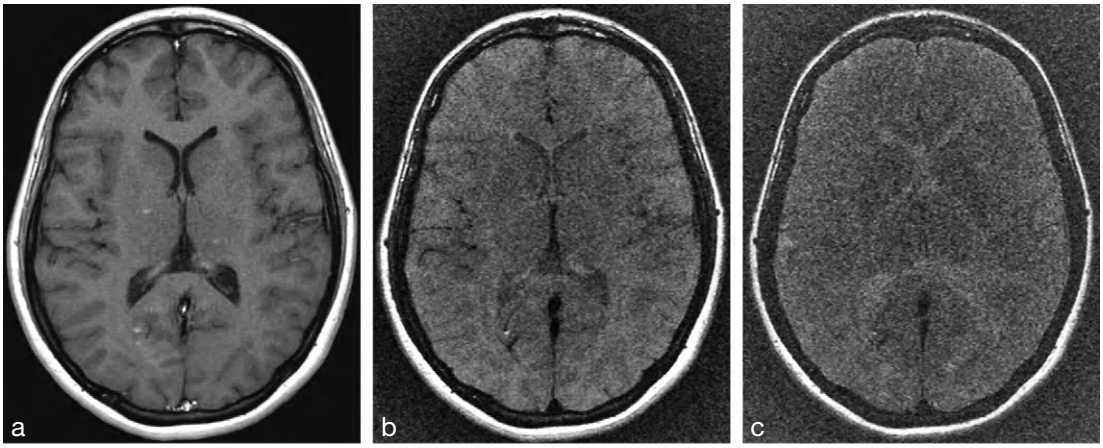



**Fig. 8-5.** Influence de la modification du TE sur le rapport S/B.
Coupes réalisées en SE pondérées T1. (a) TE = 14 ms. (b) TE = 70 ms. (c) TE = 120 ms (TR = 400 ms pour les trois images).
Lorsque le TE augmente, le signal diminue car on est de plus en plus loin sur la courbe de décroissance en T2. Sur (c) (TE à 120 ms), on constate l'augmentation de la pondération T2.
*Images : Sandrine Lefort.*

Une pondération T2 nécessite des TR et TE longs, mais au détriment du rapport S/B optimal.

En séquence rapide d'écho de gradient, nous le verrons, un troisième paramètre influencera le contraste : il s'agit de l'angle de bascule.

Sur le plan du contraste dans ce type de séquence, et pour des TR tels que nous les utilisons habituellement (200 à 600 ms), un angle de bascule supérieur à 45° donne plutôt une pondération T1 alors qu'un angle plus faible pondère plutôt l'image en T2*/ρ.

Au point de vue rapport S/B, lorsque les TR sont courts (< T1), la diminution de l'angle de bascule à des valeurs inférieures à 90° permet paradoxalement d'augmenter le signal disponible. Le signal est alors optimal pour une valeur d'angle appelée angle d'Ernst (voir Chapitre 9).

En définitive, certaines valeurs de TR, de TE et d'angle de bascule étant incontournables pour obtenir le contraste désiré, la marge de manœuvre de l'opérateur est assez faible : il s'agit de trouver le bon compromis entre le contraste (T1 ou T2) désiré et un rapport S/B satisfaisant, en sachant de plus que le TR influencera le temps d'acquisition et que TR et TE déterminent le nombre de coupes.

## Les paramètres qui ne modifient pas le contraste

Il s'agit des données qui modifient le volume du voxel (épaisseur de coupe, FOV, matrice), du nombre d'excitations et accessoirement de la bande passante. Ce sont les paramètres qui laissent à l'opérateur le plus de latitude dans ses choix.

### L'épaisseur de coupe

La relation [2] montre que le rapport S/B est proportionnel à l'épaisseur de coupe (S/B # à Ec). En effet, en augmentant l'épaisseur de coupe, la taille du voxel augmente et ainsi plus de protons participent à la réalisation du signal : le rapport S/B est plus élevé.

En revanche, la résolution spatiale est moins bonne. Les effets de volume partiel sont majorés avec des coupes épaisses; cependant, elles permettent de couvrir une région anatomique plus large (fig. 8-6).

Rappelons, par ailleurs, que l'épaisseur de coupe est déterminée par l'amplitude du gradient de sélection de coupe ainsi que par la bande passante de l'impulsion RF (voir plus loin le paragraphe sur la bande passante p. 128).

Le temps d'acquisition en 2DFT est indépendant de l'épaisseur de coupe (relation [3]). Il

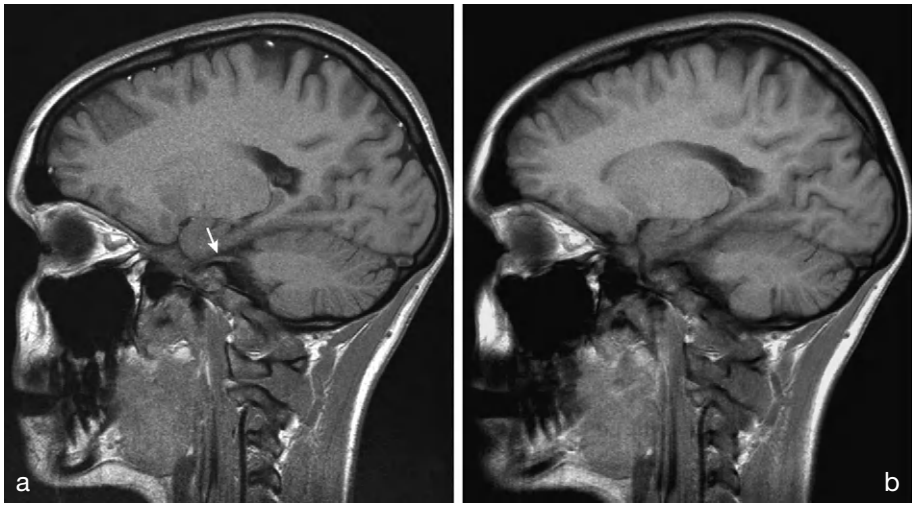



**Fig. 8-6.** Influence de la variation de l'épaisseur de coupe.
Coupe parasagittale du crâne pondérée en $T_1$. (a) Épaisseur de coupe = 3 mm. (b) Épaisseur de coupe = 7 mm. Lorsque l'épaisseur de coupe diminue, la résolution spatiale augmente mais au détriment du rapport S/B. On a une meilleure visualisation des structures fines comme, par exemple, le nerf trijumeau sur (a) (flèche blanche).

est toutefois possible de réaliser des coupes fines sans dégrader le rapport S/B à l'aide d'acquisitions tridimensionnelles (3DFT). À paramètres équivalents, le rapport S/B en 3DFT est supérieur au rapport S/B en 2DFT multicoupes. Malheureusement, le temps d'acquisition augmente en conséquence (proportionnel au nombre de coupes – relation [5]).

Enfin, il faut tenir compte de l'espacement intercoupes : l'onde excitatrice n'étant pas strictement rectangulaire mais plutôt trapézoïdale, les coupes jointives peuvent être affectées par le phénomène d'excitation croisée qui dégrade l'image (voir Chapitre 11).

### Le champ de vue et matrice

Ces deux paramètres sont indissociables : ils permettent de contrôler la taille du pixel et par conséquent le volume du voxel.

La taille du pixel est déterminée en fonction du FOV et de la matrice, de la manière suivante (tableau 8-1) :

$$dx = Dx/Nx \qquad dy = Dy/Ny \qquad [6]$$

dx = taille du pixel en x; dy = taille du pixel en y; Dx, Dy = respectivement dimensions du FOV dans les directions x et y; Nx (ou Nf) = nombre de colonnes de la matrice (f pour

**Tableau 8-1** Relation entre FOV, matrice et taille du pixel : dimension du pixel (en mm) en fonction du FOV (en cm) et de la matrice (option pixels carrés) (relation [6]).

| | MATRICE | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| FOV | | 64 | 96 | 128 | 160 | 192 | 224 | 256 | 512 |
| | 42 | 6,56 | 4,38 | 3,28 | 2,63 | 2,19 | 1,88 | 1,64 | 0,82 |
| | 35 | 5,47 | 3,65 | 2,73 | 2,19 | 1,82 | 1,56 | 1,37 | 0,68 |
| | 30 | 4,69 | 3,13 | 2,34 | 1,88 | 1,56 | 1,34 | 1,17 | 0,58 |
| | 25 | 3,91 | 2,60 | 1,95 | 1,56 | 1,30 | 1,12 | 0,98 | 0,49 |
| | 20 | 3,13 | 2,08 | 1,56 | 1,25 | 1,04 | 0,89 | 0,78 | 0,39 |
| | 15 | 2,34 | 1,56 | 1,17 | 0,94 | 0,78 | 0,67 | 0,59 | 0,29 |

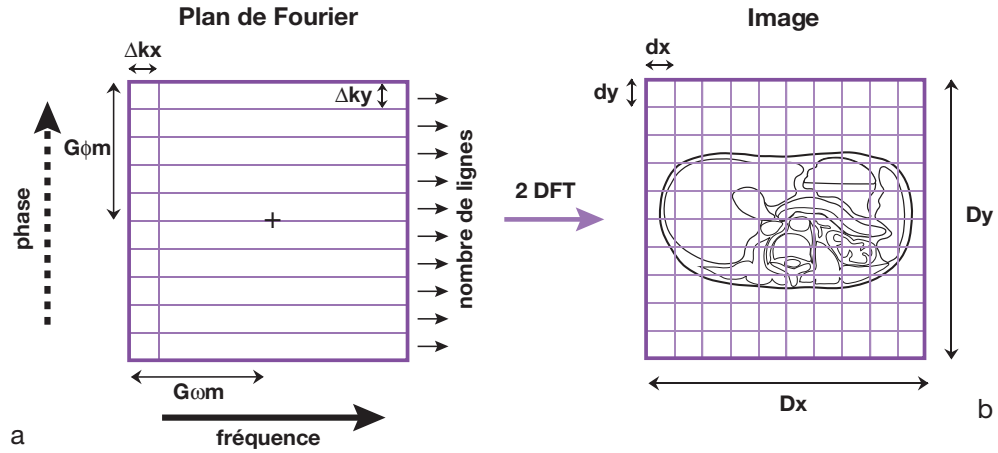



**Fig. 8-7.** Le plan de Fourier et l'image sont reliés par les définitions suivantes :
– les différences d'amplitude du gradient de phase et de fréquence (Δky, Δkx) sont inversement proportionnelles à la dimension du FOV de l'image (Dy, Dx) :

$$\begin{aligned} Dy &= k(1/\Delta ky) \\ Dx &= k(1/\Delta kx) \end{aligned} \qquad [7]$$

– la taille du pixel en y et en x (dy, dx) est inversement proportionnelle à l'amplitude maximale du gradient de phase et de fréquence (Gϕm, Gωm) pour une dimension donnée du plan de Fourier :

$$\begin{aligned} dy &= k(1/G\phi m) \\ dx &= k(1/G\omega m) \end{aligned} \qquad [8]$$

fréquence); Ny (ou Np) = nombre de lignes de la matrice (p pour phase).

Le pixel peut donc être modifié en changeant soit le FOV, soit la matrice, soit les deux à la fois. Il est possible de ne modifier qu'un seul côté de la matrice : on parle alors de matrice asymétrique.

En ce qui concerne le plan Fourier (voir Chapitre 7), l'espacement entre les lignes (correspondant aux différences d'amplitude entre les applications successives du gradient de phase Δky) et entre les colonnes (différences d'amplitude du gradient de fréquence Δkx) va déterminer le FOV. La résolution spatiale dépend de la dimension du plan de Fourier et de l'amplitude maximale (Gϕm, Gωm) des gradients de phase et de fréquence[2] (fig. 8-7).

Les différences d'amplitude du gradient de phase et de fréquence (Δky, Δkx) sont inversement proportionnelles à la dimension du FOV de l'image (Dy, Dx) :

$$\begin{aligned} Dy &= k(1/\Delta ky) \\ Dx &= k(1/\Delta kx) \end{aligned} \qquad [7]$$

La taille du pixel en y et en x (dy, dx) est inversement proportionnelle à l'amplitude maximale du gradient de phase et de fréquence (Gϕm, Gωm) pour une dimension donnée du plan de Fourier (voir fig. 8-7) :

$$\begin{aligned} dy &= k(1/G\phi m) \\ dx &= k(1/G\omega m) \end{aligned} \qquad [8]$$

Ainsi, lorsqu'on passe d'une matrice 256 × 256 à une matrice 128 × 128, la réduction de l'échelle du plan de Fourier (diminution de Gϕm et Gωm) entraîne une augmentation de la taille du pixel de l'image (et une diminution de la résolution spatiale) (fig. 8-8).

Lorsque l'on utilise des matrices asymétriques, deux grandes possibilités peuvent se présenter :

1. Réduction de la taille de la matrice (asymétrique avec FOV carré et pixels rectangulaires). Considérons, tout d'abord, un champ de vue de taille constante (carré). La réduction d'un côté de la matrice entraîne une modification du pixel.

2 Rappelons que les gradients de champs magnétiques sont symétriques par rapport à $\vec{B}_0$ : ainsi, une amplitude nulle des deux gradients correspond au centre du plan de Fourier (représenté ici par une croix). L'amplitude maximale du gradient de phase ou de fréquence est déterminée par la différence d'amplitude des gradients entre le centre et la périphérie du plan de Fourier (Gϕm ou Gωm).

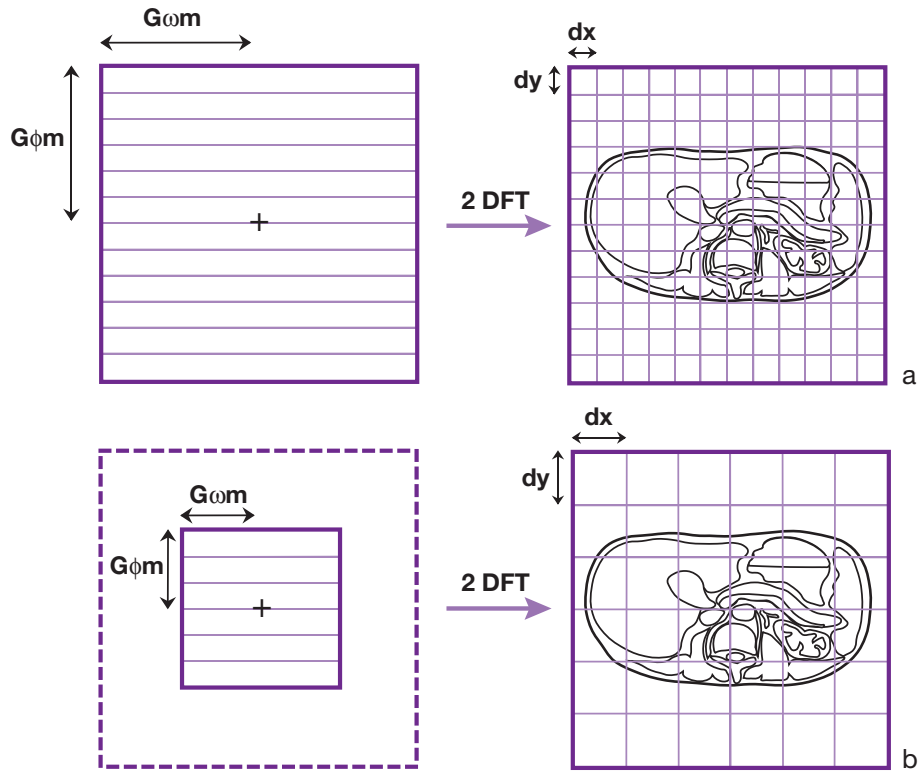



**Fig. 8-8.** Plan de Fourier et taille du pixel de l'image.
Lorsqu'on passe d'une matrice 256 × 256 (a) à une matrice 128 × 128 (b), la réduction de l'échelle du plan de Fourier (diminution de Gϕm et Gωm) entraîne une augmentation de la taille du pixel de l'image (et une diminution de la résolution spatiale) (dy = k(1/Gϕm) et dx = k(1/Gωm) – relation [8]).

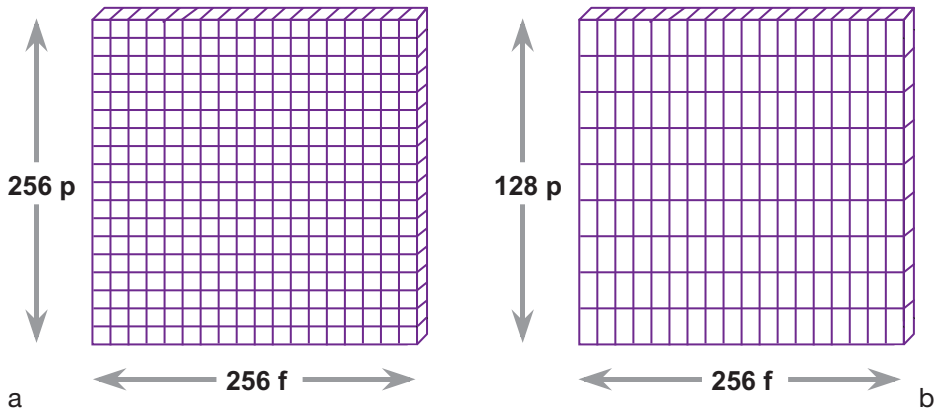



**Fig. 8-9.** Les champs de vue des deux images (a et b) sont de la même taille (carré).
L'image (b) est acquise deux fois plus vite (Np de b = 128, c'est-à-dire divisé par 2, Np de a = 256), mais sa résolution spatiale diminue de moitié dans le sens du codage de phase (pixel rectangulaire), alors que son rapport S/B augmente de 41 %.

Les pixels deviennent rectangulaires avec pour conséquence une augmentation du rapport S/B mais aussi une diminution de la résolution spatiale (fig. 8-9). Néanmoins, le gain en rapport S/B n'est que relatif. En effet, la réduction du nombre de lignes entraîne une baisse du rapport S/B (S/B # $\sqrt{Np}$), ce qui diminue le gain obtenu en augmentant la surface du pixel (relation [2]). D'autre part, la réduction de la matrice par le nombre de ligne (gradient de codage de phase) diminue le temps d'acquisition (relation [3]).

### Exemple

Si le FOV demeure constant (carré) et si on réduit la matrice de 256p à 128p (matrice asymétrique par diminution du nombre de lignes ou matrice rectangulaire), le pixel devient rectangulaire (double de taille dans ce cas) : le rapport S/B est donc multiplié par 2. Mais, le nombre de lignes diminuant de moitié (Np divisé par 2), le rapport S/B sera par ailleurs divisé par $\sqrt{2}$ (multiplié par $1/\sqrt{2}$). Le gain ne sera que de $2/\sqrt{2} = \sqrt{2} = 1,41$, soit de 41 %. La résolution spatiale est deux fois moins bonne, mais l'image est acquise deux fois plus vite (fig. 8-9).

Ainsi, pour une matrice asymétrique à FOV carré (matrice rectangulaire), on remplit moins de lignes «effectives» du plan de Fourier. Pour ce faire, on dispose en fait de deux possibilités (fig. 8-10) :

- soit réduire la dimension du plan de Fourier dans le sens de la phase, mais en conservant la différence d'amplitude Δky par rapport à une matrice symétrique (d'où réduction du nombre de lignes). On «étire» ainsi le pixel dans la direction Dy (c'est l'option pixels rectangulaires) (fig. 8-10a);
- soit conserver la dimension initiale du plan de Fourier tout en réduisant le nombre de lignes «effectives». Les «portions» non utilisées du plan de Fourier sont remplies par des lignes de 0 (zero filling). On conserve alors des pixels carrés mais avec une perte de «résolution» (dans un sens) due à la perte des hautes fréquences dans le plan de Fourier (fig. 8-10b).

2. Réduction du champ de vue (devient rectangulaire avec matrice asymétrique et pixels carrés). Considérons maintenant le cas où on réduit le champ de vue (FOV rectangulaire avec matrice asymétrique), les pixels restant carrés, l'image étant simplement diminuée en nombre de lignes et en taille dans le sens du codage de phase. La

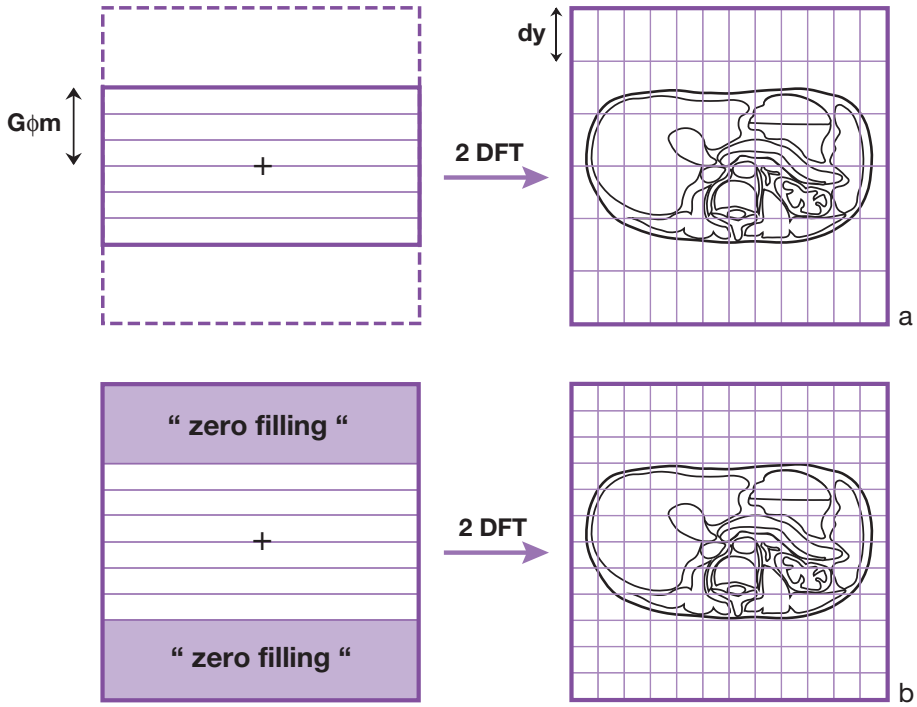



**Fig. 8-10.** Plan de Fourier et matrice asymétrique.
Pour une matrice asymétrique à FOV carré (matrice rectangulaire), on remplit moins de lignes «effectives» du plan de Fourier. Pour ce faire, on dispose de deux possibilités :
– réduire la dimension du plan de Fourier dans le sens de la phase (en conservant la différence d'amplitude Δky par rapport à une matrice symétrique), d'où réduction du nombre de lignes; l'amplitude maximale du gradient de phase Gϕm diminue : on augmente ainsi la taille du pixel dy dans la direction Dy (relation [8]) (c'est l'option pixels rectangulaires) (a);
– remplir les lignes non utilisées du plan de Fourier par des lignes de 0 (zero filling); on conserve alors des pixels carrés mais avec une perte de «résolution» (dans un sens) due à la perte des hautes fréquences dans le plan de Fourier (b).

résolution spatiale est la même que pour une image avec FOV et matrice carrée. Le champ de vue rectangulaire permet dans ce cas une adaptation à la région explorée (si l'objet est plus long dans une dimension !) (fig. 8-11). Cependant, le rapport S/B est diminué (S/B # $\sqrt{Np}$), mais le temps d'acquisition baisse également car la réduction de la matrice se fait par le nombre de lignes (relation [3]).

### Exemple

Si le FOV est réduit de moitié dans le sens du codage de phase (Dy diminué de moitié) et la matrice réduite de 256p à 128p, les pixels restant carrés : la résolution spatiale est inchangée mais le rapport S/B baisse en $1/\sqrt{2}$ (Np réduit de moitié !). L'image est aussi acquise deux fois plus vite (voir fig. 8-11).

Au niveau du plan de Fourier, dans le cas des FOV rectangulaires, la différence d'amplitude Δky est augmentée pour une même dimension du plan de Fourier, conduisant ainsi à une diminution de la dimension du FOV dans la direction y (Dy) (fig. 8-12).

En résumé, par rapport à une image de référence et son plan de Fourier correspondant, on observe que (fig. 8-13) :

- l'espacement des points dans le plan de Fourier (correspondant, en fait, à une augmentation d'amplitude du gradient de phase et/ou de fréquence) entraîne une diminution du FOV dans la même direction; si le nombre de points est réduit proportionnellement, la résolution spatiale est inchangée;

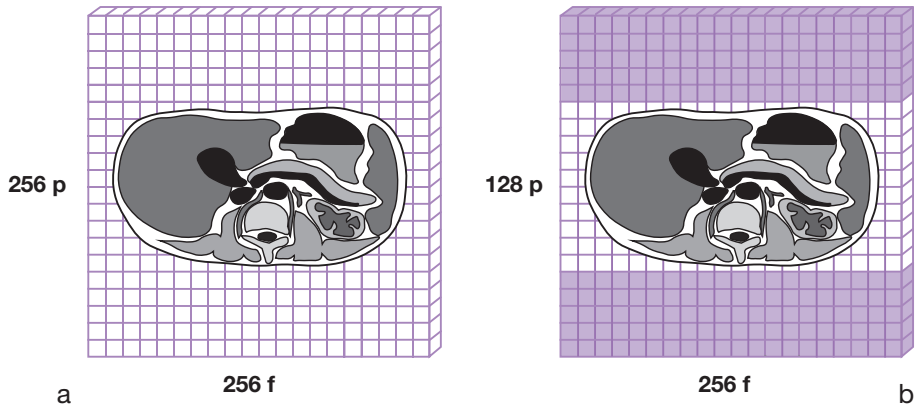



**Fig. 8-11.** Ces deux images axiales illustrent l'intérêt d'utiliser une matrice et un champ asymétriques.
Sur (b), le champ de reconstruction a été adapté (et centré) par rapport à la taille de l'objet. Les pixels des deux images (a et b) sont de la même taille (carrés) : la résolution spatiale est la même. L'image (b) est acquise deux fois plus vite (Np de b = 128 c'est-à-dire divisée par 2, Np de a = 256), son FOV est réduit de moitié dans le sens du codage de phase (Dy diminué de moitié) mais son rapport S/B chute également en $1/\sqrt{2}$ (Np réduit de moitié !).

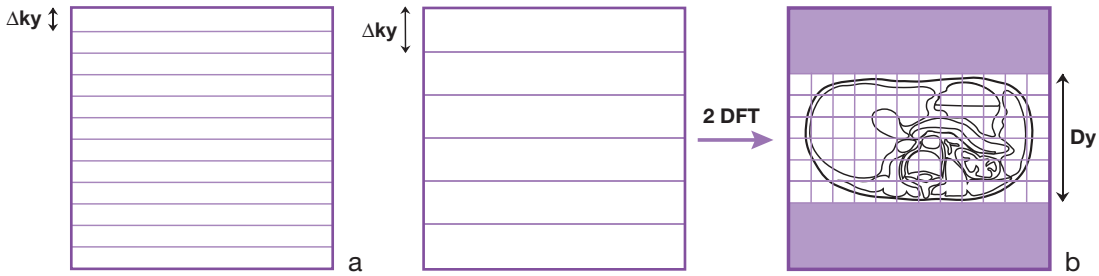



**Fig. 8-12.** Plan de Fourier et FOV rectangulaire.
Pour une matrice 128p × 256f avec un FOV rectangulaire (b), la différence d'amplitude Δky est doublée dans le plan de Fourier par rapport à une matrice 256p × 256f (a). La dimension du FOV est ainsi divisée par 2 dans la direction y (Dy) (relation [7]); l'image (b) est acquise deux fois plus vite sans perte de résolution spatiale mais avec une diminution du rapport S/B.

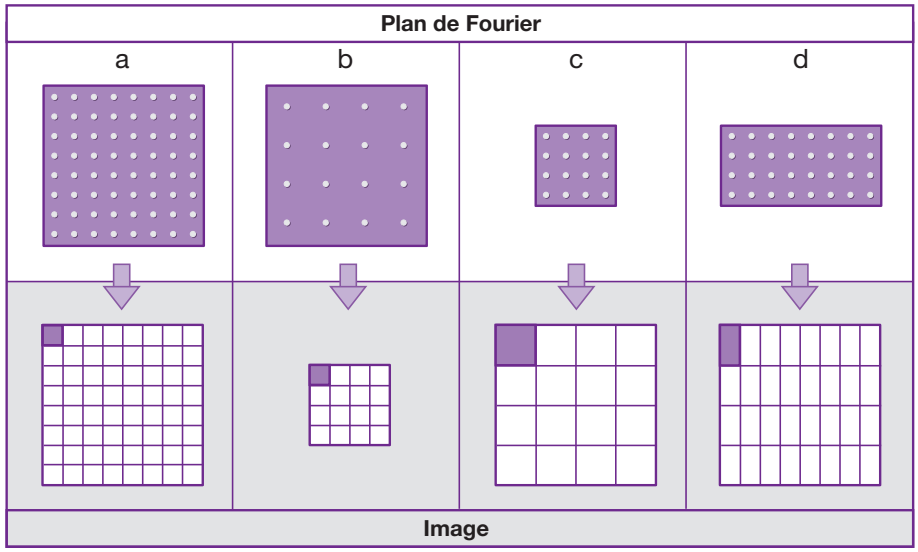



**Fig. 8-13.** Correspondance entre l'échantillonnage du plan de Fourier et l'image.
Lorsqu'on espace les points dans le plan de Fourier (ce qui revient à augmenter l'amplitude des gradients), on obtient une diminution du FOV (b par rapport à a). Si le nombre de points est réduit proportionnellement, la résolution spatiale est inchangée (b).
La réduction de la dimension du plan de Fourier dans une direction donnée, accompagnée d'une réduction du nombre de points correspondante, entraîne une augmentation de la taille du pixel dans la même direction : la résolution spatiale diminue (c : matrice symétrique = pixels carrés; d : matrice asymétrique = pixels rectangulaires).

- la réduction de l'échelle du plan de Fourier dans une direction donnée, accompagnée d'une réduction du nombre de points correspondante, entraîne une augmentation de la taille du pixel dans la même direction.

Les machines actuelles proposent habituellement de multiples choix entre pixels carrés et pixels rectangulaires pour des matrices asymétriques ou symétriques et des champs carrés ou rectangulaires, ainsi que le choix du sens des gradients de phase et de fréquence.

Les pixels restent carrés si la réduction du FOV et la réduction de la matrice (dans le sens du codage de phase) sont proportionnelles.

### Exemple

- Pour un FOV carré de 250 mm et une matrice de 256 × 256, la taille du pixel est de 0,98 × 0,98 mm (voir tableau 8-1); le temps d'acquisition est de 2 min 11 s pour TR = 500 millisecondes et Nex = 1.
- Si on passe à une matrice 192p × 256f en réduisant le FOV dans les mêmes proportions, on obtient un FOV rectangulaire de 188 × 250 mm; la taille du pixel est inchangée (0,98 × 0,98 mm); en revanche, le temps d'acquisition passe à 1 min 39 s pour TR et Nex inchangés.

Mais si le FOV rectangulaire est maintenu à la même dimension avec une réduction de la matrice supérieure à celle du FOV, la taille du pixel augmente au détriment de la résolution spatiale (les pixels redeviennent rectangulaires) mais avec un gain de temps supérieur.

### Exemple

Reprenons l'exemple précédent : on peut conserver le même FOV rectangulaire (188 × 250 mm) avec une matrice réduite à 132p × 256f; la taille du pixel sera de 1,42(y) × 0,98(x) mm; le temps d'acquisition sera de 1 min 09 s pour TR et Nex inchangés (fig. 8-14).

L'option pixels carrés permet de maintenir une excellente résolution spatiale tout en diminuant le temps d'acquisition. Lorsqu'on réduit la taille de la matrice en diminuant le nombre de lignes de codage de phase (on supprime les lignes inutiles de l'image), le FOV est rectangulaire. La résolution spatiale est alors contrôlée par le plus grand côté de la matrice. Les gradients de phase et de fréquence peuvent au besoin être inversés afin d'adapter la matrice asymétrique à la région anatomique étudiée (fig. 8-15). Le gain de

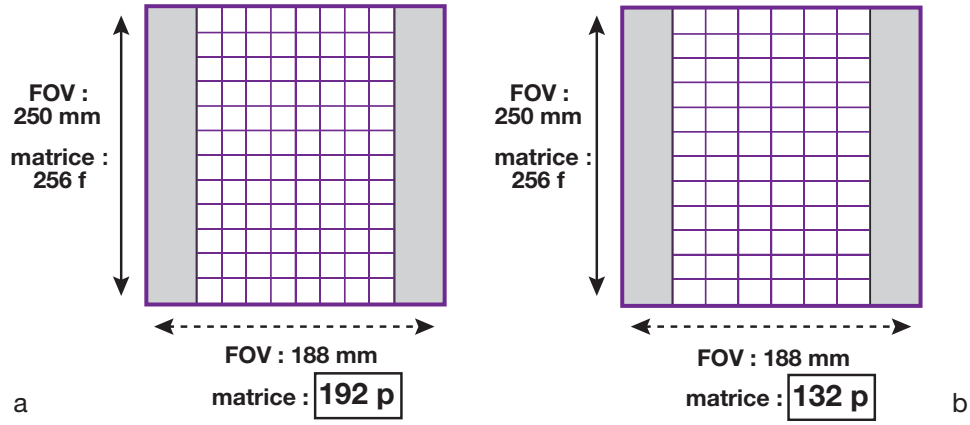



**Fig. 8-14.** Dans les images a et b, la dimension du FOV rectangulaire est la même (188 × 250 mm). Mais la matrice de l'image (b) est réduite à 132p × 256f (par rapport à 192p × 256f pour l'image a), conduisant à une augmentation de la taille du pixel dans la direction y (au détriment de la résolution spatiale) et à une réduction du temps d'acquisition.

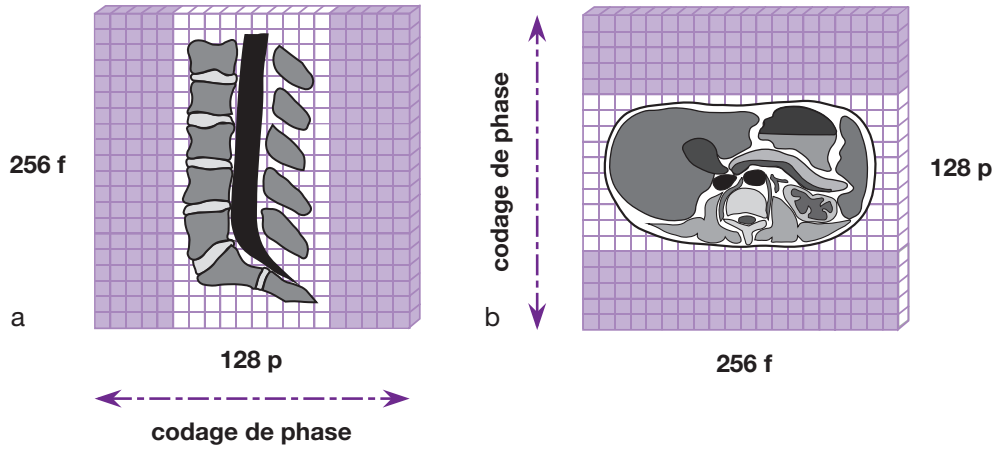



**Fig. 8-15.** Les images avec FOV et matrices asymétriques (pixels carrés) permettent de s'adapter à la région d'intérêt par inversion du codage de phase. L'acquisition de l'image est plus rapide (avec cependant comme corollaire une perte en rapport S/B).

temps important justifie l'utilisation presque systématique de ce type de matrice. En revanche, le rapport S/B est diminué et, si le champ est trop petit par rapport à l'objet, l'artéfact de repliement peut apparaître (voir également «Aliasing», Chapitre 11) (fig. 8-16).

L'option pixels rectangulaires permet, dans la pratique, pour un champ de taille constant (carré), d'explorer une zone plus large tout en diminuant le temps d'acquisition et en augmentant le rapport S/B. Le seul inconvénient est une légère dégradation de la résolution spatiale, comme nous l'avions vu dans la figure 8-9. C'est une des techniques permettant de supprimer l'artéfact de repliement (voir également «Aliasing», Chapitre 11).

Nous constatons donc qu'il est primordial de connaître la direction d'application des gradients de phase et de fréquence. En fait, les différents constructeurs d'IRM pré-positionnent le sens du gradient de codage de phase (et donc de fréquence) en fonction du plan de coupe utilisé. En général, le gradient de codage de phase est positionné de la manière suivante :

- pour des coupes sagittales : axe antéro-postérieur ;
- pour des coupes coronales : axe droite-gauche ;
- pour des coupes transverses : axe antéro-postérieur.

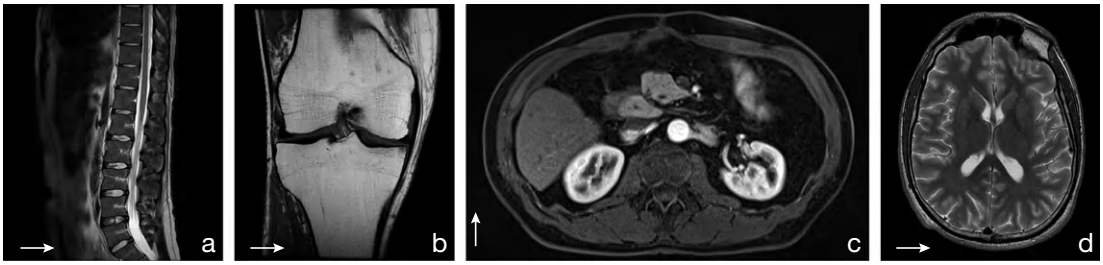



**Fig. 8-16.** Direction du codage de phase en fonction du plan de coupe.
La direction du codage de phase est ici indiquée par une flèche sur chaque image. Elle est antéro-postérieure pour les coupe sagittales (a), droite-gauche pour les coupes coronales (b), antéro-postérieure pour les coupes transverses (c), cette direction étant inversée, logiquement, pour les coupe transverses du cerveau afin de devenir droite-gauche (d).

Les constructeurs indiquent par une flèche sur les images la direction du codage de phase ou de fréquence (fig. 8-16).

Comme nous l'avons déjà vu dans la figure 8-15, l'utilisateur a toute latitude pour modifier la direction d'application du codage de phase. Cette notion est importante non seulement pour gagner du temps, mais également dans le but de reconnaître certains artéfacts ou d'en diminuer les effets délétères (voir chapitre 11).

Lorsque la matrice est constante, la taille du pixel peut être modifiée en changeant le FOV. Un champ plus grand permet d'explorer une région anatomique plus étendue et d'éviter les artéfacts de repliement, mais au détriment de la résolution spatiale (pixels plus grands). En revanche, le rapport S/B est amélioré puisqu'il est proportionnel au carré du champ de vue ($S/B \# FOV^2$)[3]. Inversement, lorsque le FOV diminue, le rapport S/B est moins bon mais la résolution spatiale augmente (fig. 8-17).

**Exemple**

Matrice 192 × 192, pixels carrés :
- pour FOV = 20 cm, le côté du pixel mesure environ 1 mm ($1 \times 1 = 1$ mm$^2$);
- pour FOV = 40 cm, le côté du pixel mesure environ 2 mm ($2 \times 2 = 4$ mm$^2$).

Le rapport S/B augmente de 300 % (× 4 !).

### Le nombre d'excitations

Il modifie le rapport S/B et le temps d'acquisition sans influencer la résolution spatiale.

D'après la relation [2], $S/B \# \sqrt{Nex}$. Ainsi, multiplier les excitations par deux, en maintenant les autres paramètres constants, augmente le rapport S/B de $\sqrt{2}$, soit de 41 %. Le temps d'acquisition, en revanche, proportionnel au nombre d'excitations (relation [3]), va doubler. Ou, pour prendre un autre exemple, si l'on multiplie le nombre d'excitations par quatre, le rapport S/B va doubler ($\sqrt{4}$) (fig. 8-18).

Cependant, modifier le nombre d'excitations est le meilleur moyen pour compenser les effets induits par la modification des autres paramètres. Ainsi, une meilleure résolution spatiale (diminution de l'épaisseur de coupe ou du FOV ou augmentation de la matrice) nécessite, en général, une augmentation du nombre d'excitations.

Enfin, l'augmentation du nombre d'excitations permet de réduire l'intensité des artéfacts de mouvement (qui diminuent en $1\sqrt{Nex}$ comme le bruit de fond) (voir Chapitre 11).

### La bande passante (du signal)

Elle correspond à l'ensemble des fréquences contenues dans le signal, l'application d'un gradient pendant la réception du signal entraînant une «dispersion» des fréquences.

La bande passante, que nous appellerons BP(s), dépend du nombre d'échantillons dans le sens du codage de fréquence (Nx) (ou nombre de pixels dans cette direction) et du temps d'échantillonnage ou temps d'observation (TO) correspondant presque au temps d'application du gradient de lecture (en réalité, ce dernier

3 $S/B \# FOV^2$ : en effet, quand le FOV *double* de 20 à 40 cm de côté, sa surface est multipliée par *quatre* (il en est de même pour le pixel et/ou voxel qui est également multiplié par quatre, or S/B # volume voxel !).

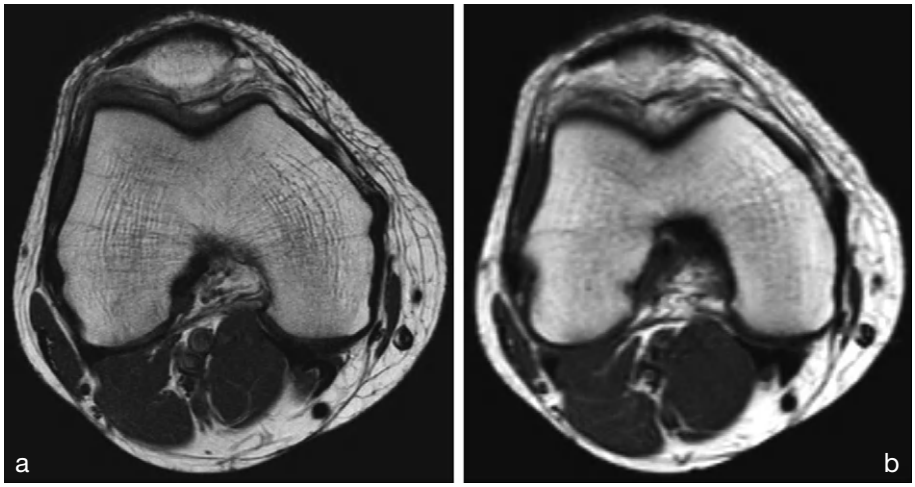



**Fig. 8-17.** Influence de la variation du champ de vue.
Coupes transverses du genou en pondération $T_1$. (a) FOV = 20 cm. (b) FOV = 40 cm (l'image a été agrandie pour obtenir la même taille que sur l'image a). On constate que le rapport S/B augmente en même temps que le FOV, mais au détriment de la résolution spatiale.

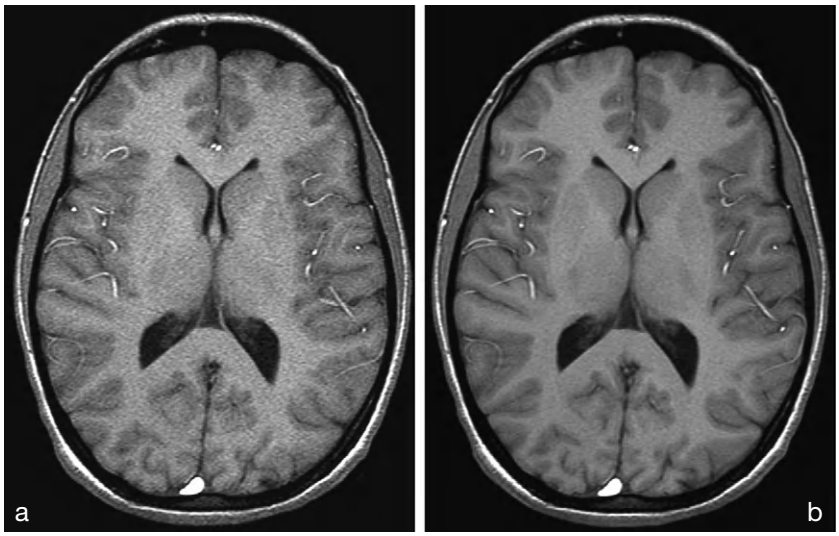



**Fig. 8-18.** Influence de la variation du nombre d'excitations.
Coupes transverses du cerveau en pondération $T_1$. (a) 1 excitation.
(b) 4 excitations. Si l'on multiplie le nombre d'excitations par 4 (b), le rapport S/B va doubler ($\sqrt{4}$), mais le temps d'acquisition va être multiplié par 4.
*Images : Sandrine Lefort.*

comprend également les temps de montée et de descente – voir fig. A-2 Annexe 12) :

$$BP(s) = Nx/TO \qquad [9]$$

En relation avec l'amplitude du gradient de lecture (Gω), la bande passante du signal détermine également la dimension du FOV minimal disponible dans le sens du codage de fréquence [FOV(x)] :

$$FOV(x) = BP(s)/\gamma \cdot G\omega \qquad [10]$$

où γ = rapport gyromagnétique.

On voit, ainsi, que pour diminuer la dimension du FOV, on augmente l'amplitude du gradient de lecture (fig. 8-19).

Si l'on se place dans le domaine temporel, on constate que l'amplitude du gradient mais également le temps d'observation vont intervenir pour caractériser le FOV. En effet, en combinant les relations [9] et [10], on obtient :

$$FOV(x) = Nx/TO \cdot \gamma \cdot G\omega \qquad [11]$$

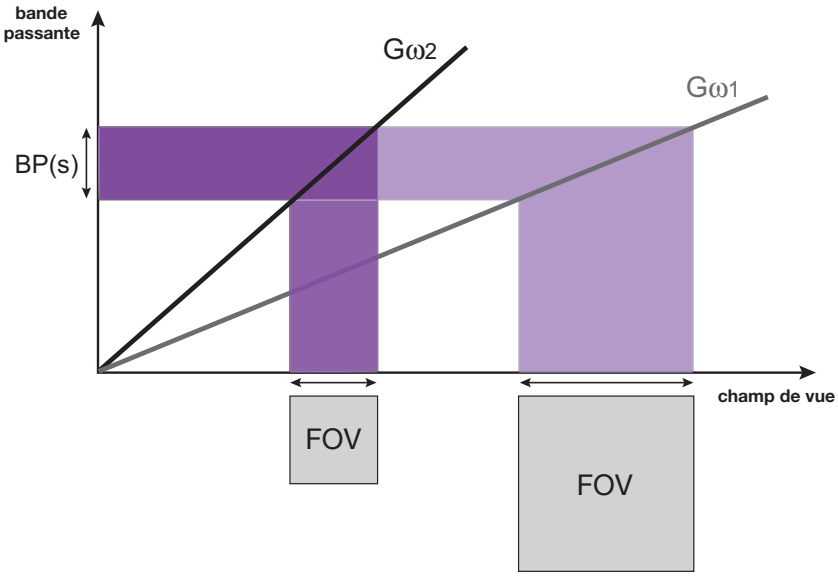



**Fig. 8-19.** Relation entre bande passante du signal, amplitude du gradient de lecture et champ de vue.
Pour une bande passante du signal BP(s) donnée, le champ de vue (FOV) disponible dépend de l'amplitude du gradient de lecture. Pour conserver un grand FOV, il faut appliquer une amplitude de gradient Gω1 plus faible (par rapport à Gω2 d'amplitude plus forte).

Ainsi, lorsqu'on augmente le TO, il faut diminuer l'amplitude du gradient de lecture pour conserver le même FOV (pour une matrice donnée).

D'une manière générale, le champ de vue (en x) est déterminé, dans cette représentation, par l'aire sous le gradient de lecture (voir plus loin fig. 8-22). Il en est de même en ce qui concerne le FOV dans le sens de la phase.

Il est important de noter que, dans le sens de la phase comme de la fréquence, le facteur limitant est la durée d'application du gradient. Pour le gradient de phase, la modification de la durée d'application conduirait à influer sur le TE lors de chaque acquisition (voir Chapitre 7). Pour le gradient de lecture, la durée d'application est limitée par la durée de l'écho lors de la réception du signal.

C'est donc essentiellement l'amplitude du gradient de lecture qui conditionne le FOV disponible.

Quel est l'intérêt de réduire la bande passante du signal ? En fait, la largeur de la bande passante influence également le rapport S/B : $S/B \# 1/\sqrt{BP}$ (relation [2]). En effet, une bande passante étroite permettra de ne «retenir» que la partie utile du signal et d'éliminer le bruit (fig. 8-20).

Une bande passante étroite correspondra à un TO long (relation [9]) et donnera donc un meilleur rapport S/B[4] (fig. 8-21).

Pour conserver une résolution spatiale identique (même FOV avec le même nombre d'échantillons), il faudra modifier l'amplitude du gradient de lecture, comme nous l'avons vu précédemment.

Mais un TO plus long conduira à une augmentation du TE (temps nécessaire à la lecture du signal plus long).

De plus, une diminution de la bande passante augmente l'artéfact de déplacement chimique (voir Chapitre 11). Néanmoins, l'opérateur peut alors volontairement augmenter la bande passante, mais au détriment du rapport S/B.

On peut donc résumer ces différents éléments de la manière suivante (fig. 8-22) :

- la bande passante (ou bande de fréquences) du signal est «l'inverse» du temps (le nombre d'échantillons en fréquence divisé par le temps qu'il faut pour les lire, c'est-à-dire le temps d'observation);

4 Pour intégrer cette notion, on peut se dire que lorsqu'on «prend le temps» pour lire le signal (TO long), on a un meilleur résultat final (S/B plus élevé) (merci à Sandrine Lefort pour cette analogie).

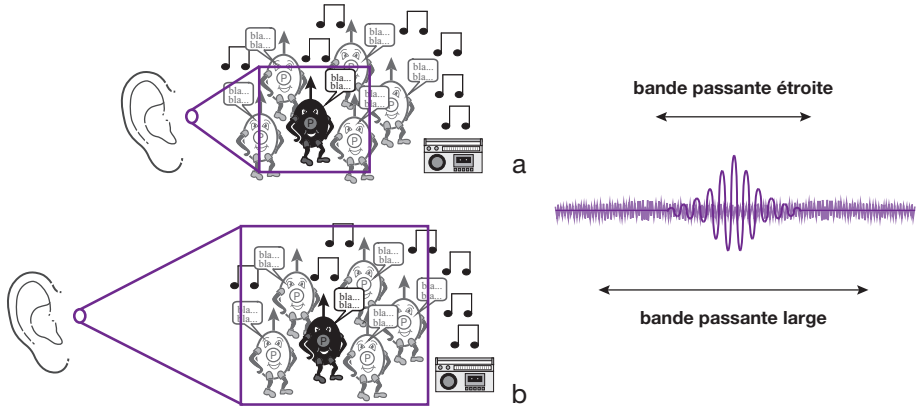



**Fig. 8-20.** Bande passante et rapport S/B.
D'une manière schématique, reprenons nos petits personnages du Chapitre 5 («super P»); pour entendre distinctement les mots du personnage «noir» (le signal) au milieu d'une foule et des autres sons ambiants (le bruit), il faut être suffisamment près du personnage pour «concentrer» l'écoute sur lui : cela correspond à une BP étroite et à un bon rapport S/B (a); si on s'éloigne de lui, on «élargit» l'écoute et les bruits indésirables vont parasiter la réception du «signal» : cela correspond à une BP plus large et à une diminution du rapport S/B (b).

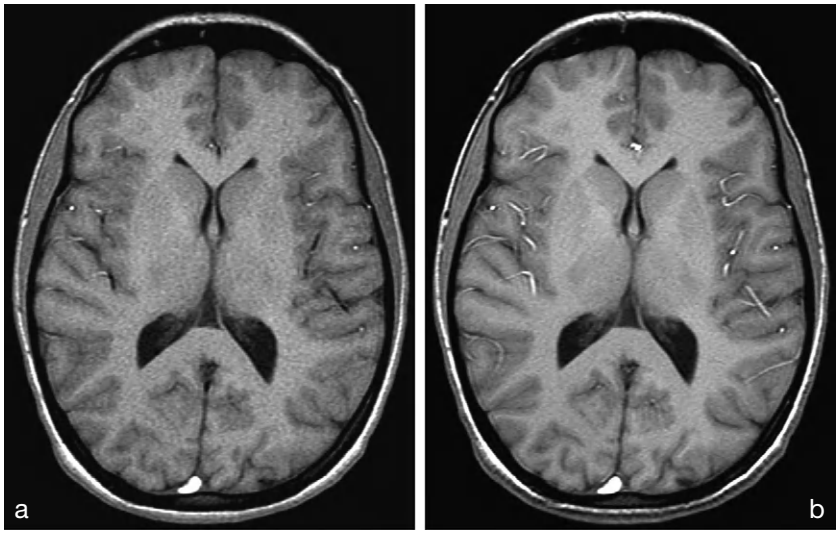



**Fig. 8-21.** Influence de la variation de la bande passante du signal.
Coupes transverses du cerveau en pondération $T_1$. (a) Bande passante «large» = 244 Hz/pixel. (b) bande passante «étroite» = 48 Hz/pixel. En diminuant la bande passante à la réception, on augmente le rapport signal sur bruit.
*Images : Sandrine Lefort.*

- pour diminuer la bande passante tout en conservant le même champ de vue, il faut il faut diminuer l'amplitude du gradient de lecture (pour une matrice donnée), le champ de vue (en x) étant déterminé par l'aire sous le gradient de lecture;
- en diminuant la bande passante, on augmente le rapport S/B mais, dans ce cas de figure, on augmente le TO.

Enfin, il est important de ne pas confondre la bande passante du signal (à la réception du signal) que nous avons appelée BP(s) avec

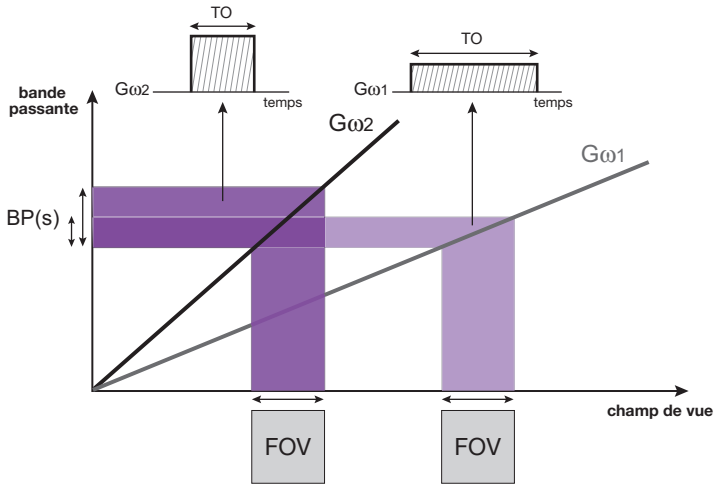



**Fig. 8-22.** Relation bande passante du signal, amplitude du gradient de lecture, temps d'observation et épaisseur de coupe.
À FOV donné, une bande passante du signal BP(s) étroite (permettant donc d'augmenter le rapport S/B) correspond à une amplitude du gradient de lecture Gω1 faible et à un temps d'observation TO long (c'est, «en gros», l'inverse du temps). A l'inverse, une bande passante plus large correspond à un gradient Gω2 plus «pentu» et un TO plus court (toujours pour le même FOV).
D'une manière générale, le champ de vue (en x) est déterminé par l'aire sous le gradient de lecture : celle-ci reste identique dans les deux cas évoqués, le FOV étant inchangé.

la bande passante de l'impulsion RF [bande passante à l'émission, que nous appellerons $BP_{(RF)}$]. Rappelons que cette dernière permet d'influencer l'épaisseur de coupe en fonction de l'amplitude du gradient de sélection de coupe utilisé (voir fig. 6-10 et 6-11, chapitre 6).

Comme nous l'avions déjà vue au chapitre 6, la bande passante de l'impulsion RF est également l'inverse du temps (l'inverse de la période) (comme la bande passante du signal est l'inverse du temps, à savoir le temps d'observation).

Résumons, là aussi, les différents points guidant cette bande passante (fig. 8-23) :

- une réduction de la largeur de la bande passante de l'impulsion RF permet de diminuer

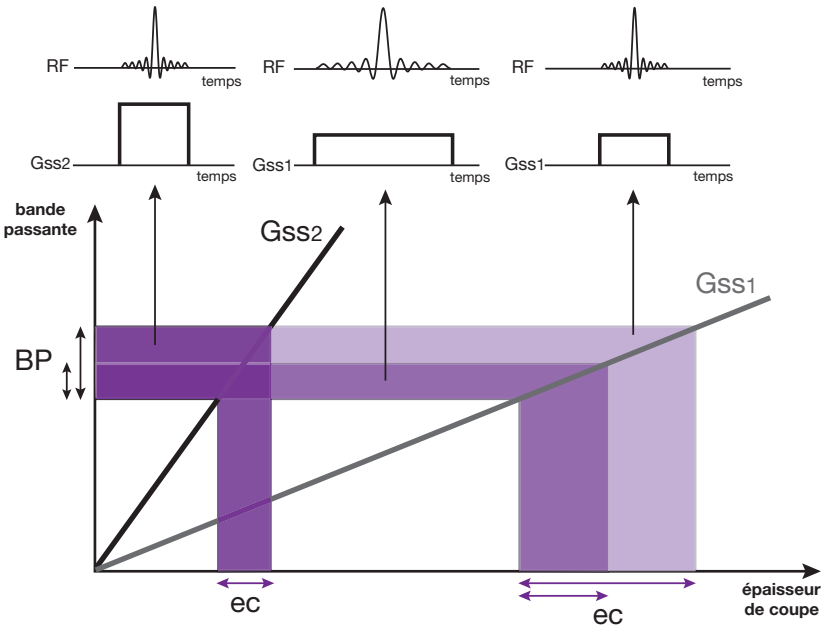



**Fig. 8-23.** Relation entre bande passante de l'impulsion RF, amplitude du gradient de sélection de coupe, durée d'application de l'impulsion et épaisseur de coupe.
Pour diminuer l'épaisseur de coupe ec, on peut soit réduire la largeur de la bande passante $BP_{(RF)}$ de l'impulsion (à gradient de sélection de coupe Gss1 inchangé), soit augmenter l'amplitude du gradient (Gss2) à bande passante donnée.
Mais une bande passante étroite correspond à une durée d'application plus longue de l'impulsion RF (c'est de nouveau l'inverse du temps !).

l'épaisseur de coupe (à amplitude du gradient de sélection de coupe inchangée);
- une réduction de la bande passante correspond à une durée d'application plus longue de l'impulsion RF et du gradient de sélection de coupe;
- à bande passante fixe, on peut diminuer l'épaisseur de coupe en augmentant l'amplitude du gradient de sélection de coupe.

Ainsi, une séquence d'acquisition IRM comporte une multitude de paramètres qu'il est indispensable de connaître pour pouvoir faire un choix judicieux dans un contexte clinique donné. La finalité est d'obtenir le compromis «idéal» entre le meilleur rapport S/B, une résolution spatiale optimale et un temps d'acquisition le plus court possible.

## À retenir

- Les critères de qualité de l'image sont :
  - le rapport signal sur bruit (S/B);
  - le contraste;
  - la résolution spatiale;
  - la présence d'artéfacts.

En corollaire, le temps d'acquisition est un facteur supplémentaire déterminant la qualité de l'image. Pour un contraste donné, l'exploration IRM est un compromis entre rapport S/B, résolution spatiale et temps d'acquisition.

- Les paramètres mis en jeu en IRM influencent la qualité de l'image en modifiant un ou plusieurs des critères précédents.
- Les paramètres non opérateur-dépendants sont :
  - densité de protons, $T_1$, $T_2$, flux;
  - l'aimant, l'émetteur, les gradients et les antennes.
- Les paramètres opérateur-dépendants sont divisés en deux groupes :
  - les paramètres qui modifient le contraste : TR, TE, angle de bascule;
  - les paramètres qui ne modifient pas le contraste : épaisseur de coupe, FOV et matrice (ils déterminent la taille du voxel) [Les matrices asymétriques permettent un gain de temps appréciable par la réduction du nombre de lignes (pas de codage de phase).]; nombre d'excitations; bande passante.

# Chapitre 9

# Imagerie rapide

B. Kastler, D. Vetter

Actuellement, avec les séquences d'imagerie classiques (essentiellement l'écho de spin qui demeure cependant le «*gold standard*»), le facteur limitant est en premier lieu la durée d'examen qui reste relativement longue : une exploration complète comportant le plus souvent plusieurs séries de plans de coupe est réalisée en 15 à 45 minutes suivant l'organe exploré.

Outre les contraintes d'économie de santé (coût élevé de l'installation/faible débit de patients), la réduction du temps d'examen a pour mission de répondre à plusieurs impératifs :

- améliorer le confort du patient (qui doit rester immobile durant l'examen);
- réduire les artéfacts de mouvement particulièrement gênants pour l'imagerie de l'abdomen (en permettant notamment de réaliser, comme en tomodensitométrie, des images en apnée);
- ouvrir des perspectives d'imagerie tridimensionnelle avec des temps d'acquisition raisonnables, mais également d'imagerie dynamique et fonctionnelle.

La figure 9-1 donne un ordre d'idée de la réduction du temps d'acquisition en fonction des techniques d'imagerie rapide (mais aussi du compromis sur la résolution spatiale, c'est-à-dire sur la taille de la matrice).

## Origine des longs temps d'acquisition

En spin écho, la technique de reconstruction de l'image fait appel à une double transformée de Fourier (2 DFT). Dans cette méthode, le codage spatial est réalisé dans une direction par la phase et dans l'autre direction par la fréquence. Deux gradients de codage de phase (Gp ou Gϕ) et de fréquence (Gf ou Gω) sont appliqués de façon séquentielle autant de fois qu'il faut de projections pour réaliser l'image (correspondant, comme nous l'avons vu au Chapitre 6, au nombre de lignes de la matrice (Np), c'est-à-dire en général 128 ou 256). À chaque étape, le gradient de codage de phase est incrémenté. L'intervalle de temps séparant la réalisation de deux projections (ou «lignes») est le temps de répétition TR de la séquence. Pour parfaire la réalisation d'une projection, il est parfois nécessaire de réaliser un deuxième, voire plusieurs passages, définissant le nombre d'excitations Nex. Le temps d'acquisition Tac d'une séquence en 2 DFT est donc égal au produit du nombre d'excitations Nex par le nombre d'étapes d'incrémentation (ou pas) du codage de phase Np (lignes de la matrice) et par le temps de répétition TR de la séquence.

$$\mathrm{Tac} = \mathrm{TR} \cdot \mathrm{Np} \cdot \mathrm{Nex} \quad [1]$$

Il est évident que d'après cette expression simple, il est possible de réduire le temps d'examen en réduisant chacun de ces trois paramètres, sans pour autant pénaliser (dans la mesure du possible) la qualité et le contraste de l'image (*voir* Chapitre 8) :

- la réduction du nombre d'excitations est directement contingentée par le rapport signal sur bruit de l'image. Ainsi, pour diminuer la durée de la séquence, il sera difficile de réduire ce paramètre, en particulier sur des appareils à champ moyen;


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

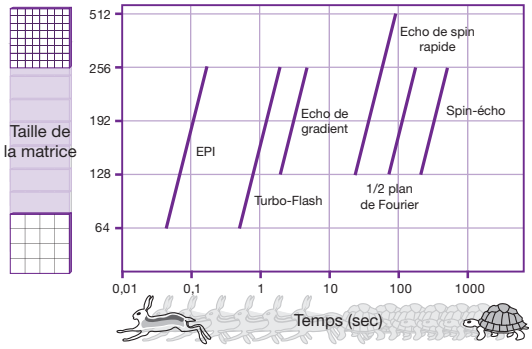



**Fig. 9-1.** Temps d'acquisition en fonction des séquences d'imagerie utilisées en IRM et en fonction de la taille de la matrice.

- il est possible également de réduire le nombre de pas du codage de phase (Np), aux dépens de la résolution spatiale dans la direction du codage de phase (matrice asymétrique, pixels rectangulaires), ou du rapport signal sur bruit de l'image (matrice et champ asymétriques). Nous verrons également qu'il est possible de remplir le plan de Fourier plus rapidement soit en augmentant la vitesse de balayage (séquences d'écho de gradient et dérivés), soit en balayant plusieurs lignes à la fois au cours d'une seule excitation par des techniques d'imagerie ultrarapide (RARE et Écho planar).

Pour générer un signal mesurable, la séquence de spin écho fait appel à deux impulsions : une impulsion RF de 90° pour basculer le vecteur d'aimantation longitudinal dans le plan transversal, suivie au temps TE/2 d'une impulsion de rephasage de 180°. Le signal réapparaît alors sous forme d'un écho au temps TE.

Ce train d'ondes 90°–180° (avec les différents gradients) est répété au bout du temps TR autant de fois qu'il y a d'étapes de codage de phase ou lignes dans la matrice (égal au nombre de pixels dans la direction du codage de phase). Plus il y a d'étapes d'incrémentation et plus la résolution spatiale (dans le sens du codage de phase) est élevée (réduction de la taille du pixel – *voir* Chapitre 8 et Annexes 20 et 21).

De plus, comme nous l'avons vu (*voir* Chapitres 3, 4 et 5), le TR doit être assez long pour permettre une relaxation (repousse de l'aimantation longitudinale) suffisante en T1 entre les impulsions de 90°. Le TR doit être proche du T1 des tissus imagés pour éviter une baisse significative du rapport signal sur bruit par phénomène de saturation. En effet la première impulsion de 90° bascule le vecteur d'aimantation longitudinal d'équilibre (d'amplitude maximale) entièrement dans le plan transversal (xOy). Une impulsion de 90° maximalise ainsi le signal disponible dans le plan transversal. Si la deuxième impulsion de 90° est lancée immédiatement après la première, le vecteur d'aimantation longitudinal n'a pas eu le temps de repousser (proche de 0 – le système de spin est dit saturé – *voir* fig. 5-3 et 9-4) : il n'y a donc plus de signal disponible dans le plan xOy. Il est alors nécessaire, pour lancer la deuxième impulsion de 90° (et les suivantes) d'attendre une repousse «raisonnable» de l'aimantation longitudinale (récupération en T1)[1].

La réduction du TR pour diminuer le temps d'examen n'est donc pas souhaitable en imagerie de spin écho : en effet, elle conduit inévitablement à une réduction concomitante du signal disponible (saturation des spins – *voir* fig. 5-3 et 9-4). De plus, l'impulsion de rephasage de 180° inverse l'aimantation longitudinale (qui décroît entre les impulsions de 90° et 180°), réduisant encore plus son niveau de repousse (donc la saturation des spins).

Cette contrainte sur la limite inférieure du TR (en pratique TR > 300 ms) conduit, en imagerie de spin écho, à réduire les deux autres paramètres Nex et Np dans le but de diminuer la durée d'acquisition d'une séquence.

L'introduction des techniques de spin écho multicoupe (et multi-écho), permettant une gestion appropriée de ces longs temps de répétition (réalisation de 8 à 15 coupes parallèles dans l'intervalle TR), a été à l'origine de l'essor véritable de l'IRM. Mais l'imagerie multicoupe, tout en accroissant l'efficacité de l'IRM (exploration simultanée d'un volume en coupes parallèles au lieu d'une seule coupe), ne modifie toutefois pas la durée totale d'acquisition de la séquence.

L'une des stratégies possibles pour s'affranchir de cette limitation intrinsèque de l'imagerie SE

1 Un état d'équilibre entre TR et repousse en T1 va s'instaurer (fonction de la valeur du TR par rapport au T1 des tissus).

(TR > T1) est de réaliser une diminution (concomitante à la réduction du TR) de l'angle de bascule de l'impulsion RF. Les techniques fondées sur ce principe sont regroupées sous le terme générique de techniques d'écho de gradient.

Nous allons, dans ce chapitre, exposer différentes approches visant à réduire le temps d'acquisition en imagerie par résonance magnétique.

## Méthodes d'imagerie rapide fondées sur la réduction du nombre de mesures

Cette approche a déjà été abordée au Chapitre 8 ; nous ne ferons donc qu'un rappel.

### Réduction du nombre d'excitations

La durée d'acquisition d'une séquence est proportionnelle à Nex (équation [1]) et le rapport signal sur bruit de l'image varie en fonction de la racine carrée de Nex.

En pratique, il est envisageable, en imagerie de routine, d'utiliser une seule excitation (Nex = 1) que sur des appareils à champ élevé (bon rapport signal sur bruit). Cependant, en réduisant le nombre d'excitations, les artéfacts de mouvement («moyennés» sur les différentes excitations, *voir* Chapitre 11) vont être majorés. Ainsi, pour l'imagerie abdominale ou cardiaque, il est préférable de réduire la taille de la matrice ou du champ de vue (comme décrit ci-dessous et au Chapitre 8) plutôt que de réduire le nombre d'excitations. De plus, certaines techniques d'antirepliement (*no phase-wrap*, *oversampling*, etc.) requièrent un minimum de deux excitations car elles élargissent le champ de vue en doublant le nombre de pas de codage de phase aux «dépens» d'une excitation sur deux (*voir* Chapitre 11).

### Réduction de la taille de la matrice

La durée d'une séquence est proportionnelle à la taille de la matrice dans le sens du codage de phase (étapes d'incrémentation du codage de phase ou nombre de «lignes» de la matrice). Pour un champ de vue de même taille, une matrice de 256f × 128p (Nf = 256 et Np = 128, pixels rectangulaires – *voir* Chapitre 8) permet de réaliser une image deux fois plus rapidement qu'avec une matrice de 256f × 256p (Np = 256) (*voir* fig. 8-9, Chapitre 8); cependant, comme la taille du pixel dans le sens du codage de phase est deux fois plus grande (pixel rectangulaire), la résolution spatiale diminue de moitié; en revanche, le rapport signal sur bruit de l'image est augmenté de 41 % ($\sqrt{2} = 1,41$) (*voir* Chapitre 8 et Annexe 21 – exemple 2). Mais la réduction du nombre de lignes de la matrice (sans réduction du champ de vue) contribue à diminuer la résolution spatiale de l'image dans le sens du codage de phase et à augmenter les artéfacts de troncature (= striations : en diminuant le pas des striations, celles-ci apparaissent davantage sur l'image) (*voir* Chapitre 11). On peut, sur la plupart des appareils, utiliser une matrice intermédiaire (256f × 224p ou 256f × 192p) ou filtrer l'image (mais de nouveau avec une perte de résolution spatiale).

### Réduction du champ de vue

Si l'objet à «imager» est plus long que large, en réduisant à la fois la matrice et le champ de vue (matrice asymétrique et champ de vue rectangulaire et pixels carrés – *strip scanning*), il est possible de réduire le temps d'examen sans perte de résolution spatiale (*voir* Chapitre 8 et Annexes 20 et 21).

Par exemple, pour réaliser une image axiale du thorax (ou de l'abdomen), on peut utiliser une matrice classique de 256f × 256p avec un champ de vue carré de 42 cm ou une matrice de 256f × 128p avec un champ de vue rectangulaire de 42 cm (dans le sens du codage de fréquence) et 21 cm (dans le sens du codage de phase) (*voir* fig. 8-11, Chapitre 8). La résolution spatiale de ces deux images est la même (pixel carré de 1,64 × 1,64 mm), mais l'image avec champ de vue et matrice asymétrique est acquise deux fois plus vite (128 *versus* 256, nombre de pas du codage de phase). Pour éviter les artéfacts de repliement (aliasing), il faut bien sûr adapter le champ de vue par rapport à l'objet, c'est-à-dire d'une part le centrer par rapport à l'objet («cadrage» de l'image) et

choisir une largeur de champ de vue suffisante pour couvrir tout l'objet (*voir* fig. 8-11 et 8-15, Chapitre 8). Un champ de vue de 42 × 21 cm (avec matrice de 256f × 128p) est approprié pour réaliser une image sagittale du thorax ou de l'abdomen chez un sujet longiligne ou mince. Si le sujet est plus épais, il faut utiliser un champ (et une matrice) plus larges : 42 × 32 cm (256f × 192p) (*voir* Annexe 8). Enfin, on peut également utiliser la technique d'antirepliement (*voir* Chapitre 11).

En IRM cardio-vasculaire ou abdominale (chaque fois qu'il y a des structures en mouvement), l'utilisation de matrices asymétriques avec champ de vue rectangulaire et pixels carrés représente un compromis idéal («*strip-scanning*»). L'avantage de réduire le champ de vue «au maximum» est de pouvoir diminuer le temps d'examen sur le paramètre Np en compensant éventuellement par une augmentation du nombre d'excitations (qui, par «moyennage», va diminuer les artéfacts de mouvement).

## Méthodes d'imagerie rapide fondées sur le remplissage rapide du plan de Fourier

Avant d'envisager les méthodes de balayage du plan de Fourier, nous ferons quelques rappels sur les propriétés du plan de Fourier qu'il faut avoir «assimilées» (avec la mise en place des événements élémentaires dans une séquence d'imagerie – *voir* Chapitre 7).

- Dans le plan de Fourier ou « espace des k» (des fréquences spatiales k), les données brutes échantillonnées (codées en phase et fréquence) sont stockées en rang de colonnes (kx coordonnée en x) et de lignes (ky coordonnée en y) dans une matrice 2D[2].
- Dans le plan de Fourier, les données sont acquises de façon séquentielle, devant couvrir tous les points (kx, ky).
- L'image est obtenue «ligne par ligne» par une double progression à la fois horizontale en x, «balayage» ou lecture d'une même ligne = codage en fréquence par le gradient de lecture Gω, et verticale en y, passage d'une ligne à la suivante par «*incrémentation*» du gradient de codage de phase Gϕ pour obtenir successivement les 256 (ou 128) lignes de l'image [correspondant aux différentes valeurs de déphasage sur un cycle complet de 360° (– 180°, 0°, + 180°)].
- Le double balayage séquentiel horizontal (en x de gauche à droite dans la ligne) et vertical (en y d'une ligne à la suivante) représente la «trajectoire» de l'acquisition des données dans le plan de Fourier (pour une séquence d'écho de spin ou d'écho de gradient standard, l'acquisition se fait ligne par ligne à chaque excitation)[3].
- Les *lignes centrales* (plus exactement le «*centre*») du plan de Fourier vont gouverner le *contraste* et les *lignes périphériques* la *résolution spatiale*[4].
- Il existe au sein du plan de Fourier une symétrie de conjugaison (ou hermitienne) entre les données brutes composant les quatre «quadrants» (conjugués complexes).

Ces rappels sur le plan de Fourier et la façon dont on y «surfe» étant faits, il est possible de concevoir de réduire le Tac en modifiant la vitesse et la trajectoire de balayage dans ce plan (fig. 9-2). Outre le balayage d'un *demi-plan de Fourier* (qui réduit presque de moitié le Tac), il est possible :

- d'augmenter (de façon significative) la *vitesse de balayage*, dans les séquences d'*écho de gradient rapide* (séquences FLASH et dérivés);
- mais également de balayer plusieurs lignes à la fois dans les séquences de type *multishot* (à «tir multiple») (spin écho rapide : RARE et dérivés, Turbo FLASH segmenté ou Écho-planar segmenté);

2 Le plan de Fourier et l'image sont reliés l'un à l'autre par l'intermédiaire d'une double transformée de Fourier (et son inverse).

3 Si nous assimilons le plan de Fourier à un champ de vignes (rangées en ligne) où l'on désire faire les vendanges, nous procédons alors de deux façons : (*1*) d'une part la cueillette des raisins d'une ligne (codage en fréquence) dont on récolte les fruits en bout de ligne dans la corbeille du tracteur (signal) puis (*2*) «repos» et passage à la ligne suivante (codage en phase), et ainsi de suite.

4 Lors de l'acquisition de l'image, en modifiant la trajectoire de balayage, il sera possible de privilégier l'un ou l'autre de ces paramètres (contraste ou résolution spatiale).

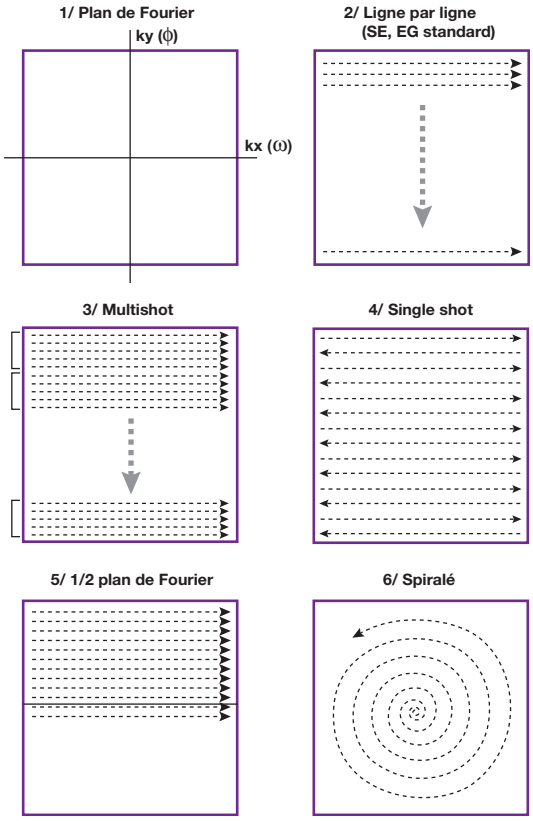



**Fig. 9-2.** Différents modes de balayage du plan Fourier (*voir* texte).

- voire tout le plan de Fourier dans les séquences type *single shot* ou *snapshot* (« instantané », à « tir unique ») (Écho-planar, Snapshot ou Turbo FLASH, FAST-SPGR, etc.);
- enfin également de balayer le plan de Fourier en spirale à partir de son centre.

La durée d'acquisition de différentes séquences standard (ES, EG), rapides et ultrarapides, est donnée à titre comparatif (*voir* fig. 9-1).

## Imagerie en demi-plan de Fourier

La symétrie hermitienne du plan de Fourier (qui découle de la « symétrie » des gradients) peut être exploitée pour réduire presque de « moitié » la durée d'acquisition des séquences.

En effet, le codage par la phase est réalisé par (Np) étapes d'incrémentation du gradient (Gp) dont la phase est négative (de – 180 à 0°) pour la première moitié du plan de Fourier (moitié des « lignes de la matrice ») et positive (de 0 à 180°) pour la seconde moitié du plan de Fourier (seconde moitié des « lignes de la matrice »), délimitant de ce fait deux demi-plans de Fourier (qui contiennent la même information car les points d'un demi-plan représentent des données « en miroir » par rapport à l'autre demi-plan (conjugués complexes) (fig. 9-3). Il est ainsi possible de reconstruire la moitié « négative » de la matrice à partir de la moitié « positive » par reconstruction de Fourier (cette reconstruction étant bien sûr plus longue que pour une image normale). Ce principe constitue l'imagerie en demi-plan de Fourier (Half-Fourier Siemens, Fractional Nex GE, Half-scan Philips) (*voir* Annexe 25).

Pour reconstruire une image en demi-plan de Fourier en spin écho, il faut acquérir des mesures sur un peu plus de la moitié de Np, Tac étant diminué d'un peu moins de 50 % (le rapport signal sur bruit est réduit en $1/\sqrt{2}$, sans réduction toutefois de la résolution spatiale). En écho de gradient, il faut bien plus de la moitié de Np pour une reconstruction adéquate de l'image[5]. Par ailleurs ces séquences sont plus sensibles à certains phénomènes (flux, mouvements, courants résiduels de Foucault) pouvant altérer la symétrie de distribution des phases dans le plan de Fourier.

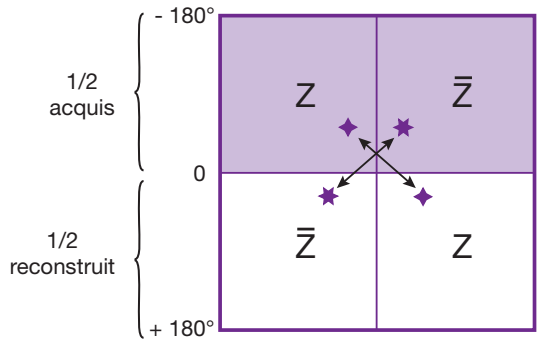



**Fig. 9-3.** Imagerie en demi-plan de Fourier.
Représentation schématique des deux demi-plans de Fourier où les points (*étoiles*) d'un demi-plan représentent des données « en miroir » par rapport à l'autre demi-plan. Il est ainsi possible de reconstruire la moitié « négative » de la matrice à partir de la moitié « positive » par reconstruction de Fourier.

5 Nous verrons plus loin que la technique en demi-plan de Fourier est également applicable à l'imagerie rapide et ultrarapide (HASTE : *half-Fourier single shot turbo spin echo* ou SSFSE : *single shot fast spin echo*).

# Imagerie rapide par écho de gradient : principes de base

## Réduction de l'angle de bascule

En imagerie d'écho de spin, tant que le TR est suffisamment long (repousse plus ou moins complète de l'aimantation longitudinale : TR ≥ T1), une impulsion RF de 90° engendre un signal maximal (bascule complète optimale de l'aimantation longitudinale dans le plan transversal). En réduisant progressivement le TR, nous l'avons déjà vu, le système de spins est peu à peu saturé, le signal diminuant alors de façon concomitante (*voir* fig. 5-3, Chapitre 5, et fig. 9-4).

En fait, l'utilisation d'un écho de gradient associé à des angles de bascule (angle de flip) réduits permet de réduire le TR bien en dessous du T1 sans perte notoire de signal. Cet effet s'explique aisément par la théorie de l'angle optimal (θ opt) d'Ernst. Cette théorie stipule qu'à toute combinaison de TR et T1 correspond un angle de flip optimal produisant un signal maximal (fig. 9-5 et *voir* Annexe 22). θ opt représente en quelque sorte un compromis entre la repousse «maximale» (en T1) de l'aimantation longitudinale selon Oz et l'apparition d'un signal disponible «maximal» dans le plan transversal (après bascule de l'aimantation par l'impulsion RF), ces deux phénomènes étant bien sûr liés (fig. 9-6). Pour des TR longs, un angle de bascule proche de 90° est souhaitable pour obtenir un signal maximal, alors que pour des TR courts, il faut réduire l'angle de bascule pour optimiser le

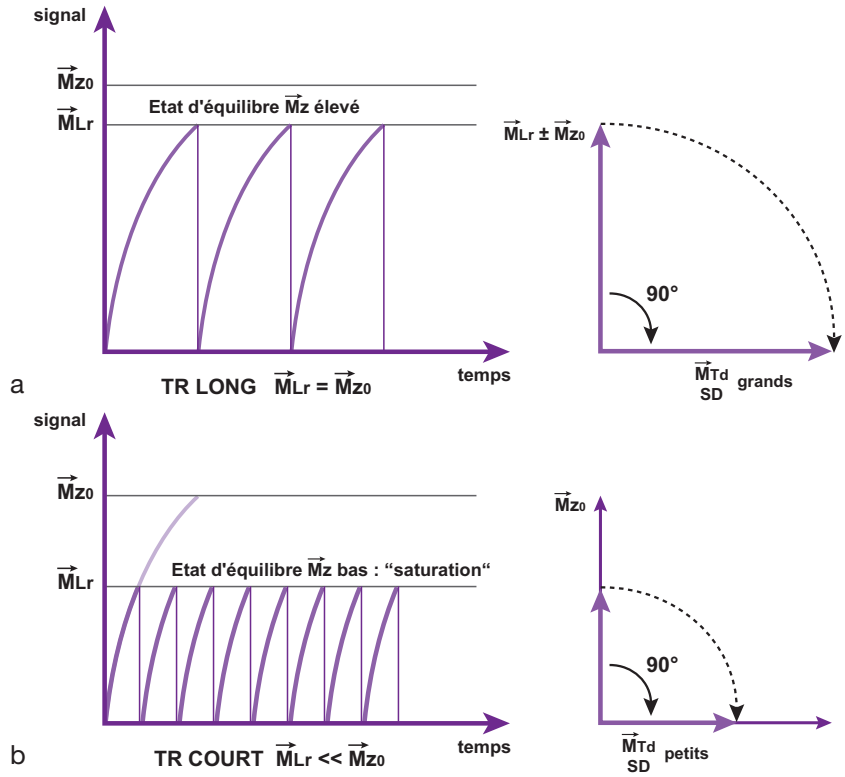



**Fig. 9-4.** Le TR conditionne le niveau de repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}_{Lr}$ en T1 et donc le «signal disponible» ou «niveau maximal initial» à partir duquel le signal va décroître au début de chaque cycle (Sd ou $\vec{M}_{Td}$).
(a) Si le TR est long (par rapport au T1 des tissus étudiés), l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre : $\vec{M}_{Lr} = \vec{M}_{Z0}$ et une impulsion RF de 90° engendre un signal disponible maximal («SD ou $\vec{M}_{Td}$ grand») dans le plan transversal (bascule complète optimale de l'aimantation longitudinale en transversal).
(b) Si le TR est court (par rapport au T1 des tissus étudiés), l'aimantation longitudinale ne repousse plus à son niveau d'équilibre : $\vec{M}_{Lr} << \vec{M}_{Z0}$ : le système de spins est dit saturé et le signal disponible en transversal (obtenu après une impulsion de 90°) diminue alors également de façon concomitante («SD ou $\vec{M}_{Td}$ petit»).

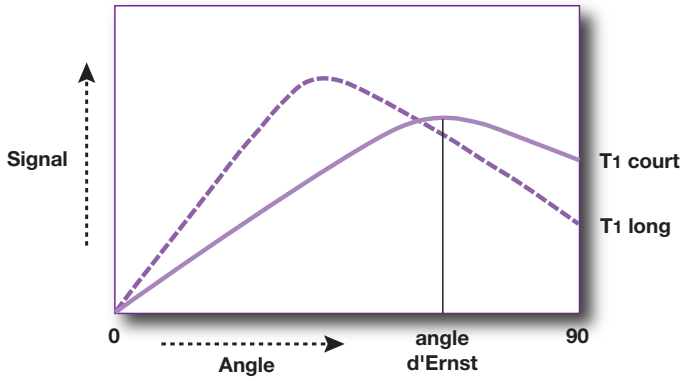



**Fig. 9-5.** Lorsque l'angle de bascule diminue, le signal augmente pour atteindre son maximum à l'angle (θ optimal) d'Ernst.
Il décroît ensuite pour s'annuler à 0° d'angle de bascule. L'augmentation du signal est d'autant plus importante que le $T_1$ du tissu est long : l'angle d'Ernst prend alors une valeur plus faible.

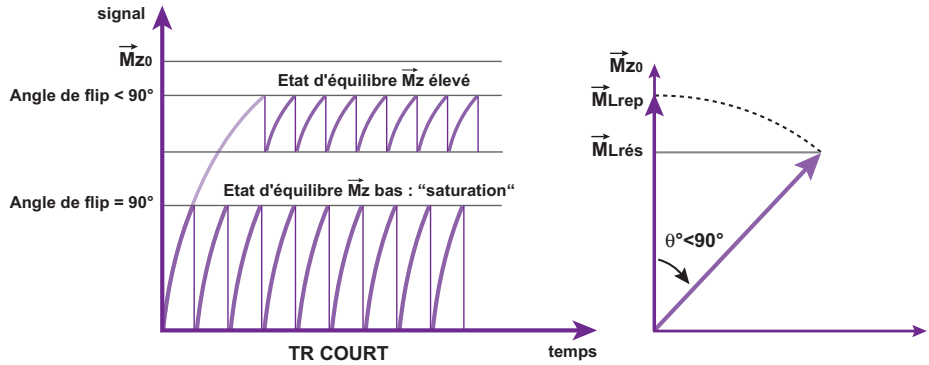



**Fig. 9-6.** Lorsque le TR est court, il faut réduire l'angle de bascule de l'impulsion RF pour ne pas annuler à chaque fois la composante longitudinale de l'aimantation. Ainsi, on maintient un niveau d'aimantation longitudinale «résiduelle» $\vec{M}L_{rés}$ à partir duquel se fera une repousse (en $T_1$) «maximale» $\vec{M}L_{rep}$ (état d'équilibre $\vec{M}L$ élevé) pour en finalité obtenir un signal disponible «maximal» dans le plan transversal.

signal[6]. Par exemple, pour un tissu dont le $T_1$ est 500 ms (substance blanche à champ moyen), l'angle optimal est proche de 90° (86°) pour un TR de 2 500 ms, alors que pour un TR de 100 ms, l'angle de flip doit être réduit à 35° (*voir* Annexe 22)[7].

Pour comprendre l'intérêt de réduire l'angle de bascule lorsque le TR est court, nous allons reprendre l'exemple de nos bonshommes qui grimpent sur une échelle comprenant neuf barreaux (plus le sol, soit de 0 à 90°) et au-dessus de laquelle il y a une lampe (analogie avec la montagne et le soleil) (fig. 9-7). Le $T_1$ : c'est grimper le long de l'échelle (repousse de l'aimantation longitudinale), et l'impulsion de 90° : c'est sauter au bas de l'échelle (au sol). Le TR conditionne le nombre de barreaux que le bonhomme a le temps de grimper (niveau de repousse de l'aimantation longitudinale) : plus le TR est long et plus le bonhomme remontera de barreaux sur l'échelle (pendant l'intervalle TR !).

Si le TR est long, le sujet a le temps de remonter jusqu'en haut de l'échelle : à chaque cycle il remonte jusqu'en haut de l'échelle puis saute en bas de l'échelle et remonte de nouveau en haut (neuvième barreau) près de la lampe, etc.

6 Intuitivement, on peut comprendre que l'ombre portée d'un grand mât légèrement incliné (petit angle de bascule) soit beaucoup plus «longue» que celle d'un très petit mât presqu'entièrement couché (90°), ce que l'on peut traduire par : la composante transversale (signal) d'un vecteur d'aimantation de grand module légèrement incliné est facilement supérieure à celle d'un petit vecteur basculé entièrement à 90° ; d'où l'intérêt de stocker de l'aimantation «résiduelle».

7 Nous verrons plus loin que l'angle d'Ernst n'est pas forcément l'angle de flip le plus adapté si on veut pondérer la séquence en $T_1$ ou ρ. Il faudra alors réduire ou augmenter l'angle de flip par rapport à l'angle optimal d'Ernst.

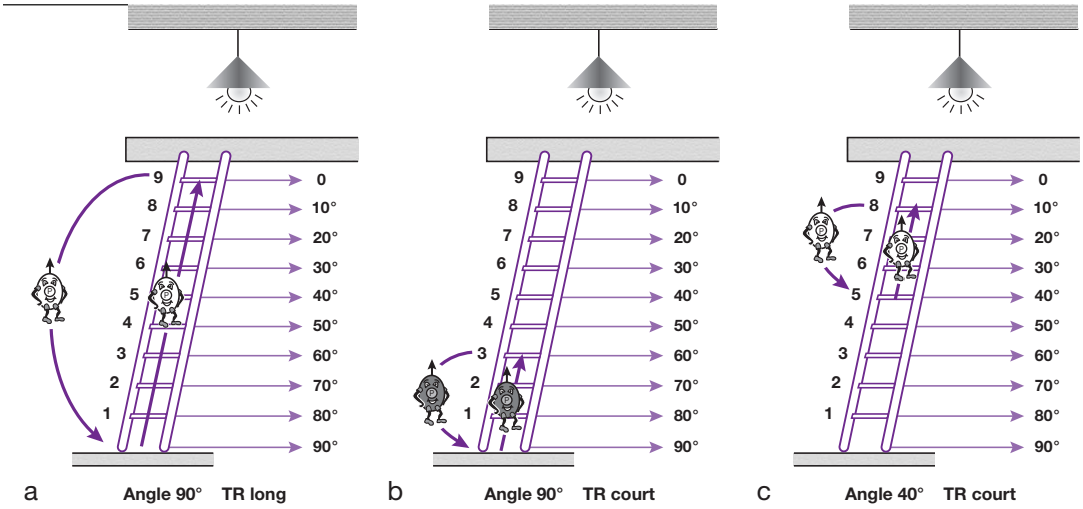



**Fig. 9-7.** Illustration de l'intérêt de réduire l'angle de bascule lorsque le TR est court (*voir* texte).

(repousse complète de l'aimantation longitudinale, d'où un signal disponible SD important dans le plan transversal après l'impulsion de 90°) (fig. 9-7a).

Si le TR est court, le sujet ne remonte que trois (à quatre) barreaux, puis saute au sol en bas de l'échelle et remonte de nouveau trois barreaux, etc. (repousse incomplète de l'aimantation longitudinale : le système de spin est «saturé», d'où un signal disponible SD faible (petit) dans le plan transversal après l'impulsion de 90°) (fig. 9-7b).

Réduire l'angle de bascule revient à dire au sujet de ne pas sauter jusqu'en bas de l'échelle. Pour un angle de flip à 90°, il saute jusqu'en bas de l'échelle et remonte; pour un angle de flip de 40°, il saute au cinquième barreau et remonte (fig. 9-7c); pour un angle de flip de 20°, il saute au septième barreau et remonte, etc. On comprend donc aisément l'intérêt de réduire l'angle de flip si le TR est court (pour stocker de l'aimantation longitudinale «résiduelle», $\vec{M}_{L}$res). En effet, si le TR ne permet au bonhomme de remonter que de trois barreaux et que l'angle de flip est de 40°, il saute au cinquième barreau mais remonte au huitième barreau (*voir* fig. 9-7c). Au cycle suivant, il saute encore au cinquième barreau et remonte au huitième barreau. Le niveau de remontée (repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}_{L}$rep) malgré le TR court est élevé : huitième barreau (*voir* fig. 9-7c), bien plus que pour un angle de flip de 90° où le sujet sauterait au sol et ne remonterait que de trois barreaux, soit troisième barreau (*voir* fig. 9-7b). Ainsi, plus le TR est court et plus l'angle de flip doit être réduit (confirmant la théorie de l'angle optimal d'Ernst).

La réduction de l'angle de flip de l'onde RF conduit à un état d'équilibre où une grande majorité de l'aimantation est stockée dans le sens longitudinal (puisqu'il n'y a plus bascule complète de l'aimantation). Cette aimantation longitudinale «résiduelle d'équilibre» va être malheureusement inversée si l'onde RF est suivie (c'est le cas en spin écho) d'une impulsion de 180°[8], conduisant à un état d'équilibre de valeur encore réduite. C'est la raison pour laquelle il faut, en imagerie rapide, supprimer les impulsions de rephasage de 180°, l'«écho» étant alors obtenu par une inversion de gradient (EG).

8 En effet, en spin écho, l'impulsion de 180° a pour but de s'affranchir des déphasages liés aux inhomogénéités de $\vec{B}_0$ en inversant la phase des spins dans le plan transversal. Malheureusement, elle inverse également l'aimantation longitudinale qui entre-temps repousse. Si, de plus, l'angle de flip est réduit, l'inversion de l'aimantation longitudinale «résiduelle», dont le niveau est dans ce cas plus élevé, a des conséquences encore plus marquées sur la saturation des spins.

## Principe de l' écho de gradient

En pratique, comme nous l'avons déjà vu au Chapitre 6, l'écho de gradient (gradient bipolaire) est réalisé de la façon suivante (fig. 9-8) : durant une période très courte (quelques millisecondes), un gradient d'abord négatif (gradient de déphasage) est appliqué dans la direction du codage de fréquence (gradient de lecture) – les spins se déphasent –; immédiatement après, un gradient positif (gradient de rephasage) est appliqué : il va exactement compenser le déphasage des spins induit par le premier gradient – les spins se rephasent –; le signal apparaît sous forme d'écho de gradient. *L'écho de gradient dans lequel se produit une «inversion» de la fréquence de précession des spins (contrairement à l'écho de spin) correspond donc bien à la figure 4-2, Chapitre 4 (lapin et tortue) !*

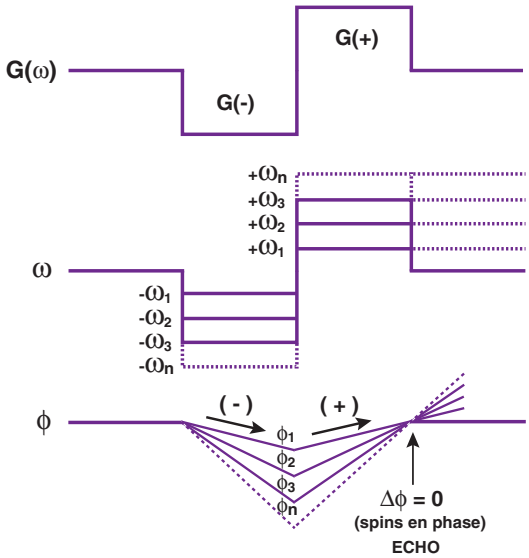



**Fig. 9-8.** Principe d'un écho de gradient (gradient bipolaire).
Pendant l'application (de très courte durée) du premier gradient négatif G(–) (gradient de déphasage), les spins précessent à des fréquences $-\omega_1, -\omega_2, \ldots, -\omega_n$, donc se déphasent également progressivement ($-\phi_1, -\phi_2, -\phi_3, \ldots, -\phi_n$); immédiatement après, on applique le deuxième gradient positif G(+) (gradient de rephasage) qui va inverser la fréquence de précession des spins ($\omega_1, \omega_2, \ldots, \omega_n$) et venir exactement compenser les déphasages induits par le premier gradient. Au moment où les déphasages s'annulent ($\Delta\phi = 0$), on recueille le signal : c'est l'écho de gradient. L'écho de gradient dans lequel se produit une inversion de la fréquence de précession des spins (contrairement à l'écho de spin) correspond donc bien à la figure 4-2, Chapitre 4 (lapin et tortue) !

REMARQUE : à chaque lecture du signal (mesure du signal lors de l'écho), tous les spins d'une même ligne doivent être codés en fréquence et répartis en fonction de leur localisation de la première à la dernière colonne (rang de colonne). Cela implique un balayage horizontal de la ligne (en x de la première à la dernière colonne, c'est-à-dire gauche-droite) lors de la mesure (échantillonnage en fréquence) du signal pendant l'écho. Bien que très court, cet échantillonnage n'est pas instantané et se fait de part et d'autre de l'écho de gradient (fenêtre d'échantillonnage).

Pour cette raison le gradient de lecture doit avoir deux lobes de polarité inverse mais dont le deuxième lobe positif a une surface «double» par rapport au premier (c'est-à-dire de même amplitude mais appliqué pendant une durée double par rapport au premier lobe). Il n'est plus de type bipolaire «équilibré» (avec deux lobes – de déphasage et rephasage – de polarité inverse et égaux G(–)/G(+) de rapport – 1 : + 1) mais comporte deux lobes de rapport – 1 : + 2 (les surfaces hachurées doivent être égales) (fig. 9-9).

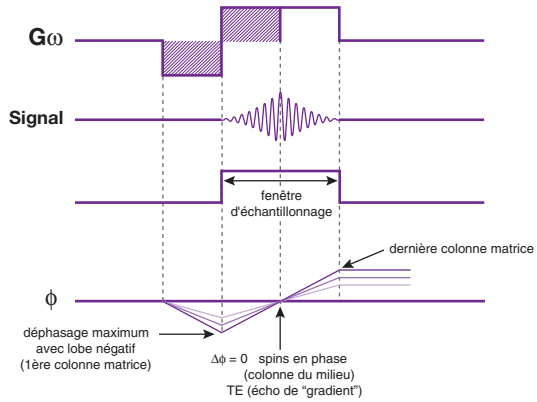



**Fig. 9-9.** Principe du gradient de lecture formant un écho de gradient.
Le gradient de fréquence comporte un premier lobe négatif (1re zone hachurée) au cours duquel les spins se déphasent (déphasage négatif maximal en fin d'application de ce gradient), puis un 2e gradient de même amplitude et positif (polarité inverse) mais de durée «double». Les spins se rephasent progressivement et sont en phase au milieu de l'application du deuxième gradient (rephasage maximal à la fin de l'application du 1er lobe du gradient positif : 2e zone hachurée) correspondant au centre (maximal) de l'écho de gradient (les deux zones hachurées doivent être égales). L'échantillonnage en fréquence du signal (balayage horizontal de la ligne = codage spatial en x) se fait de part et d'autre (du centre) de l'écho (fenêtre d'échantillonnage).
Le signal est maximal (déphasage minimal) lors de l'échantillonnage des données correspondant aux colonnes situées au centre plan du Fourier.

Comme nous l'avions déjà évoqué pour la séquence d'écho de spin (voir fig. 6-30 du Chapitre 6), cette «préparation à la lecture» initiée par le lobe (– 1) du gradient Gω est indispensable pour obtenir un signal exploitable centré sur la fenêtre d'échantillonnage. En fait, l'écho de gradient permet une «remontée» du signal sur la courbe de relaxation T2* (fig. 9-10).

Une séquence d'écho de gradient est, en somme, une séquence d'écho de spin «simplifiée» (cette dernière contenant «déjà» un «écho de gradient» ou équivalent)[9].

En effet comme nous l'avons déjà évoqué (*voir* fig. 7-4, Chapitre 7), par rapport à une séquence d'écho de spin, une séquence d'écho de gradient standard ne comporte pas d'impulsion de 180°. Le TR peut être réduit et l'angle de bascule θ° de l'impulsion RF l'est également de façon concomitante (en fonction du TR), d'où réduction du temps d'acquisition par rapport à l'écho de spin.

Une inversion de gradient (écho de gradient) pouvant être obtenue plus rapidement (et simplement) que l'application d'une impulsion de rephasage de 180°, le TE peut être également choisi plus court[10].

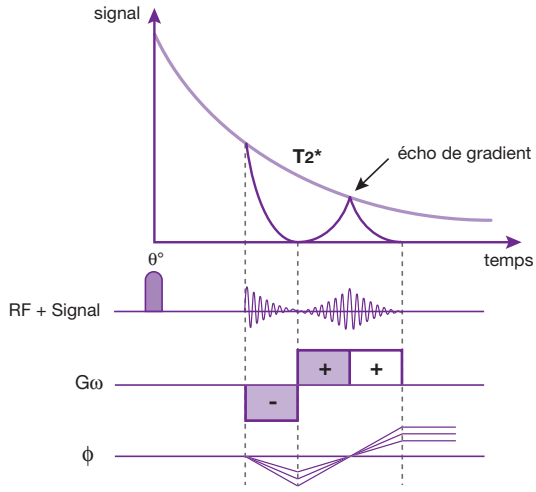



**Fig. 9-10.** Conséquence de l'application d'un gradient au moment de la réception d'un signal.
L'application du lobe (– 1) du gradient Gω provoque un déphasage «organisé» des spins compensé par le lobe (+ 2) et permettant une «remontée» du signal sur la courbe de relaxation T2* (centrée sur la fenêtre d'échantillonnage). Sans cette préparation à la lecture, le signal réceptionné serait inexploitable.

## Séquences d'écho de gradient standard

Nous pouvons maintenant présenter le schéma de la chronologie des impulsions sélectives de radiofréquence et des trois gradients d'une séquence d'écho de gradient standard (fig. 9-11). Elle est plus simple qu'une séquence d'écho de spin car elle ne comporte pas d'impulsion RF de 180° et il faut remplacer l'impulsion de 90° par une impulsion de θ° ($\theta \leq 90°$).

Par déduction, on comprend aisément que les séquences d'écho de gradient (dans lesquelles les impulsions de rephasage de 180° font défaut) vont être beaucoup plus sensibles aux éventuelles modifications locales du champ magnétique («inhomogénéités» du champ, susceptibilité magnétique, implants métalliques, etc.). Elles sont à éviter dans ce cas.

Les séquences d'écho de gradient rajoutent également un troisième paramètre aux paramètres habituels TR et TE de pondération de la séquence : l'angle de bascule (nous y reviendrons).

---

9 Dans une séquence de spin écho, deux signaux coïncident normalement : un signal de spin écho obtenu par une impulsion de 180° destinée à s'affranchir des inhomogénéités de champ et un signal d'écho de gradient inclus dans le gradient de lecture dont le but est de s'affranchir des déphasages successifs induits par l'application de ce même gradient de lecture.
Cependant, en écho de spin, pour obtenir un rephasage des déphasages induits par le gradient de fréquence Gω (un «écho de gradient»), si le premier lobe du gradient est appliqué *avant* l'impulsion de 180°, il doit être positif (bipositif avec deux lobes de même polarité de rapport + 1 : + 2) (*équivalent d'écho de gradient*) et, s'il est appliqué *après* l'impulsion de 180°, il doit être négatif (→ «bipolaire» avec deux lobes de polarité inverse : – 1 : + 2). *Voir* Chapitre 6.
Une inversion de gradient (écho de gradient) peut être obtenue plus rapidement (et simplement) que l'application d'une impulsion de rephasage de 180°. De ce fait, dans une séquence de type écho de gradient, le TE peut être réduit et donc également le TR (d'où réduction du Tac par rapport à l'écho de spin).

10 Nous verrons plus loin que le TR et le TE en écho de gradient ultrarapide peuvent être réduits jusqu'à respectivement 5 et 3 ms, voire moins.

## Séquences d'écho de gradient «rapides» (EGR)

Les techniques d'écho de gradient permettent une réduction notable du TR sans pénalité majeure sur le rapport signal sur bruit, ceci essentiellement pour deux raisons :

- d'une part à cause de la réduction concomitante de l'angle de bascule (formule d'Ernst);
- d'autre part parce qu'un TR court permet la réalisation d'un nombre plus élevé de mesures (balayage de lignes = excitations) par unité de temps[11].

Cependant, ces séquences posent le problème suivant : si le TR est réduit à une valeur inférieure au T2 (et plus précisément T2* lorsqu'on parle d'écho de gradient), il persiste, lors de l'impulsion RF suivante, une composante transversale de l'aimantation (fig. 9-12).

Un état d'équilibre de l'aimantation transversale peut apparaître (proportionnel à exp–TR/T2*). Le signal (écho de gradient) est alors sous la dépendance d'une double contribution, l'une (classique) liée à la bascule (par l'onde RF) de l'aimantation longitudinale «résiduelle» (où intervient l'angle de bascule) et l'autre liée à la présence de l'*aimantation transversale résiduelle*. Il s'y ajoute une contribution supplémentaire liée à la formation d'un écho (de spin) «stimulé».

Pour bien comprendre les séquences basées sur ce principe, il faut un peu préciser cette notion d'écho stimulé. Jusqu'à présent, pour expliquer l'écho de spin, nous avons toujours considéré un train d'impulsions RF de 90° et 180°. Rappelons que, dans ce cas, l'impulsion de 90° bascule l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ dans le plan de mesure puis, après déphasage des spins, l'impulsion de 180° conduit à leur rephasage et à l'apparition d'un écho de spin (fig. 9-13).

11 En effet, si par exemple (écho de spin) le TR est égal à 1 s (1 000 ms), pour réaliser une image de 256 lignes avec une excitation, il faut 256 s, soit environ 4 minutes et demie. Avec deux excitations, il faut 9 minutes.
Si (écho de gradient) le TR = 100 ms (dix fois plus court) pour réaliser une image de 256 lignes avec une excitation, il faut 25 secondes. Avec cinq excitations, il faut 125 s, soit environ 2 minutes. Au total, en 2 minutes, en EG une image est réalisée avec cinq excitations, à comparer à une image en ES avec seulement deux excitations réalisée en 9 minutes.

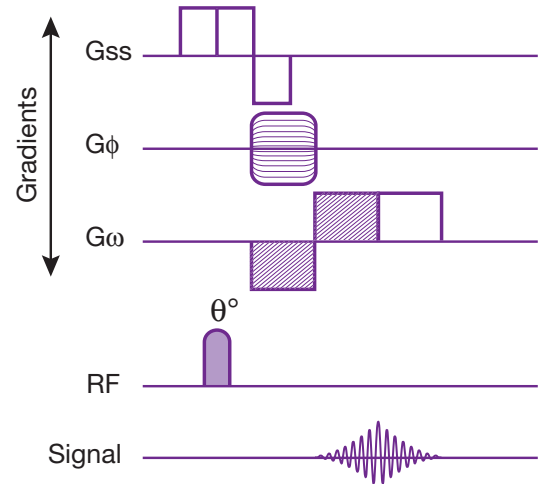



**Fig. 9-11.** Mise en place et chronologie des impulsions RF et des trois gradients en écho de gradient «standard».
1. Impulsion de θ° qui doit coïncider avec le gradient de sélection de coupe bipolaire Gss.
2. Gradient de codage de phase Gϕ (codage des lignes de la matrice).
3. Gradient de lecture Gω bipolaire «équilibré» [– 1,+ 1(+ 1)] «écho de gradient» :
– premier lobe (négatif, – 1) du gradient Gω;
– deuxième lobe (positif, + 1) (+ 1) du gradient Gω – codage des colonnes de la matrice – et écho de gradient («rephasage des déphasages» induits par ce même gradient); le milieu de ce deuxième «double» lobe (fin de la zone hachurée = rephasage maximal) correspond au codage des colonnes du milieu du plan de Fourier (milieu de la fenêtre d'échantillonnage : signal maximal).

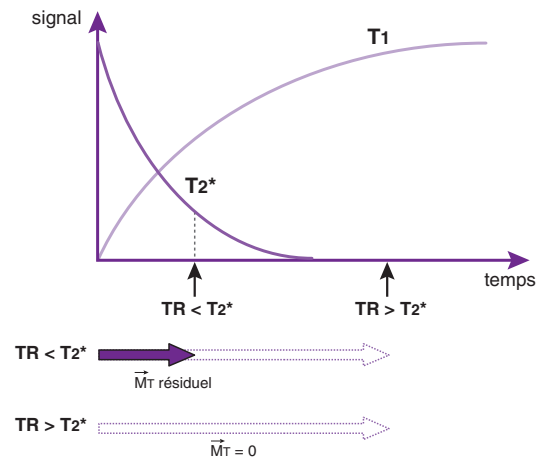



**Fig. 9-12.** Si le TR est réduit à une valeur inférieure au T2 (et plus précisément à T2* en écho de gradient), il persiste, lors de l'impulsion RF suivante, une composante transversale de l'aimantation $\vec{M}T$ : cette aimantation transversale résiduelle va moduler le contraste des images (en T2* et T2).

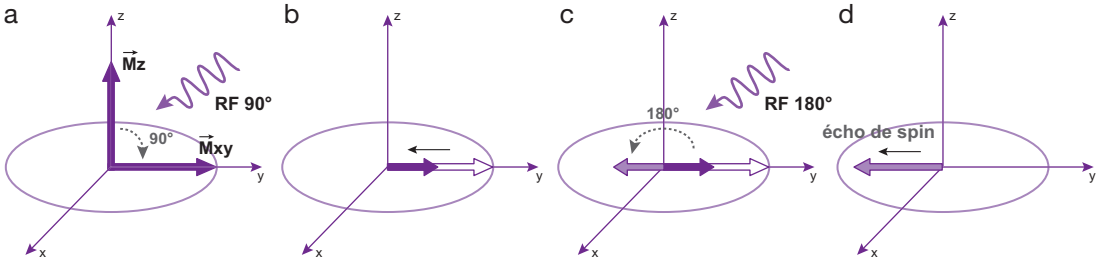



**Fig. 9-13.** Principe de l'écho de spin.
L'impulsion de 90° bascule $\vec{M}z$ dans le plan transversal : $\vec{M}xy$ est alors maximal (a). Les spins se déphasent, ce qui conduit à une diminution de $\vec{M}xy$ (b). L'impulsion de 180° bascule l'aimantation transversale disponible de 180° dans le même plan (c). Le rephasage des spins conduit à une repousse de $\vec{M}xy$ et à un écho de spin (d).

Or, un couple d'impulsions de 90° produit également un écho appelé «écho de Hahn», d'amplitude plus faible qu'un écho de spin. Comme auparavant, l'impulsion initiale de 90° bascule $\vec{M}z$ dans le plan transversal : $\vec{M}xy$ est alors maximal. Les spins se déphasent, ce qui conduit à une diminution de $\vec{M}xy$. La deuxième impulsion de 90° va de nouveau basculer une partie des spins dans le plan longitudinal (– z), mais un certain «contingent» de ces spins continue à «précesser» dans le plan xOy[12]. Les spins restés dans le plan transversal seront à l'origine de l'écho de Hahn, plus faible qu'un écho de spin normal (fig. 9-14). Lors de la troisième

12 En fait, si l'impulsion RF de 90° est appliquée selon oy, elle n'affectera pas les spins situés sur l'axe ox et, ainsi, ces derniers continueront à «précesser» dans le plan xOy.

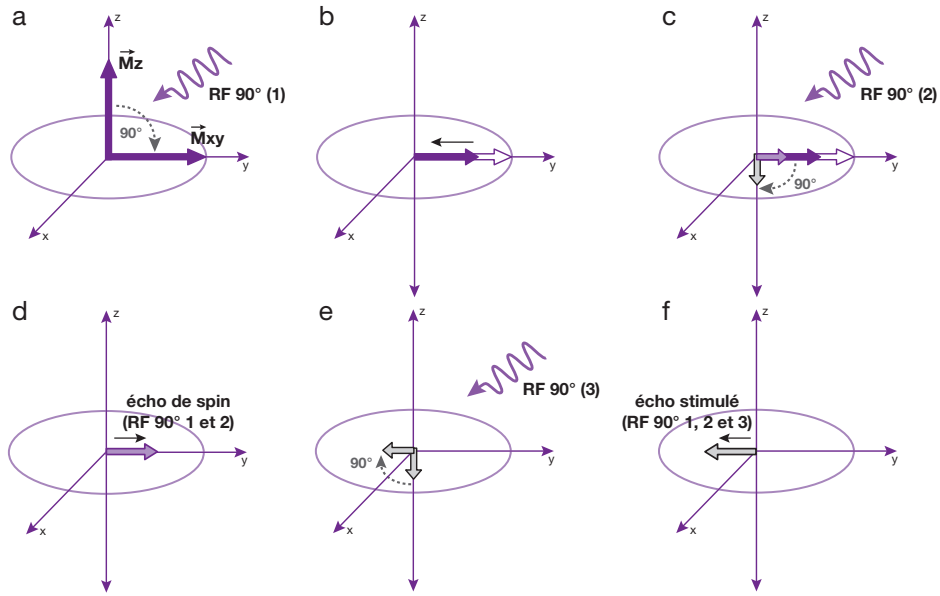



**Fig. 9-14.** Principe de l'écho stimulé.
La première impulsion de 90° bascule $\vec{M}z$ dans le plan transversal : $\vec{M}xy$ est alors maximal (a).
Les spins se déphasent, ce qui conduit à une diminution de $\vec{M}xy$ (b).
Lors de la deuxième impulsion de 90°, une partie de l'aimantation disponible dans le plan transversal va basculer de 90° pour se retrouver dans le plan longitudinal (– z) (*vecteur «gris clair»*) et une autre partie reste dans le plan xOy (*vecteur «violet clair»*) (c) (en effet, si l'impulsion RF de 90° est appliquée selon Oy, elle n'affectera pas les spins situés sur l'axe ox et, ainsi, ces derniers continueront à «précesser» dans le plan xOy).
Les spins restés dans le plan transversal sont, alors, à l'origine d'un écho de spin (appelé écho de Hahn), provoqué par les impulsions RF 1 et 2, d'amplitude plus faible que l'écho produit par un train d'onde 90°–180° (d).
Lors de la troisième impulsion de 90°, l'aimantation «stockée» dans le plan longitudinal (– z) va rebasculer dans le plan de mesure (e) et, par conséquent, se trouver à l'origine d'un nouvel écho appelé «écho stimulé», provoqué par les impulsions RF 1, 2 et 3, également d'amplitude plus faible qu'un écho de spin produit par un train d'onde 90°–180° (f).

impulsion de 90°, les spins «stockés» dans le plan longitudinal (– z) vont rebasculer dans le plan de mesure et, par conséquent, se trouver à l'origine d'un nouvel écho appelé «écho stimulé», également d'amplitude plus faible qu'un écho de spin produit par un train d'onde 90°–180° (*voir* fig. 9-14). Ainsi, il faut une série de trois impulsions RF de 90° pour obtenir un écho stimulé. Le principe est exactement le même lorsque les impulsions ont des angles inférieurs à 90°, les amplitudes des échos obtenus étant plus faibles.

Au total, trois impulsions RF successives sont à l'origine de 5 échos : 3 échos de spin (échos de Hahn) provenant de la combinaison de paires d'impulsions RF, 1 écho secondaire et 1 écho stimulé (fig. 9-15).

Lorsque les impulsions RF sont suffisamment rapprochées (en pratique lorsque le TR est très court), on obtient une superposition des différents signaux générés par le train d'ondes RF : FID, échos de spin, échos stimulés (fig. 9-16a). Ainsi, en répétant ces couples d'impulsion d'angles de bascule réduits, on parvient à un *état stationnaire* dans lequel le signal ne décroît plus (ou, autrement dit, que les spins ne se déphasent jamais complètement) : cet état est connu sous le nom de *Steady State Free Precession* (SSFP) (fig. 9-16b).

Nous voyons là qu'il est possible de récupérer plusieurs *signaux* différents si le moment du recueil est judicieusement choisi. Cette capacité de choix est réalisable par l'intermédiaire des gradients de champ magnétiques. En effet, en plaçant le gradient de lecture directement après l'impulsion RF, on réceptionne plutôt le signal d'écho de gradient. En décalant ce gradient peu avant l'impulsion RF suivante, on s'intéresse à la combinaison écho de spin/écho stimulé, parfois appelé «écho de RF» (RF pour radiofréquence) (fig. 9-17).

On peut alors classer les différentes séquences d'écho de gradient en fonction des modifications apportées à la séquence de base, telle qu'elle a été décrite dans la figure 9-11.

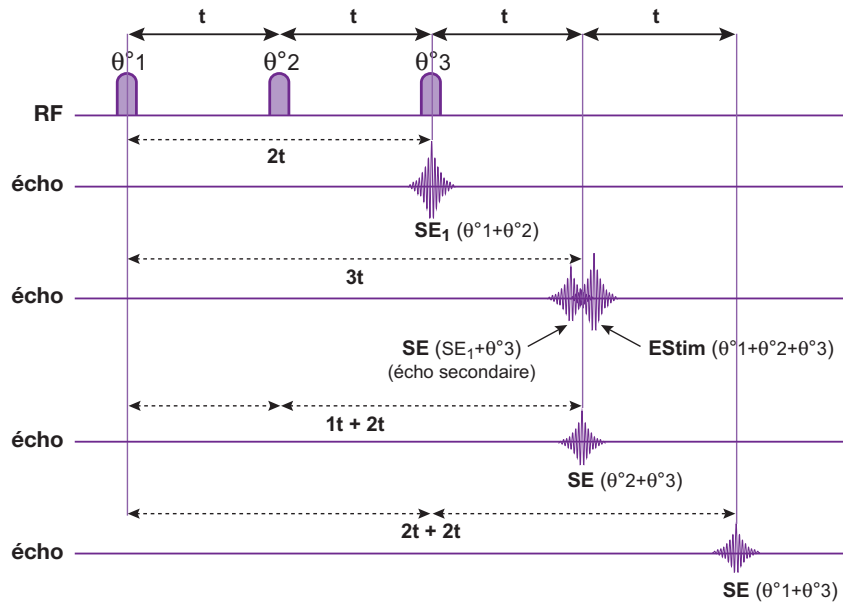



**Fig. 9-15.** Trois impulsions RF successives sont à l'origine de 5 échos :
– 1 écho de spin (écho de Hahn) provenant de la paire d'impulsions θ°1 et θ°2 (temps 2t). Nous allons l'appeler $SE_1$.
– 1 écho stimulé (EStim) provenant de la combinaison de trois impulsions RF (θ°1 + θ°2 + θ°3) au temps 3t.
– 1 écho secondaire, selon le principe des échos multiples évoqué dans le Chapitre 4 (c'est-à-dire un deuxième écho, comme lorsqu'on applique deux impulsions de 180° après une impulsion initiale de 90°), provenant de la combinaison $SE_1$ et θ°3). Il apparaît également au temps 3t.
– 1 écho de spin provenant de la paire d'impulsions θ°2 et θ°3 (temps 2t + t = 3t).
– 1 écho de spin provenant de la paire d'impulsions θ°1 et θ°3 (temps 2t + 2t = 4t).

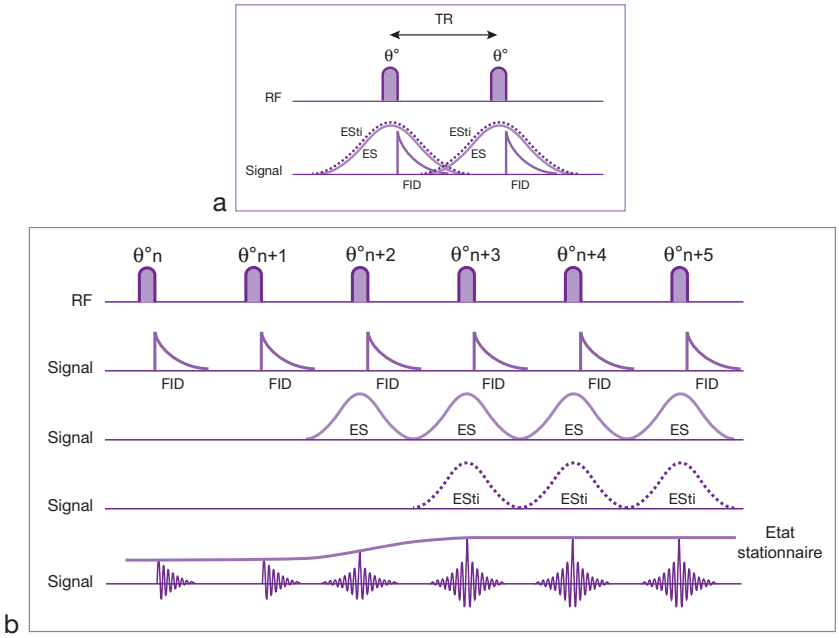



**Fig. 9-16.** Principe du SSFP (*Steady State Free Precession*).
En répétant, avec un TR court, des couples d'impulsions d'angles de bascule réduits, on obtient, au bout d'un minimum de trois impulsions, une superposition des différents signaux générés par le train d'ondes RF : FID, échos de spin, échos stimulés (a). On parvient ainsi à un état stationnaire dans lequel le signal ne décroît plus (ou, autrement dit, que les spins ne se déphasent jamais complètement) (b).

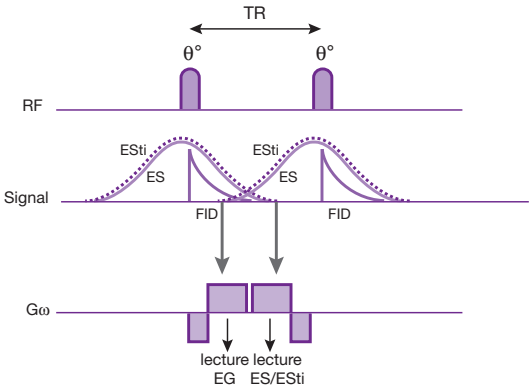



**Fig. 9-17.** Type de signal recueilli en séquence SSFP.
En fonction du moment où l'on récupère le signal, c'est-à-dire, en pratique, en fonction du «positionnement» du gradient de lecture, il est possible de moduler le type de signal recueilli. En plaçant le gradient de lecture directement après l'impulsion RF, on réceptionne plutôt le signal d'écho de gradient. En décalant ce gradient peu avant l'impulsion RF suivante, on s'intéresse à la combinaison écho de spin/écho stimulé, parfois appelé «écho de RF» (RF pour radiofréquence).

Dans cette dernière, on peut :

1. détruire ou renforcer l'aimantation transversale résiduelle (en fonction de ce qu'on va mettre dans une sorte de «boîte» rajoutée dans la séquence – fig. 9-18);
2. ou exploiter l'écho stimulé;

ce qui va moduler le contraste des images (respectivement en T1 ou T2*/T1 et T2 «vrai»).

Nous allons maintenant envisager les séquences fondées sur cette approche (pour lesquelles le schéma présenté figure 9-18 sera légèrement modifié). Il existe un grand nombre de séquences d'EGR qui, par ailleurs, portent des noms différents en fonction des constructeurs (General Electric, Philips, Siemens, etc., *voir* acronymes tableau 9-2).

Elles se regroupent en trois familles principales (*voir* tableau 9-2) suivant que l'on envisage de :

1. détruire l'aimantation transversale résiduelle (*Spoiled Gradient Echo*);
2. renforcer l'aimantation transversale résiduelle avec (voir aussi fig. 9-25) :
   a. un état d'équilibre (*Steady State Coherent Gradient Echo*),
   b. un contraste en T2 renforcé par lecture de l'écho stimulé (*Contrast Enhanced Steady State Gradient Echo*).

NOTA BENE : vous entrez ici en «terrain miné»; pour continuer, il faut une bonne stratégie «de combat» (c'est-à-dire avoir bien assimilé ce qui précède) et de plus avoir la volonté d'aller de l'avant : si vous ne voulez pas franchir cette dernière ligne «ennemie», retenez que pour faire du T1 rapide, on utilise l'écho de gradient rapide avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle. Lisez seulement le paragraphe suivant qui y est consacré (Spoiled

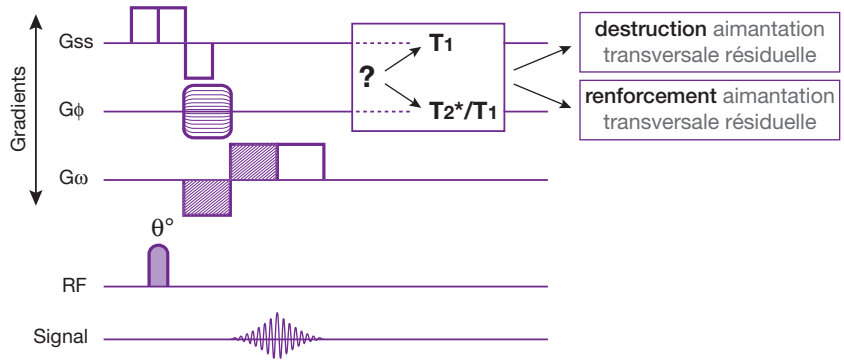



**Fig. 9-18.** Une «boîte» rajoutée dans la séquence d'écho de gradient de base permet de modifier cette dernière (si le TR est réduit à une valeur inférieure au T2).
En fonction de son contenu, l'aimantation transversale résiduelle peut être détruite ou renforcée, ce qui va moduler le contraste des images en T1 ou T2* (en fait séquence de type «Flash» ou de type «Fisp» comme nous le verrons plus loin).

Gradient Echo) et le contraste écho de gradient (T1), puis passez pour le T2 «rapide» directement au paragraphe écho de spin rapide.

## Séquences d'EGR avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (*Spoiled Gradient Echo*)

Le but dans ce groupe de séquences proposé par A. Haase en 1986 (FLASH, etc.) est de détruire entièrement l'aimantation transversale résiduelle pour éviter que ce terme contribue à la formation du signal lors de l'excitation suivante.

Les séquences de type *Spoiled Flash* (FFE T1 Philips, SPGR General Electric, FLASH Siemens, etc.) (*voir* tableau 9-2) comprennent un gradient déphaseur ou de «brouillage» appelé «*spoiler*» qui va déphaser toute aimantation transversale persistante. Le spoiler est appliqué en fin de cycle à chaque ligne après la lecture du signal. Pour obtenir le schéma de la séquence, il suffit de rajouter à la séquence EG standard le gradient déphaseur (fig. 9-19).

Une seconde solution pour obtenir un brouillage de l'aimantation résiduelle transversale consiste à appliquer des impulsions de radiofréquence dont la direction (phase) varie d'un cycle à l'autre («*RF spoiling*»)[13].

13 Ainsi un brouillage de l'aimantation résiduelle transversale est obtenu par gradient déphaseur, brouillage par RF (*RF spoiling*) ou plus simplement en allongeant le TR au-delà du T2*.

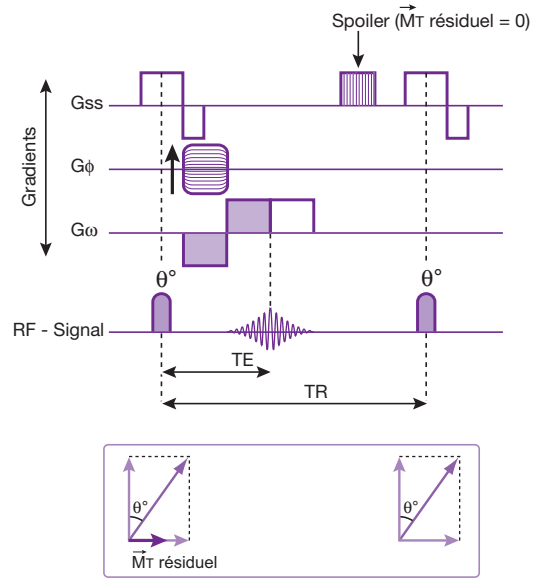



**Fig. 9-19.** EGR avec gradient déphaseur ou de «brouillage» («*Spoiled*» *Flash*).
Le «spoiler» inclus en fin de cycle après lecture du signal détruit l'aimantation transversale résiduelle avant le cycle suivant et évite ainsi que ce terme contribue à la formation du signal lors de l'excitation suivante.

Ce type de séquence qui détruit l'aimantation transversale résiduelle permet d'obtenir une bonne pondération en T1 (et ρ).

Vous venez de comprendre le principe du T1 en écho de gradient. Les «mordus» peuvent lire la suite : T2 en écho de gradient; sinon passez au contraste en EG T1 et directement à l'écho spin rapide pour le «T2 rapide».

## Séquences d'EGR avec état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle par gradient «rephaseur seul» (*Steady State Coherent Gradient Echo*)

Dans ce groupe de séquences (FISP, GRASS, FFE, etc., *voir* tableau 9-2), au lieu de détruire l'aimantation transversale résiduelle (qui persiste entre chaque excitation), on va au contraire la renforcer en ajoutant à la fin de la séquence un gradient rephaseur («*rewinder*») (fig. 9-20). Ce gradient rephaseur joue, pour ainsi dire, un rôle «opposé» par rapport au spoiler. Il consiste tout simplement en l'*application d'un deuxième gradient de codage de phase de même amplitude mais de polarité inverse, dont le rôle est de s'affranchir du déphasage des spins* (induit par le premier gradient de codage de phase) et ainsi venir *renforcer l'aimantation transversale résiduelle* (état d'équilibre par «recyclage» de l'aimantation transversale résiduelle) : le signal est composé des deux échos de gradients superposés, produits l'un par la bascule de l'aimantation longitudinale (lié à l'état d'équilibre de l'aimantation longitudinale = résiduelle + repousse, pondéré en $T_1$ ou ρ suivant l'angle de bascule) et l'autre par l'aimantation transversale résiduelle (lié à l'état d'équilibre de l'aimantation transversale pondérée en $T_2$*) (*voir* fig. 9-25).

Ce type de séquence renforce le signal des tissus à $T_2$ long (liquides).

En résumé, nous allons, à l'aide de deux schémas, expliquer le rôle du *spoiler* et celui du *gradient rephaseur* (fig. 9-21). Dans la séquence comportant une destruction de l'aimantation transversale résiduelle, l'aimantation décroît

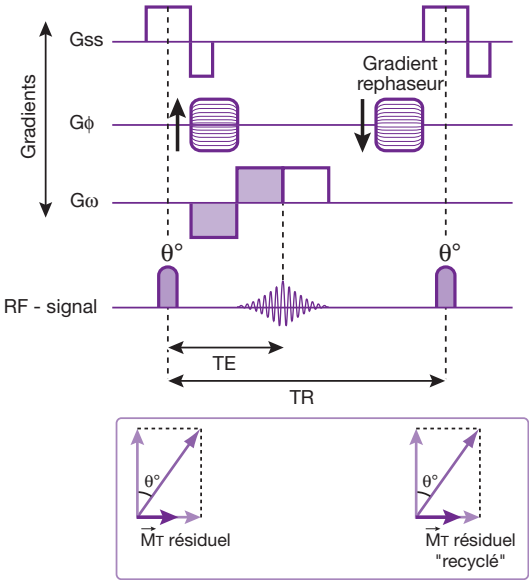



**Fig. 9-20.** EGR avec gradient rephaseur «seul» (FISP, GRASS, FFE, etc.).
Le gradient rephaseur (deuxième gradient de codage de phase de même amplitude mais de polarité inverse) permet de s'affranchir du déphasage des spins (induit par le premier gradient de codage de phase) et vient ainsi renforcer l'aimantation transversale résiduelle : le signal est composé des deux échos de gradients superposés, produits l'un par la bascule de l'aimantation longitudinale (lié à l'état d'équilibre de l'aimantation longitudinale = résiduelle + repousse, pondéré en $T_1$ ou ρ suivant l'angle de bascule), l'autre par l'aimantation transversale résiduelle (lié à l'état d'équilibre de l'aimantation transversale pondérée en $T_2$*) (*voir* aussi fig. 9-25).

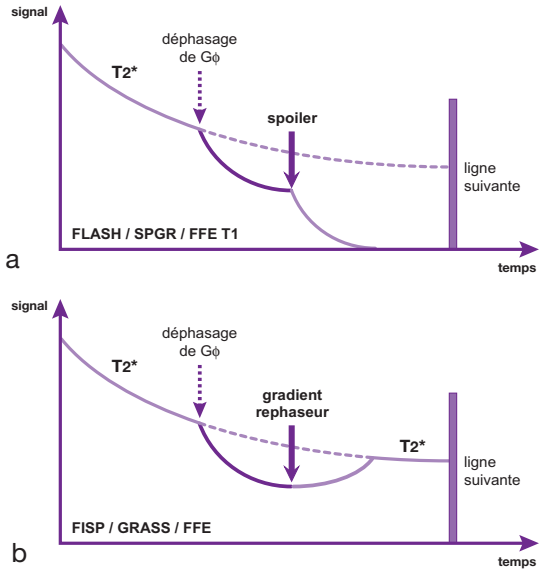



**Fig. 9-21.** Rôle du spoiler et du gradient rephaseur.
(a) Dans la séquence de type FLASH (Siemens), SPGR (General Electric) ou FFE $T_1$ (Philips), l'aimantation décroît en $T_2$* et un déphasage supplémentaire est lié à l'action du gradient de codage de phase Gϕ (*flèche en pointillés*). Le spoiler va détruire l'aimantation transversale résiduelle (*flèche grasse*), d'où annulation de la composante $T_2$* du signal.
(b) Dans la séquence de type FISP (Siemens), GRASS (General Electric) ou FFE (Philips), le déphasage lié au gradient Gϕ (*flèche en pointillés*) est compensé par le gradient rephaseur permettant de remonter sur la courbe en $T_2$* (*flèche grasse*).

en T2* et un déphasage supplémentaire est lié à l'action du gradient de codage de phase Gϕ (flèche en pointillés – fig. 9-21a). L'action du *spoiler* vise à détruire l'aimantation transversale résiduelle (flèche grasse – *voir* fig. 9-21a), d'où annulation de la composante T2* du signal. En revanche, dans la séquence basée sur le renforcement de l'aimantation transversale résiduelle, le déphasage lié au gradient de codage de phase Gϕ (flèche en pointillés – fig. 9-21b) est compensé par le *gradient rephaseur* permettant de «remonter» sur la courbe en T2* (flèche grasse – *voir* fig. 9-21b).

NOTA BENE : pour ne pas alourdir la démonstration, nous n'avons pas fait figurer l'action du gradient de codage de fréquence bipolaire, car toute séquence contient un écho de gradient qui permet de s'affranchir des déphasages induits par le gradient de fréquence. Ce problème a d'ailleurs déjà été évoqué précédemment (*voir* fig. 9-10).

Rappelons, enfin, que la mise en place d'un *spoiler* ou d'un *gradient rephaseur* donne lieu à des types de séquences différents uniquement lorsque le TR est très court (inférieur au T2* des tissus), c'est-à-dire lorsqu'il persiste une aimantation transversale résiduelle entre deux impulsions successives.

Dans la variante de type EGR avec gradients équilibrés de type balanced SSFP (True-FISP Siemens, FIESTA General Electric, Balanced FFE Philips, etc.), tous les gradients, y compris les gradients de sélection de coupe et de lecture, sont équilibrés de façon symétrique (fig. 9-22), réalisant un *gradient de compensation de mouvement* (de premier ordre, c'est-à-dire flux à vitesse constante, *voir* Chapitre 10). Cela a pour corollaire de rendre cette séquence moins sensible aux artéfacts de mouvement et de renforcer le signal des liquides en mouvement. Ce type de séquence est utilisé, entre autres, en angiographie et myélographie par résonance magnétique, mais également en imagerie cardiaque (*voir* Chapitre 14) ou, d'une manière générale, lorsque l'on souhaite renforcer le signal des structures liquidiennes. Dans ce cas, en reprenant la schématisation de la figure 9-17, cette séquence permet d'exploiter à la fois le signal d'écho de gradient et celui d'écho de spin/écho stimulé (*voir* aussi fig. 9-25).

Une évolution de cette technique consiste à combiner deux séquences true-FISP, dans lesquelles on alterne le signe de l'impulsion RF de l'une par rapport à l'autre : il s'agit de la séquence CISS (*Constructive Interference in Steady State*) (Siemens). Elle consiste à réaliser deux séquences true-FISP successivement : dans la première, le signe de l'impulsion RF ne change pas mais, en revanche, dans la seconde, le signe de l'impulsion RF est inversé à chaque TR. Les données brutes des deux mesures sont

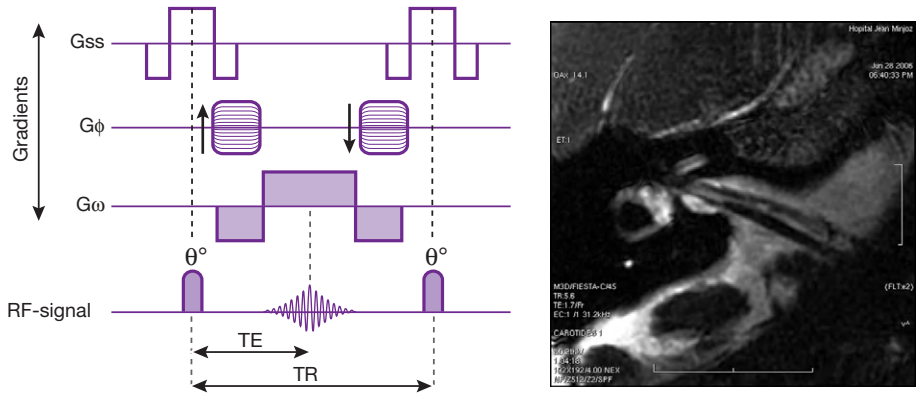



**Fig. 9-22.** EGR avec gradients équilibrés de type balanced SSFP (FIESTA – General Electric; True-FISP – Siemens; Balanced FFE – Philips; etc.).
L'ensemble des gradients (codage de phase, sélection de coupe et lecture) est équilibré de façon symétrique. Ceci réalise dans le sens des gradients de lecture et de sélection de coupe une compensation par rapport au mouvement (de premier ordre) : d'où renforcement du signal des liquides en mouvement. Cette séquence permet d'exploiter à la fois le signal d'écho de gradient et celui d'écho de spin/écho stimulé.
En image, un exemple de l'étude du CAI en séquence FIESTA (IRM 3T- BK).

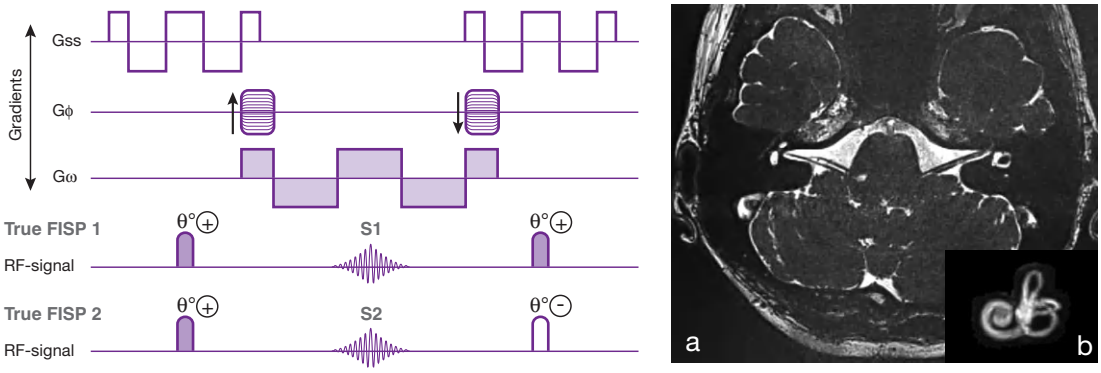



**Fig. 9-23.** Principe et application de la séquence CISS (*Constructive Interference in Steady State*) (Siemens).
Elle consiste à réaliser deux séquences True-FISP successivement : dans la première, le signe de l'impulsion RF ne change pas; en revanche, dans la seconde, le signe de l'impulsion RF est inversé à chaque TR. Les données brutes des deux mesures sont ensuite combinées pour obtenir l'image CISS.
Dans notre exemple, cette séquence 3D a été appliquée à l'exploration des conduits auditifs internes, en très haute résolution (épaisseur de coupe = 0,4 mm, pixels = 0,52 × 0,52 mm). À noter la bonne visualisation des structures nerveuses au sein du liquide qui est hyperintense (a). Des reconstructions 3D de bonne qualité (ici cochlée et canaux semi-circulaires) sont alors possibles (b).

ensuite combinées pour obtenir l'image CISS (fig. 9-23). Cette séquence, dans sa version 3D, convient particulièrement bien à l'étude du conduit auditif interne.

## Séquence type état d'équilibre avec contraste renforcé en T2 (*Contrast Enhanced Steady State Gradient Echo*)

La structure de ce type de séquence avec état d'équilibre avec contraste renforcé est plus difficile à comprendre. Elle est «inversée» par rapport aux séquences de type état d'équilibre avec gradient «rephaseur» (de type FISP, etc.), d'où leur terminologie (*time reversed FISP* ou PSIF Siemens, SSFP General Electric, FFE T2 Philips, etc., *voir* tableau 9-2). Contrairement aux séquences précédentes de type FLASH et FISP qui exploitent l'écho de gradient proprement dit, ces séquences utilisent l'écho de spin produit par la répétition de «couples d'impulsions» RF θ[14] (fig. 9-24 et 9-25).

Le renforcement du contraste en T2 provient ici du fait que l'écho est lu dans le cycle suivant, immédiatement avant l'impulsion de radiofréquence, grâce à un gradient approprié. Le rapport signal sur bruit est moins bon que pour les séquences précédentes (long TE > TR), mais la pondération en T2 (ES) (et non T2* EG) est significativement plus élevée.

Dans la variante DESS (*Double Echo in Steady State*), les deux échos – écho de gradient (type «FISP») et écho de spin (type «PSIF») – sont exploités séparément, alors que dans les séquences de type «true-FISP», on réceptionne d'emblée les deux signaux (*voir* récapitulatif de la fig. 9-25). Il est ainsi possible d'obtenir soit deux images distinctes avec des contrastes respectifs correspondant aux «2 échos séparés» ou bien une seule image combinant les «avantages» respectifs des deux séquences (le contraste en T2 par «contribution PSIF» et un meilleur rapport signal par «contribution FISP»).

Au total, compte tenu des différentes séquences d'écho de gradient rapide que nous venons de voir, le signal a une composante (*voir* aussi tableau 9-2) :

1. écho(s) de gradient(s) somme de (*voir* fig. 9-25) :
   a. l'aimantation longitudinale basculée liée à l'impulsion θ : signal EG FID (si seul présent gradient déphaseur ou de «brouillage» ou si le TR > T2 : FLASH, SPGR, FFE T1, etc.),

14 En effet, nous avons vu qu'un «couple» d'impulsions successives θ°n-θ°n + 1 agit comme un train d'onde 90°–180° avec formation d'un «écho de spin» ou écho stimulé dans le cycle suivant n + 2. Ainsi, de façon entrelacée, un «écho de spin initié dans un cycle» va apparaître dans le «cycle suivant» où il «sera lu», d'où un TE proche de 2TR.

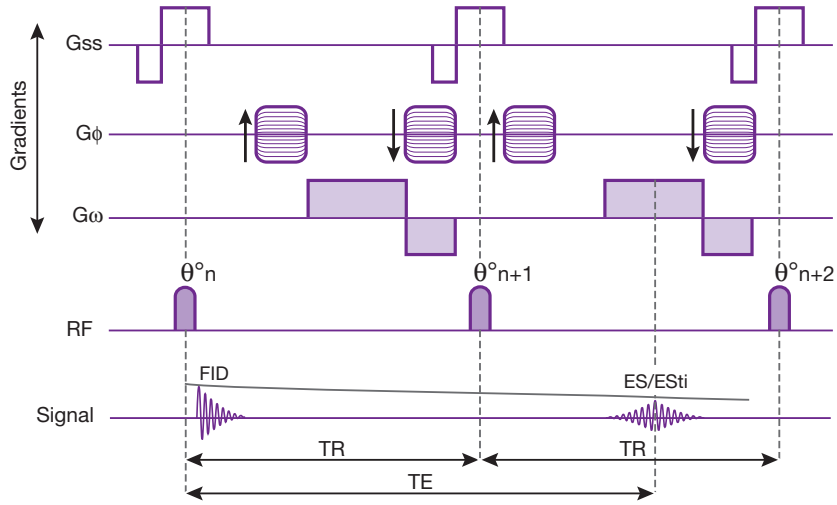



**Fig. 9-24.** EGR avec contraste renforcé en T2 (*Contrast Enhanced Steady State Gradient Echo*) type *time reversed FISP* ou PSIF Siemens, SSFP General Electric, FFE T2 Philips, etc.
Le renforcement du contraste en T2 (et non T2*!) est obtenu par lecture de l'écho de spin (écho stimulé) dans le cycle suivant (TE effectif > TR, ≈ 2 TR !). Cette lecture est possible (comme nous l'avions déjà vu dans la figure 9-17) grâce au décalage du gradient de lecture avant l'impulsion RF suivante.

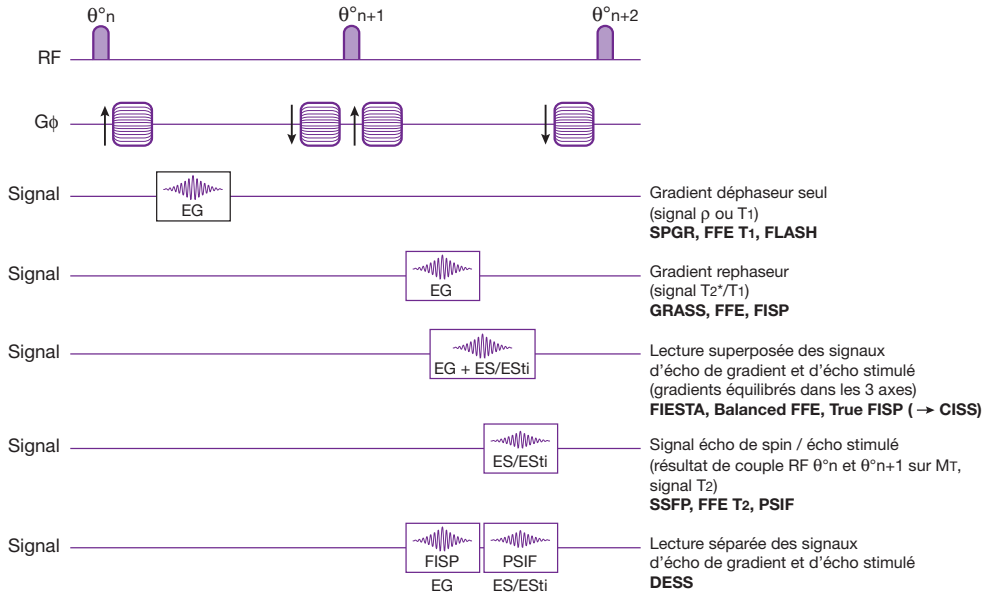



**Fig. 9-25.** Récapitulatif des différentes catégories de séquences d'écho de gradient rapides (*voir* texte).

b. et de l'aimantation transversale résiduelle «recyclée» (si gradient rephaseur seul, signaux a et b «superposés» : FISP, GRASS, FFE, etc.);

2. écho de spin = écho stimulé également appelé «écho de RF» – pour radiofréquence (si seul signal utilisé : PSIF, SSFP, FFE T2, etc.).

(1) + (2) avec lecture superposée des signaux d'écho de gradient et d'écho de spin/écho stimulé, et gradients équilibrés dans les trois axes (True-FISP, FIESTA, Balanced FFE, etc.) (variante = CISS)

ou lecture séparée de ces signaux (DESS).

## Contraste en imagerie d'écho de gradient

En séquence de spin écho, le contraste de l'image est sous la dépendance de deux paramètres, le TR et le TE. De façon schématique, un raccourcissement du TR pondère en T1 (saturation partielle); inversement, un allongement du TR «dépondère en T1» et un allongement du TE pondère en T2, alors qu'un raccourcissement en TE «dépondère» en T2. Par conséquent, une séquence à TR et TE courts (séquence «courte») est pondérée en T1 et une séquence à TR et TE longs (séquence «longue») est pondérée en T2. De même, une séquence à TR long et TE court est pondérée en densité de protons.

Les séquences d'écho de gradient rajoutent un troisième paramètre aux TR et TE : l'*angle de bascule* (fig. 9-26 et voir plus loin tableau 9-1). Sachant que le TR est par définition relativement court, l'allongement du TE comme en spin écho pondère en T2, l'angle de bascule intervient de la façon suivante :

- si l'angle de bascule est grand, la séquence sera d'autant mieux pondérée en T1, car le «parcours de repousse» de l'aimantation longitudinale en T1 est d'autant plus long que l'angle est grand (→ compétition en T1);
- pour un angle de bascule faible, l'image sera au contraire «dépondérée» en T1 donc pondérée en densité protonique[15] («parcours» faible : chaque tissu a le temps de revenir à son état d'équilibre initial $\vec{M}_{L0} = \vec{M}_{z0}$) (fig. 9-27).

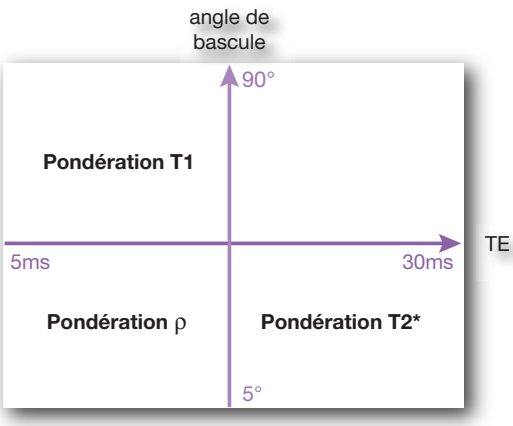



**Fig. 9-26.** Influence de l'angle de bascule et du TE sur la pondération T1, ρ ou T2* en séquence d'écho de gradient.

L'angle de bascule joue donc, en écho de gradient, un rôle similaire au TR en séquence de spin écho :

- *angle important (EG) = TR court (SE) → séquence pondérée en T1*;
- *petit angle (EG) = TR long (SE) → séquence dépondérée en T1 (pondérée en densité de protons).*

Dans la figure 9-27, on peut voir un exemple de l'influence de l'angle de bascule sur le contraste des tissus.

Pour comprendre l'influence de l'angle de bascule sur la pondération T1 ou ρ de la séquence, nous allons reprendre l'exemple de deux bonshommes qui grimpent sur une échelle comprenant neuf barreaux (plus le sol) et au-dessus de laquelle il y a une lampe (analogie avec la montagne et le soleil) (fig. 9-28). Nous avons déjà vu que réduire l'angle de bascule revient à ne pas sauter entièrement au bas de l'échelle. En effet, un «angle de bascule à 90°» revient à sauter jusqu'en bas de l'échelle et remonter; un angle de bascule de 60° revient à sauter au troisième barreau et remonter (a); un angle de bascule de 10° revient à sauter au huitième barreau et remonter (c). L'angle de bascule conditionne ainsi le niveau à partir duquel repousse l'aimantation longitudinale (après bascule par l'onde RF θ) : plus l'angle de bascule est court et plus le niveau de l'aimantation longitudinale «résiduelle» est élevé (proche de l'état d'équilibre $\vec{M}_{z0}$). Inversement, plus l'angle de bascule est grand et plus le niveau de l'aimantation longitudinale «résiduelle» est bas (proche de zéro).

15 Pour un angle de plus en plus petit, bien que le vecteur d'aimantation longitudinal résiduel soit grand, sa composante transversale en fin de compte sera également réduite (M cos θ) d'où dépondération en T2 qui (avec la dépondération en T1) renforce la pondération ρ.

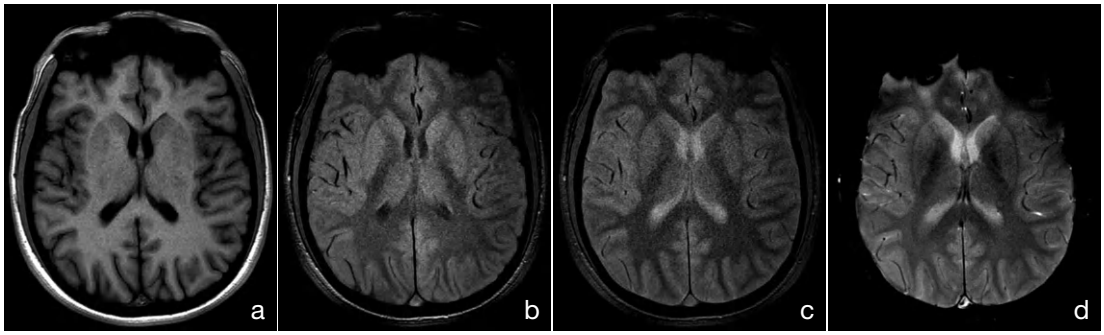



**Fig. 9-27.** Illustration de l'influence de l'angle de bascule sur le contraste en écho de gradient.
En écho de gradient, sur la pondération $T_1$, l'angle de bascule joue un rôle similaire à celui du TR en écho de spin : TR court (SE) = angle grand (EG) (pondération en $T_1$) et inversement TR long (SE) = angle petit (EG) (dépondération en $T_1$). La variation de TE jouant quant à elle un rôle identique en écho de gradient et écho de spin : TE long (pondération en $T_2$) et inversement TE court (dépondération en $T_2$).
(a) Angle de bascule grand (90°), TE court (5 ms), on a une pondération $T_1$ : substance grise → grise, substance blanche → blanche, liquide céphalorachidien → noir.
(b) Angle de bascule plus faible (30°), TE court (5 ms), on a déjà une pondération en densité protonique pour la substance blanche et la substance grise (substance grise → blanche, substance blanche → grise), mais pas encore pour le liquide céphalorachidien : liquide céphalorachidien → gris. Pour que la densité protonique du liquide céphalorachidien s'exprime, il faut encore baisser l'angle.
(c) Angle de bascule faible (10°), TE court (5 ms), la densité protonique du liquide céphalorachidien s'exprime : → liquide céphalorachidien blanc.
(d) Angle de bascule = 30°, TE = 40 ms, si on allonge le TE (par rapport à l'image b), on introduit une pondération en $T_2$* : liquide céphalorachidien → blanc.
Pour a, b, c et d : séquence d'écho de gradient de type FLASH, TR = 500 ms.
Images : C. Roth et J. Meyer.
NOTA BENE : pour l'expression du contraste en densité protonique, on remarque qu'à TE court, en écho de gradient, s'exprime d'abord le contraste en densité protonique SB/SG (angle de bascule à 30°). En réduisant l'angle de bascule (à 10°), on exprime la densité protonique du liquide céphalorachidien : on se retrouve ainsi dans la même situation qu'en spin écho lorsqu'on allonge le TR au-delà de 3,5-4 secondes (*voir* fig. 5-18 et 5-19).

Si l'angle de bascule est grand, le parcours des deux bonshommes pour remonter en haut de l'échelle est grand : c'est la compétition sur la «grimpette» qui s'exprime, donc la différence en $T_1$, d'où pondération en $T_1$ (a et b).

Si l'angle de bascule est petit, le parcours des deux bonshommes pour remonter en haut de l'échelle est court, car ils sont proches du haut de l'échelle (c) : la compétition sur la «grimpette» ne peut s'exprimer (d'où dépondération en $T_1$ : d). Cette fois-ci, c'est la hauteur des échelles qui va départager les deux bonhommes. Ainsi vont pouvoir s'exprimer les différences en ρ (si différence il y a !), d'où pondération en ρ (e).

En EGR, le contraste va dépendre (outre du TR qui est court et fixé d'avance) de l'angle de bascule, du TE, mais aussi de la conception même de la séquence. S'il est relativement aisé d'obtenir une bonne pondération $T_1$ (par brouillage de l'aimantation résiduelle), il est beaucoup plus difficile de bien pondérer ces séquences en $T_2$* ou $T_2$. Pour y parvenir, outre les paramètres habituels (TR, TE et angle de bascule), il faut modifier la *structure de la séquence* (renforcer la composante transversale de l'aimantation, exploiter l'écho de spin produit par la répétition des impulsions RF θ). Enfin, le contraste sera également modulé par le *flux*, la *susceptibilité magnétique* et le *déplacement chimique*.

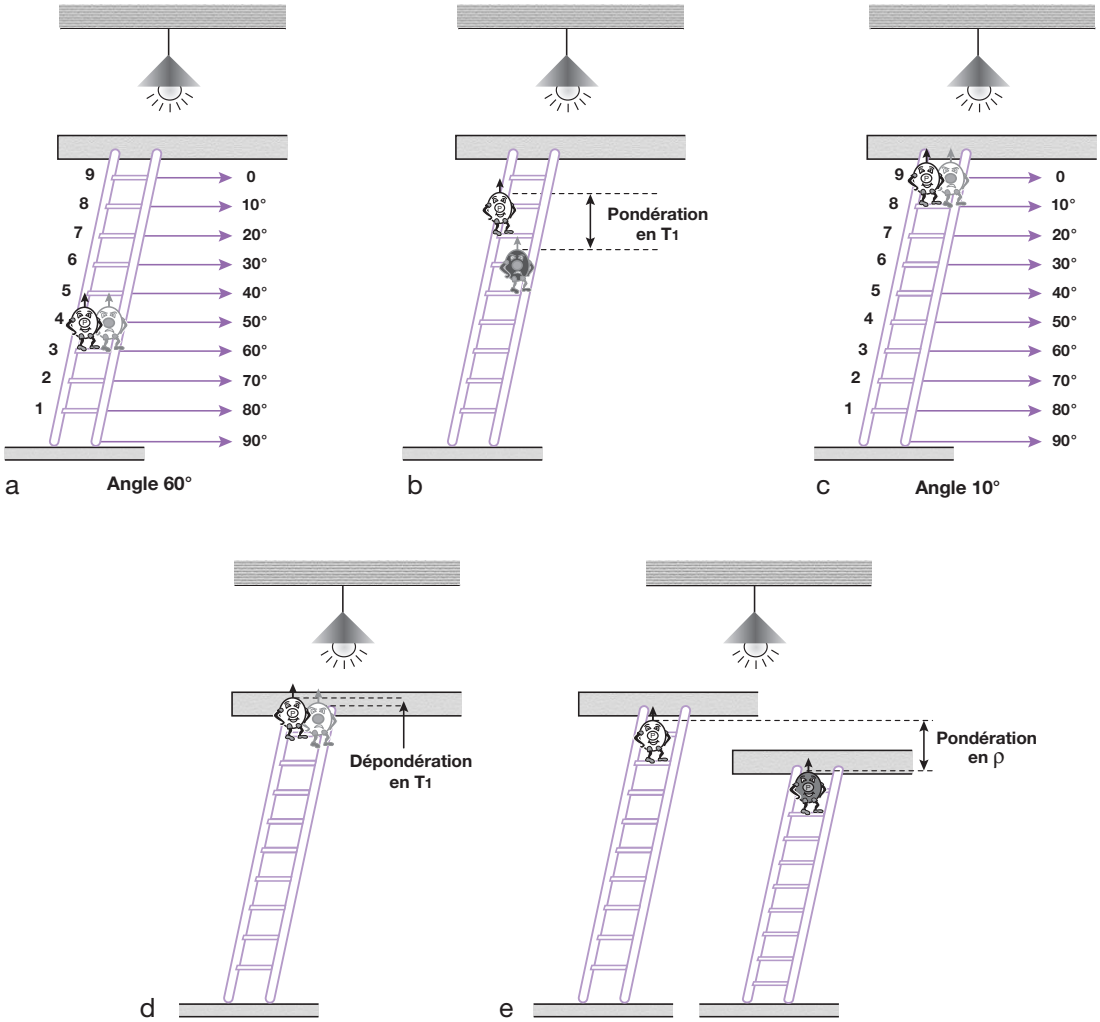



**Fig. 9-28.** Illustration schématique de l'influence de l'angle de bascule sur la pondération T1 ou ρ de la séquence (*voir* texte).

## Séquences d'EGR avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (*Spoiled Gradient Echo*)

Le contraste de ce type de séquence est le plus facile à comprendre. Le spoiler détruit l'aimantation transversale résiduelle, le contraste sera donc pondéré en T1 ou en densité de protons en fonction de l'angle de bascule (*voir* fig. 9-19 et 9-25). Pour de petits angles de bascule (5 à 15°), l'aimantation longitudinale reste proche de son état d'équilibre $\vec{M}z_0$; la repousse est donc toujours quasi complète (même pour un TR court), minimisant les différences en T1 («dépondération en T1») : la séquence est pondérée en densité de protons. En revanche, en augmentant l'angle de bascule (au-delà de 45°), les différences de relaxation des tissus en T1 peuvent s'exprimer et les images deviennent pondérées en T1.

En allongeant le TE, on introduit une pondération progressive en T2 (T2*), mais avec une réduction rapide du rapport signal sur bruit et surtout apparition d'artéfacts (de mouvement ou liés à l'inhomogénéité du champ magnétique) parfois très gênants (*voir* fig. 9-26 et tableau 9-1).

**Tableau 9-1** Contraste en séquence de type FLASH (ou FISP à TR > 100 ms).

| Pondération | $T_1$ | $T_2$* | ρ |
|---|---|---|---|
| TR (ms) | 200–400 | 200–400 | 200–400 |
| TE (ms) | 10–15 | 30–60 | 10–15 |
| θ (degrés) | 45–90° | 5–20° | 5–20° |

Le tableau 9-1 résume les données sur le contraste d'une séquence de type FLASH ou FISP (à TR > 100 ms).

## Séquences d'EGR avec gradient rephaseur «seul» (*Steady State Coherent Gradient Echo*)

Pour TR >> $T_2$*, elles ont le même contraste que les séquences d'EGR avec spoiler puisque l'aimantation transversale a le temps de disparaître d'une excitation à l'autre (c'est-à-dire comme si elle était «détruite»). C'est le cas en pratique pour des TR ≥ 100 ms (*voir* tableau 9-1).

Pour des TR très courts, où domine un état d'équilibre (de l'aimantation transversale), une pondération en $T_2$* peut être obtenue; en effet, dans ce type de séquence (*voir* fig. 9-20 et 9-25), les deux échos de gradient produits l'un par la bascule de l'aimantation longitudinale (lié à l'état d'équilibre de l'aimantation longitudinale = résiduelle + repousse, pondéré en $T_1$ ou densité de protons suivant l'angle de bascule) et l'autre par l'aimantation transversale résiduelle (lié à l'état d'équilibre de l'aimantation transversale pondérée en $T_2$*) coïncident dans le temps. Le rapport signal sur bruit est ainsi amélioré, mais le contraste de l'image est «plus complexe». À angle de bascule faible, on obtient une pondération en ρ, et à angle grand (> 30°), le contraste est directement lié au rapport $T_2/T_1$ (en fait $T_2$*/TR et $T_1$/TR). La différenciation tissulaire est faible car ce rapport varie peu dans les tissus mous (et les processus pathologiques où augmentent à la fois le $T_1$ et le $T_2$). En fait, seuls les tissus à $T_2$ ($T_2$*) très long (c'est-à-dire aqueux : liquide céphalorachidien et œdème) sont sollicités par cette séquence et apparaissent en signal hyperintense (le signal des tissus à $T_2$ court a disparu !).

REMARQUE : une meilleure pondération en $T_2$ est obtenue avec des temps d'écho longs mais, comme pour la séquence précédente (*Spoiled Flash*), les longs TE engendrent l'apparition d'artéfacts. La séquence de type FISP (contrairement à la variante true-FISP) (*voir* fig. 9-22) est particulièrement sensible aux mouvements (qui par déphasage détruisent la composante de l'aimantation transversale résiduelle) : de ce fait les liquides n'apparaissent pas toujours uniformément en blanc (pulsations du liquide céphalorachidien).

## Séquence de type état d'équilibre avec contraste renforcé en $T_2$ (*Contrast Enhanced Steady State Gradient Echo*)

Ce sont les seules séquences d'écho de gradient qui autorisent une bonne pondération en $T_2$ car seul l'écho de spin correspondant à l'écho stimulé (bien pondéré en $T_2$), produit de façon itérative par couples d'impulsions RF successives (θ, θ n + 1), est mesuré (*voir* fig. 9-24 et 9-25).

Le TE «effectif» dans ce groupe de séquence est supérieur au TR, l'écho de spin (stimulé) étant «lu» dans le cycle suivant; le rapport signal sur bruit est en revanche médiocre (long TE), mais ce type de séquences a l'avantage (par rapport aux précédentes) d'être moins sensible aux artéfacts de susceptibilité magnétique tout en restant très sensible aux mouvements. Ces séquences étaient utilisées en cholangio-IRM avant l'avènement des séquences de spin écho rapide.

Dans la variante DESS (*Double Echo in the Steady State*) ou FADE (*Fast Acquisition Double Echo*), les deux échos, écho de gradient (type FISP) et écho de spin (type PSIF), peuvent être exploités ensemble (*voir* fig. 9-25). Cette approche conduit à l'obtention d'une seule image combinant les «avantages» respectifs des deux séquences, à savoir le contraste en $T_2$ par la «contribution PSIF» et un meilleur rapport signal sur bruit par la «contribution FISP». Il est également possible d'obtenir deux images distinctes correspondant aux «2 échos séparés» FISP et PSIF avec leurs contrastes en $T_2$ respectifs.

Au total, nous voyons que les séquences d'écho de gradient permettent une réduction importante du temps d'acquisition (nous verrons plus loin qu'en réduisant le TR à quelques millisecondes elles autorisent une acquisition «ultrarapide»). En revanche, *elles sont surtout bien adaptées au contraste en T1* (et ρ) et leur temps d'acquisition peut encore être réduit (*voir* plus loin). *Il est beaucoup plus difficile d'obtenir en EGR une bonne pondération en T2* (d'où le grand nombre de séquences et leur complexité !). Fort heureusement, le problème d'une bonne pondération en T2 satisfaisante (avec des temps d'acquisition courts) est résolu par une approche tout autre faisant appel à un balayage rapide du plan de Fourier (balayage de plusieurs lignes de la matrice), en particulier la méthode utilisant des échos multiples : séquences RARE et dérivés.

## Imagerie rapide par remplissage de plusieurs lignes ou balayage rapide du plan de Fourier

### Séquences d'écho de spin rapide (RARE et dérivés)

La séquence d'écho de spin rapide (ESR) permet de réduire de façon notable le temps d'acquisition d'une séquence pondérée en T2 avec comme avantage principal qu'il n'y a pas de perte significative du rapport signal sur bruit de l'image. Sa première version a été mise au point par J. Hennig (RARE ou *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*) dès 1986 ! Quelque peu négligée à ses débuts par les grands constructeurs (sauf Brucker), la séquence RARE a bénéficié de quelques modifications de détails lui permettant de s'imposer rapidement comme la meilleure solution pour obtenir une image pondérée en T2 avec une réduction significative du temps d'acquisition (les balbutiements et difficultés à pondérer en T2 une séquence d'écho de gradient rapide ont sans doute contribué à son succès).

Normalement, dans une séquence de SE multi-écho, les échos successifs (obtenus à partir d'une même excitation – impulsion de 90°) sont utilisés pour obtenir des images de pondération différente (en général deux) : 1$^{er}$ écho image en ρ, 2$^{e}$ écho image en T2 (éventuellement 3$^{e}$ écho pondération en T2 plus marquée).

À partir de chacun des 1$^{er}$ et 2$^{e}$ échos de la première excitation, une seule ligne (la première) de chacun des deux plans de Fourier respectifs est réalisée : 1$^{er}$ écho → 1$^{re}$ ligne de l'image en ρ, 2$^{e}$ écho → 1$^{re}$ ligne de l'image en T2). Le remplissage des lignes suivantes (2$^{e}$, 3$^{e}$, etc.) des deux plans de Fourier (image en ρ, image en T2) est réalisé de façon séquentielle par chaque couple d'écho (1$^{er}$, 2$^{e}$) produit au cours des excitations successives : 2$^{e}$ excitation, acquisition des 2$^{e}$ lignes (des deux plans de Fourier), 3$^{e}$ excitation, acquisition des 3$^{e}$ lignes... et ainsi de suite jusqu'à remplissage ligne par ligne de toutes les lignes de chacun des deux plans de Fourier (fig. 9-29a).

L'approche pour diminuer la durée des séquences en écho de spin rapide (ESR) consiste à exploiter les différents échos d'une séquence multi-écho (séquence RARE à l'origine, Bruker, FSE Fast Spin Echo GE, TSE Turbo Spin Echo Siemens, Philips, etc., *voir* tableau 9-2). Chaque écho successif d'une même excitation va bénéficier d'un codage de phase spécifique conduisant à la réalisation d'une ligne supplémentaire au sein d'un même plan de Fourier (image) (fig. 9-29 et 9-30).

Une image peut ainsi être obtenue en un seul passage par un train «complet» de 64 à 128 échos (obtenus sur la courbe de décroissance en T2 d'une même excitation) et correspondant aux Np = 64 ou 128 lignes du plan de Fourier (séquence RARE). Cette technique présente (nous le verrons) des similarités avec l'écho-planar, mais la présence des impulsions de rephasage de 180° (nécessaires à la formation des échos de spin !) évite d'avoir recours à des gradients de commutation extrêmement puissants et très rapides.

Au lieu de coder en phase en un seul passage successivement toutes les lignes (Np) de l'image, il est possible d'obtenir l'image en plusieurs passages successifs portant sur un nombre plus restreint Ne d'échos et donc de lignes. Cette version qui segmente l'acquisition du plan de Fourier en «paquets» de lignes correspond aux versions FSE ou TSE (= RARE segmentée ou

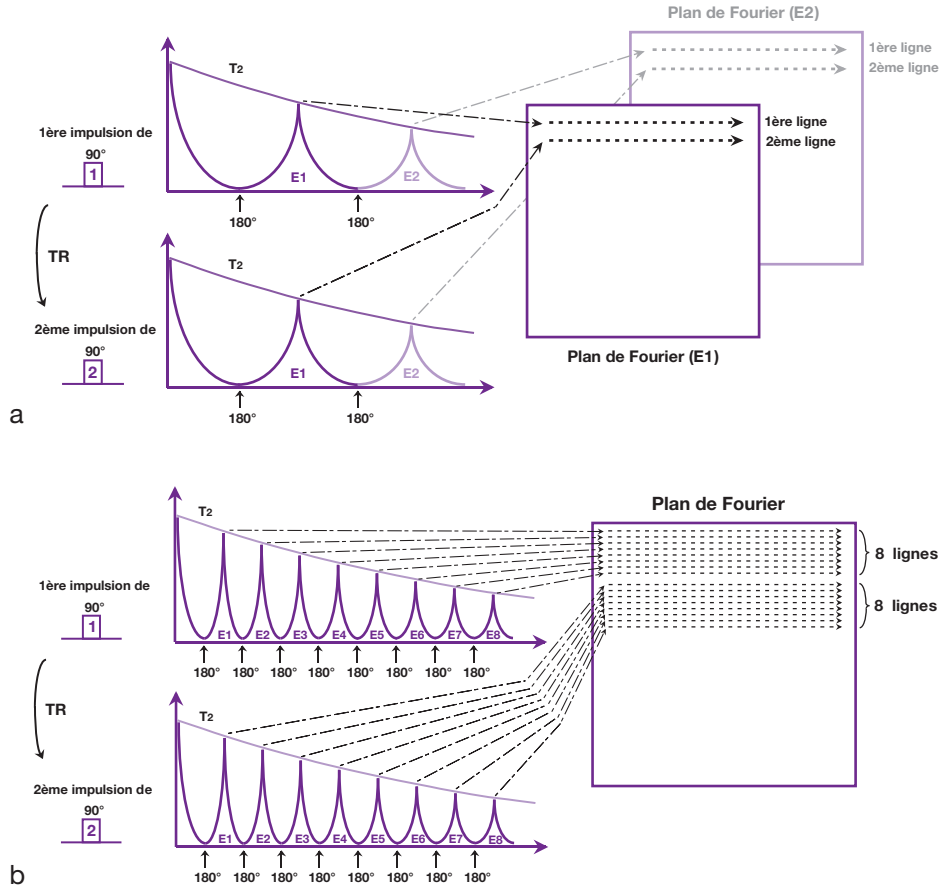



**Fig. 9-29.** Remplissage des lignes dans le(s) plan(s) de Fourier en séquence de SE et en ESR (*voir* texte). (a) Spin écho. (b) Spin écho rapide.

optimisée en quelque sorte !). Ainsi, si on exploite 8 échos au cours d'une même excitation, 8 lignes (au lieu d'une) seront acquises à chaque fois (fig. 9-29b). Le balayage au lieu de se faire ligne par ligne (comme en SE traditionnel) se fait par paquet de 8 lignes à chaque TR (donc 8 fois plus rapidement !). Le nombre de lignes acquises à chaque excitation peut en fait être fixé librement; il est lié au nombre d'échos Ne composant le train d'écho : on dit train d'écho à Ne échos (en anglais ETL = *echo train length* ou encore *turbo factor*). La durée d'acquisition de la séquence est alors donnée par l'équation :

$$\text{Tac} = (\text{Np}/\text{Ne}) \cdot \text{Nex} \cdot \text{TR} \quad [2]$$

En pratique, si on reprend l'exemple d'un train d'écho à Ne = 8 échos, le temps d'examen est divisé par 8 (en acquisition monocoupe[16]). Au lieu de réduire le temps d'examen par 8, il est possible avec un train à 8 échos de doubler Np de 256 à 512 (donc la résolution spatiale) et toujours diviser Tac par 4 !

Le contraste de l'image va correspondre à un mélange des différents échos composant le train d'écho. Contrairement aux séquences d'EGR, les séquences d'ESR permettent d'obtenir une forte pondération en T2. La séquence est également bien dépondérée en

16 En effet, en acquisition multicoupes, le TR minimal par coupe est augmenté car, avant de passer au paquet de coupes suivant dans un plan de coupe, il faut avoir complété l'acquisition des paquets de coupes «correspondants» dans les autres plans de coupes. Le Tac n'est donc pas tout à fait réduit en 1/Ne.

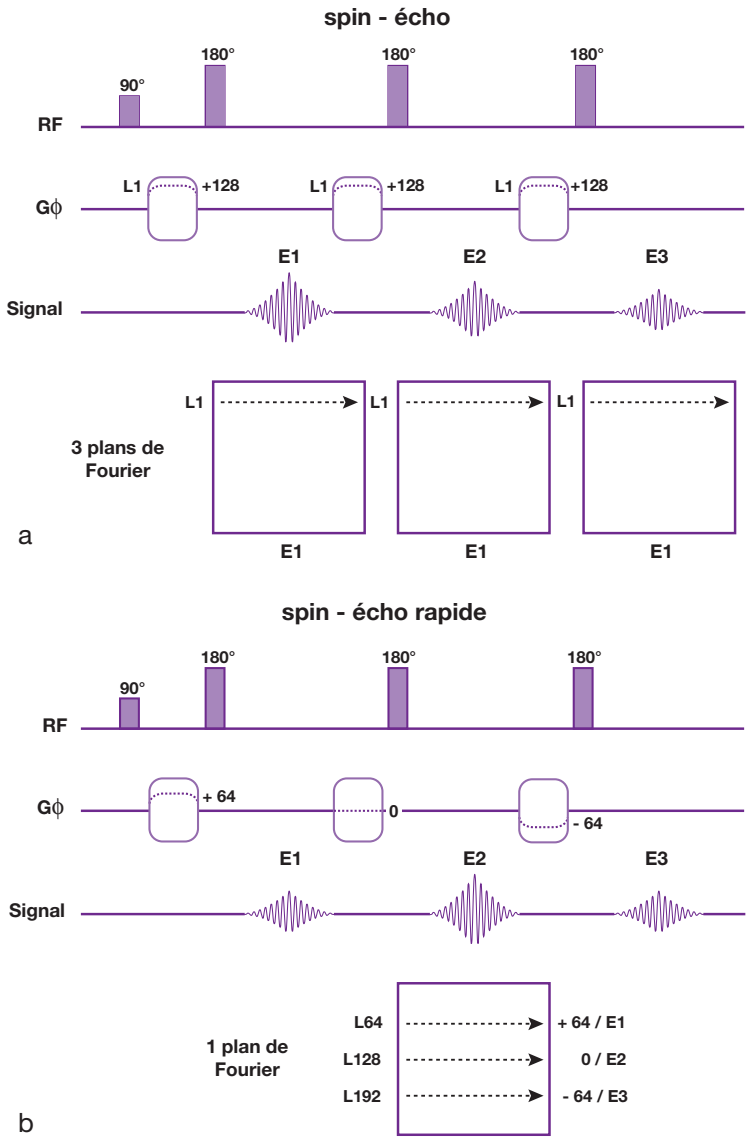



**Fig. 9-30.** Remplissage du plan de Fourier par incrémentation du gradient de codage de phase en séquence de SE et en ESR.
(a) En SE, les différentes impulsions successives (en général au nombre de deux mais parfois plus – dans notre exemple au nombre de trois) de 180° (même amplitude du gradient de codage de phase) permettent de réaliser ligne par ligne les deux ou trois plans de Fourier correspondant aux deux ou trois échos (mêmes images de contraste T2 différent).
(b) Alors qu'en ESR, les trois impulsions successives de 180° (amplitudes du gradient de phase différentes) permettent de réaliser trois lignes d'un seul plan de Fourier (réduction du Tac par trois).

T1 car le TR est plus long qu'en ES standard. Du fait de la contribution d'échos très tardifs fortement pondérés en T2, le contraste «naturel» de la séquence (particulièrement en single shot[17]) est également fortement pondéré en T2. En fait, en acquisition segmentée, la pondération de la séquence peut être modulée en fonction du TE auquel auront été acquises les lignes centrales du plan de Fourier (basses fréquences à signal élevé qui conditionnent le contraste de l'image; *voir* Chapitre 7). Par exemple, si l'acquisition des lignes centrales est réalisée pour des échos centrés autour de 80 à 100 ms, le contraste de l'image finale sera proche d'une image de SE avec un TE de 90 ms que l'on appelle le TE effectif (fig. 9-31)[18]. Les lignes centrales du plan Fourier correspondent à l'application des amplitudes les plus faibles du gradient de codage de phase et par

17 En effet en single shot, tout le plan de Fourier est balayé en une fois : il n'y a pas de TR proprement dit ou mieux il est en quelque sorte «infini».

18 Avec un temps d'acquisition très réduit par rapport à l'ES standard : en SE avec TR = 3 000, Np = 256 et Nex = 1, Tac = 12,8 min; en ESR avec Ne = 15, Tac < 1 min.

**Tableau 9-2** Récapitulatif des séquences d'imagerie rapide et leurs correspondances par rapport aux principaux constructeurs (le glossaire des différents acronymes est disponible dans l'Annexe 25).

| Séquences | Descriptions détaillées des séquences | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Écho de Spin Rapide (ESR)** | Echo de Spin Rapide (train d'échos). | FSE-XL / FSE | FSE | TSE | TSE | FastSE |
| | Echo de Spin Rapide (train d'échos) avec refocalisation en fin de TR (180° puis −90° ou directement −90°) lorsque le signal des tissus est éteint sauf celui des liquides. | FRFSE-XL (−90°) | DEFSE | TSE DRIVE (180° puis −90°) | Restore (180° puis −90°) | FSE/FASE T2 Plus |
| | Echo de Spin Rapide (train d'échos) en lecture radiaire du plan de Fourier. | PROPELLER-$T_2$ | RADAR (remplissage radiaire) | MultiVane $T_1$/$T_2$/ FLAIR/DWI | BLADE | JET |
| | Echo de spin rapide avec angle de bascule de refocalisation variable, modulé en amplitude durant la durée du train d'échos. | Cube | | VISTA; 3D BrainView | SPACE (TSE-VFL) | VFA |
| **Écho de Spin Ultra Rapide (ESUR)** | Echo de Spin Ultra Rapide (train d'échos) avec balayage du plan de Fourier en un seul ou en quelques TR. | SSFSE [de 184 à 264 échos] | MRCP with ADA | Multi et Sshot TSE [Half Scan 0,6 à 1] | SSTSE / HASTE [128 échos] / RARE [240 échos] | FASE (facteur écho 512) SuperFASE (facteur écho 1024) |
| | Echo de Spin Ultra Rapide (train d'échos) à angle d'excitation ou angle de refocalisation variables. | SSFSE [de 184 à 264 échos] | FSE (3 à 120°) | Modified TSE | TSE (angle de refocalisation variable) | FSE (variable flip angle) |
| **Écho de Gradient classique (EG)** | Echo de Gradient à TR long et angle d'excitation important. | GRE / MPGR / Gradient Echo | GE | FFE | GRE | FE |
| **Écho de Gradient Rapide (EGR)** | Echo de Gradient Rapide avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) pour TR $<$ $T_2$ des tissus. | SPGR / Spoiled GRASS | RSSG | FFE $T_1$ | FLASH / Spoiled FLASH | FE $T_1$ |
| | Echo de Gradient Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle) et TR $<<$ $T_2$ (angle d'excitation petit). | GRE / GRASS | TRSG | FFE | FISP | FFE |
| | Echo de Gradient Rapide avec gradient supplémentaire provoquant un second écho dans le TR suivant (écho stimulé à TE long). | SSFP (n'est plus utilisée dans sa forme d'origine : séq. dérivées) | | FFE $T_2$ | PSIF | FFE |
| | Echo de Gradient Rapide avec un signal FISP et un signal PSIF échantillonnés séparément pendant le même TR. | | | | DESS | |

*(Suite)*

**Tableau 9-2** Suite.

| Séquences | Descriptions détaillées des séquences | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | Echo de Gradient Rapide avec gradients équilibrés dans les 3 axes : mélange signal d'écho traditionnel et d'écho stimulé ; TR peut être diminué (TR $<$ 5 ms). | FIESTA | BASG | Balanced FFE / BFFE | True FISP | True SSFP |
| | Echo de Gradient Rapide avec double acquisition et un décalage de phase entre les deux acquisitions. | FIESTA-C | | Balanced TFE / BTFE | | SPEED |
| | Echo de Gradient Rapide avec gradients équilibrés dans les 3 axes : mélange signal d'écho traditionnel et d'écho stimulé ; TR peut être diminué (TR $<$ 5 ms). Lecture segmentée multishot centrique. | 3D COSMIC | | 3D B FFE et 3D B TFE | | |
| | Echo de Gradient Rapide avec deux séq. True FISP réalisées successivement (alternance du signe de l'angle d'excitation à chaque TR de la 2ê True FISP). | | PBSG | | CISS | |
| | Séquence d'écho de gradient précédée d'un pulse 180 ° d'inversion. | | GEIR | IR FFE; IR TFE | | |
| | Imagerie rapide $T_1$ 3D avec fat Sat. | | TIGRE | THRIVE | | |
| | Echo de Gradient Rapide avec train de 5 ou 6 échos : échos additionnés pour une même ligne du plan de Fourier (augmentation du rapport signal sur bruit). | MERGE | | mFFE | MEDIC | DUAL TE FE 3D |
| | Echo de gradient rapide 3D pondéré T2* à temps d'écho long (imagerie de susceptibilité magnétique). | SWAN | | BOLD Imaging | SWI | FSBB |
| **Écho de gradient Ultra Rapide (EGUR)** | Echo de Gradient Ultra Rapide avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et impulsion RF 180° préparatoire. | Fast SPGR [IR Prep] / Fast SPGR IR | Paramétrable mais pas de nom particulier pour cette séquence | TFE $T_1$ / TFE [invert prepulse] | Turbo FLASH | FastFE |
| | Echo de Gradient Ultra Rapide $T_1$ 3D avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et impulsion RF 180° préparatoire. | BRAVO | | eTRHIVE: mDIXON | MP-RAGE [3D] [TI] | FFE 3D |
| | Echo de Gradient Ultra Rapide avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) pour TR $<$ $T_2$ des tissus. | FSPGR | Paramétrable mais pas de nom particulier pour cette séquence | TFE $T_1$ / TFE [invert prepulse] | Turbo FLASH | FastFE |
| | Echo de Gradient Ultra Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle). | Fast GRASS / Fast GRE | SARGE | TFE $T_2$ | Turbo FLASH | FastFE |
| | Echo de Gradient Ultra Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle), saturation de la graisse et acquisition parallèle. | FSPGR ou FGRE + 3D + SPECIAL + ASSET / VIBRANT | SARGE + FS + RAPID | B TFE | VIEWS | FastFE + SPEEDER |

*(Suite)*

| | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | Echo de Gradient Ultra Rapide 3D avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et angle d'excitation faible. | Fast SPGR / LAVA | Paramétrable mais pas de nom particulier pour cette séquence | eTHRIVE | VIBE [3D] (+/- Fat SAT +/- iPAT) | QUICK 3D (+/-FAT SAT +/-WET +/-SPEEDER ) |
| | Echo de Gradient Ultra Rapide avec train d'échos (balayage de plusieurs lignes du plan de Fourier dans un TR). | Fast GRE ET / FGRET | RSSG-EPI | TFE | | FFE-EPI |
| **Séquences hybrides** | Echo de Spin Rapide avec un gradient oscillant dans chaque écho (lecture du plan de Fourier en dents de scie). | | | GRASE / TSE-EPI | TGSE | Hybrid-EPI |
| **Inversion Récupération Rapide (IRR)** | Impulsion d'inversion et Echo de Spin Rapide. | FSE-IR | FIR | IR TSE | TIR / TIRM | Fast IR |
| | Impulsion d'inversion et Echo de Spin Rapide à TI court (# 150 ms). | FSE-IR / Fast STIR | Fast STIR | Turbo STIR / STIR TSE | STIR / Turbo STIR | Fast STIR |
| | Impulsion d'inversion et Echo de Spin Rapide à TI moyen (# 350 à 800 ms). | $T_1$ FLAIR | $T_1$ FI | $T_1$ IR TSE / Real IR TSE | IR $T_1$ | Fast IR |
| | Impulsion d'inversion et Echo de Spin Rapide à TI long (# 2300 ms à 1,5 T). | $T_2$ FLAIR / Fast FLAIR | FAST FLAIR | Turbo FLAIR / FLAIR TSE | Turbo Dark Fluid / Turbo FLAIR | Fast FLAIR |
| | Impulsion d'inversion et Echo de Spin Rapide à TI long (# 2200 ms à 1,5 T) et lecture radiaire du plan de Fourier. | PROPELLER-FLAIR | RADAR/FLAIR | Multi Vane | BLADE ; paramétrable | JET |
| **Inversion Récupération Ultra Rapide (IRUR)** | Impulsion d'inversion et Echo de Spin Ultra Rapide. | SSFSE-IR | FIR paramétré avec IET court | IR TSE Ssh | | IR FASE |
| **Écho Planar (EPI)** | Echo Planaire par un 1er écho de spin puis un train d'échos de gradient (EPI Blipped monoshot ou multishots). | Spin Echo-EPI / SE EPI | SE EPI | Multi et Ssh SE-EPI | EPI SE | SE-EPI / FSE-EPI |
| | Echo Planaire par un 1er écho de gradient (monoshot ou multishots). | Gradient Echo-EPI / GRE EPI | SG-EPI | Multi et Ssh FFE-EPI (perfusion) / TFE-EPI (cardiaque) | EPI FID (perfusion) / EPI FID (activation neuronale) | FE-EPI Dynamic FE-EPI |
| | Echo de Spin Rapide avec un gradient oscillant dans chaque écho (lecture du plan de Fourier en dents de scie). | | | GRASE / TSE-EPI | TGSE | Hybrid-EPI |
| | Echo Planaire avec impulsion d'inversion à TI long (# 2300 ms à 1,5 T). | FLAIR EPI | FLAIR EPI | IR EPI | EPIR / EPI Dark Fluid | IR-EPI |

Entre crochets sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée.

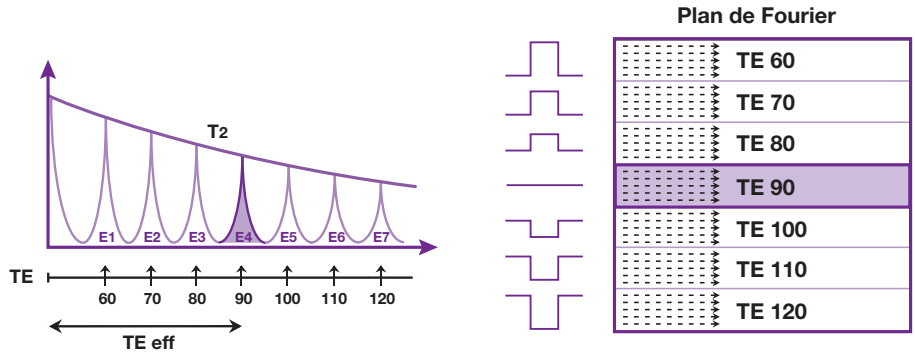



**Fig. 9-31.** Notion de TE effectif.
La pondération de la séquence peut être modulée en fonction du TE auquel sont acquises les lignes centrales du plan de Fourier. Par exemple, si l'acquisition des lignes centrales est réalisée pour des échos centrés autour de 80 à 100 ms, le contraste de l'image finale sera proche d'une image de SE avec un TE de 90 ms que l'on appelle le TE effectif.

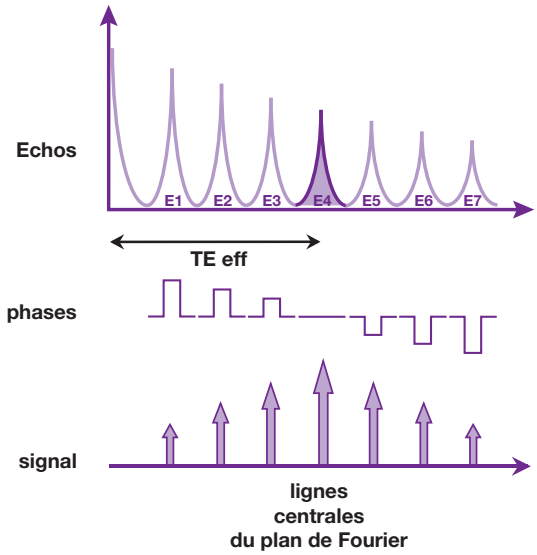



**Fig. 9-32.** Les lignes centrales du plan Fourier correspondent à l'application des amplitudes les plus faibles du gradient de codage de phase et par conséquent aux déphasages les moins importants, permettant d'obtenir un signal élevé au moment du TE effectif.

conséquent aux déphasages les moins importants permettant d'obtenir un signal élevé au moment du TE effectif (fig. 9-32).

Comme en ES, on peut obtenir dans une même séquence d'ESR un «double écho» (effectif) : en partant d'un train de 6 échos, par exemple, il est possible de le scinder en deux en regroupant les 3 premiers échos («précoces») pour obtenir une pondération en densité protonique et les 3 derniers échos («tardifs») pour obtenir une pondération en T2 (fig. 9-33). Les différents pas de gradients de phase sont «organisés» de manière à placer les bons temps d'écho au centre du plan de Fourier correspondant (*voir* fig. 9-33).

Une des particularités des images d'ESR est que la graisse présente un signal élevé[19] (par rapport à l'ES standard à pondération T2 équivalente). Il existe également un effet intrinsèque de «compensation de flux» par rephasage des spins sur les échos pairs[20] se traduisant par une réduction des artéfacts pulsatiles (du liquide céphalorachidien notamment).

Les séquences d'ESR sont moins sensibles que l'ES standard aux inhomogénéités du champ magnétique (par exemple : défaut de shimming[21]). Elles sont également moins sensibles aux effets de susceptibilité magnétique et le signal des hématomes sera également réduit par rapport au SE conventionnel[22] et surtout par rapport à l'écho de gradient (fig. 9-34).

19 Cela est lié à la présence dans le train d'écho déterminant le contraste de l'image d'échos précoces qui apportent une contribution en T1 dont bénéficie en premier lieu la graisse à T1 court.

20 L'application à intervalles «régulier» de multiples impulsions de 180° à pour conséquence un rephasage des spins sur les paires d'échos successives.

21 L'application répétée à intervalles courts de multiples impulsions de 180° a pour effet de réduire le déphasage induit par les inhomogénéités du champ magnétique.

22 De nouveau, l'application répétée à intervalles courts de multiples impulsions de 180° a pour effet de réduire le déphasage périlésionnel des spins (lié à un effet de susceptibilité magnétique du fer contenu dans les produits de dégradation de l'hémoglobine, en particulier l'hémosidérine).

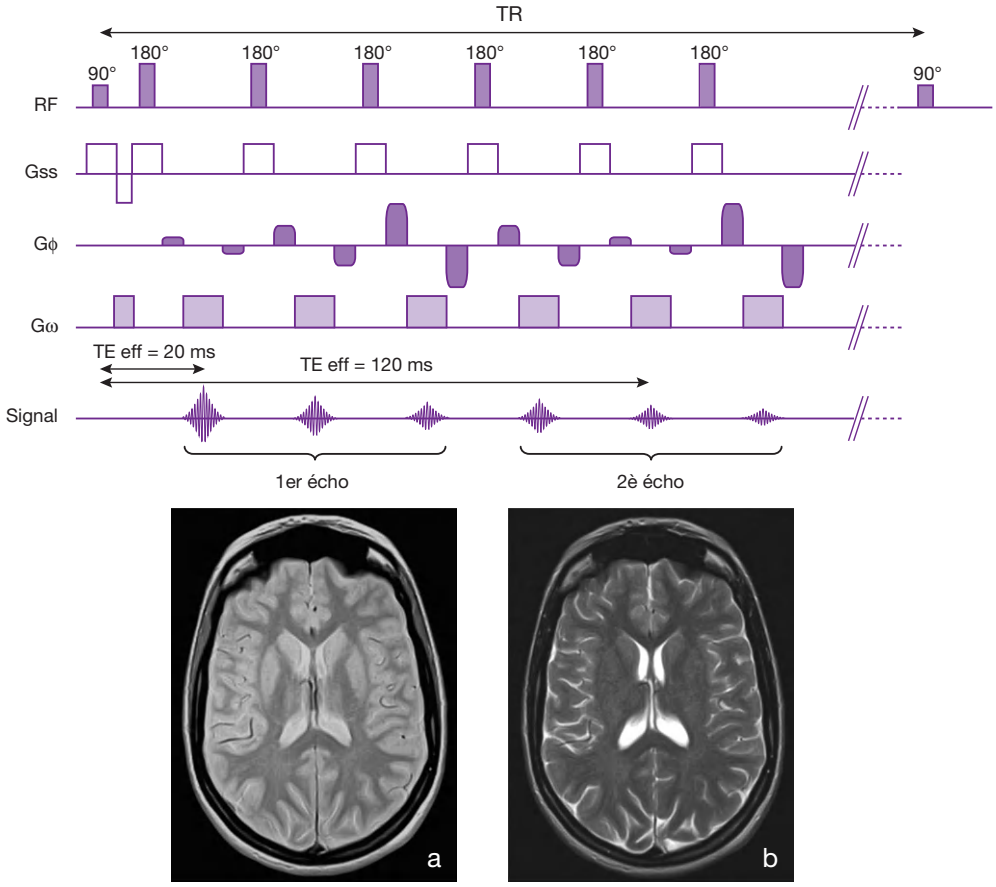



**Fig. 9-33.** Écho de spin rapide multi-échos.
En ESR (comme en écho de spin), on peut obtenir un double écho effectif. Dans notre exemple, les trois premiers échos de chaque TR sont destinés à une image correspondant à une pondération en densité protonique (TE effectif = 20 ms – image a) et les trois derniers échos permettent d'obtenir une image pondérée en $T_2$ (TE effectif = 120 ms – image b). Le TR est de 3 500 ms.
Les pas de gradient de phase sont « organisés » de manière à placer les bons échos au centre du plan de Fourier de chaque image.
Notons que sur l'image a, le liquide céphalorachidien est blanc, de signal proche mais légèrement supérieur à la substance grise, comme nous l'avions évoqué dans la figure 5-18 (*voir* aussi Annexe 10).

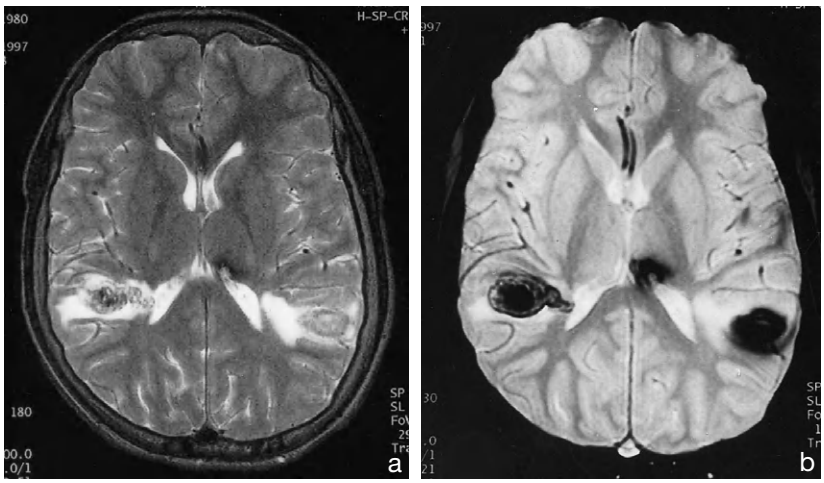



**Fig. 9-34.** Hématomes multiples en ESR (a) et EGR (b). Noter la bien meilleure visualisation de ces derniers en écho de gradient (par effet de susceptibilité magnétique).
*J.L. Dietemann.*

Toute variation importante du signal entre deux lignes consécutives du plan de Fourier en ESR entraîne l'apparition d'artéfacts (à type de flou[23] et d'images fantômes). Étant donné que le signal varie d'un écho au suivant (décroissance en T2), le délai séparant un écho du suivant (espace inter-écho), de même que l'ordre d'acquisition des lignes sont primordiaux. En réduisant l'espace inter-écho, on réduit les variations en T2 du signal et donc le flou de l'image. Cela se fait au détriment de l'échantillonnage du signal ou de la longueur de l'impulsion de 180° qui doivent être plus courts. Si le temps d'échantillonnage est réduit (bande passante plus large), le rapport signal sur bruit de l'image est également réduit[24] (*voir* Chapitre 8). Si la durée des impulsions de 180° est réduite, elles deviennent moins sélectives (dans la coupe : gaussienne au lieu de rectangulaire) et le phénomène d'excitation croisé est majoré, imposant un espace intercoupe plus grand (ajout de pondération T1 et baisse du rapport signal sur bruit, *voir* Chapitre 11). Pour éviter ces biais (variations en T2 du signal entre deux lignes consécutives du plan de Fourier et phénomène d'excitation croisée), l'ordre d'acquisition des lignes d'un segment à l'autre est généralement de type «entrelacé».

Une autre conséquence de la moindre sélectivité des impulsions de 180° est un effet de transfert d'aimantation sur les protons liés aux protéines, avec réduction du signal de ces derniers. Cela se traduit, par exemple, par une moins bonne différenciation des disques intervertébraux normalement hydratés par rapport aux disques dégénératifs.

L'influence des paramètres de la séquence sur l'image (TR, TE effectif, longueur de train d'écho et espacement inter-écho) est présentée dans le tableau 9-3. Un autre inconvénient de L'ESR concerne le transfert d'énergie aux tissus (absorption au niveau tissulaire) engendré par la répétition d'impulsions de 180° (mesurée par le taux d'absorption spécifique ou SAR qui augmente avec le nombre d'échos composant le train d'écho – *voir* Chapitre 13).

23 Une variation brutale du signal entre deux lignes consécutives du plan de Fourier induit des erreurs lors de la transformée de Fourier ayant pour conséquence un défaut de codage spatial (équivalent à l'artéfact de troncature en ES sur une zone de variation brutale de signal). En ESR, cela se traduit par un flou de l'image (c'est-à-dire un équivalent de filtre à hautes fréquences d'où diminution de la résolution spatiale) que l'on peut confondre avec un artéfact de mouvement du patient.

24 En réduisant l'espace inter-écho (à train d'écho égal), on augmente le nombre d'impulsions de 180°; de ce fait les hématomes seront encore moins bien visualisés. La graisse apparaîtra également de plus en plus blanche avec la réduction de l'espace inter-écho.

**Tableau 9-3** Influence des paramètres en ESR.

| Paramètres | Modifications | Effet sur la séquence | Explications |
|---|---|---|---|
| TR | ↑ | ↑ S/B<br>↑ en T2<br>↑ T Acq<br>↑ nombre de coupes autorisées | ↓ saturation spins (↑ MLr)<br>↓ en T1<br>(idem SE standard)<br>(idem SE standard) |
| TE effectif | ↑ | ↑ en T2<br>↓ S/B | Décroissance en T2<br>(idem SE standard) |
| Train d'écho | ↑ | ↓ T Acq<br>↓ nombre de coupes autorisées<br>↑ flou image | Paquet de lignes (Ne) ↑<br>(idem à ↑ TE en SE standard)<br>Échos tardifs faibles : ↑ ≠ signal au sein Plan de Fourier |
| Espace interécho | ↓ | Meilleur contrôle du contraste/TE effectif<br><br>↓ T Acq<br>↑ nombre de coupes autorisées<br>↓ flou image<br>↑ phase excitation croisée (S/B et ajout pondération T1) | Train d'écho «rencentré» sur TE effectif<br>Acquisition (même) paquet de lignes ↓<br>(idem à ↓ TE en SE standard)<br>↓ ≠ signal d'une ligne à l'autre Plan de Fourier<br>↓ durée impulsion 180° → moins sélective coupe |

De même, la formation d'*échos stimulés*[25] (ajoutés aux ES des 180°) peut faire apparaître des artéfacts dans l'image. Pour contourner ces deux problèmes, l'angle de bascule des impulsions RF peut être réduit de 180 à 120–150° (en particulier dans les versions single shot).

L'acquisition en un seul passage (type single shot RARE) peut être encore réduite par la technique de demi-plan de Fourier (HASTE half-Fourier single shot TSE Siemens, SSFSE single shot FSE GE, Sshot TSE Philips, etc.). Ce type de séquence avec acquisition en coupes plus ou moins épaisses trouve son application en myélographie, urographie ou cholangiographie IRM (fig. 9-35 et 9-36). En ESR, les spins intravasculaires sont déphasés et les vaisseaux apparaissent en hyposignal (comme en ES traditionnel) : c'est la raison pour laquelle les voies biliaires en hypersignal se distinguent bien des structures vasculaires (veines portes, artères hépatiques). Cela permet également d'obtenir de bonnes images du système cardiovasculaire en moins d'une seconde, permettant de remplacer les images traditionnelles en ES (*voir* Chapitre 14), ou encore de réaliser des IRM fœtales (fig. 9-37).

25 Nous avons vu qu'un «couple» d'impulsions successives θ° n-θ°n + 1 engendre la formation d' un écho stimulé dans le cycle suivant n + 2; il en est de même qui plus est pour un «couple» d'impulsions successives 180°n-180° n + 1.

**Fig. 9-35.** Effet myélographique obtenu sur une coupe sagittale du rachis lombaire en ESR (pondération T2).

En complément, une évolution de la séquence d'ESR permet encore d'augmenter le signal des structures liquidiennes : il s'agit des séquences de type TSE DRIVE (Philips), RESTORE (Siemens), FRFSE-XL (General Electric), etc. (*voir* tableau 9-2). Dans cette séquence, on applique une impulsion de – 90° lors du dernier écho provoqué par les impulsions de 180° successives de la séquence d'ESR. Cette impulsion sélective conduit à transformer l'aimantation transversale résiduelle des tissus à T2 long (liquides) en aimantation longitudinale, alors que les autres tissus ont «terminé» leur relaxation (fig. 9-38). De cette manière, on redonne de l'amplitude (et donc du signal) aux structures liquidiennes par rapport aux autres tissus même en utilisant des TR courts. Cette séquence peut donc être associée à des acquisitions 3D en ESR. Elle permet d'améliorer l'effet myélographique en imagerie médullaire (*voir* fig. 9-38) et trouve également des applications dans l'étude de l'oreille interne, en cholangiographie IRM ou en imagerie ostéo-articulaire.

Une autre approche pour réduire encore la durée d'acquisition consiste à combiner des signaux obtenus par écho de spin et par écho de gradient (séquence GRASE – *GRAdient and Spin Echo* – Philips, ou TGSE – *Turbo Gradient Spin Echo* – Siemens). Les images sont acquises avec un nombre réduit d'impulsions de 180° (une impulsion de 180° pour plusieurs échos de gradients, fig. 9-39), ce qui permet de corriger certains inconvénients de l'ESR : la réduction de l'effet de susceptibilité magnétique (d'où la meilleure détection des hématomes), le transfert d'énergie qui est moindre (réduction du SAR – *voir* aussi Chapitre 13) et le problème de profil de coupe et d'excitation croisée (possibilité de réaliser des coupes fines quasi jointives). Une acquisition très rapide en single shot est également possible (en 3D).

Par ailleurs, notons que les séquences d'inversion récupération sont, en général, associées à l'ESR pour en réduire les temps d'acquisition : ce sont les séquences de type FSE-IR (GE), IR TSE (Philips), TIRM ou TIR (Siemens), etc. (*voir* tableau 9-2). De la

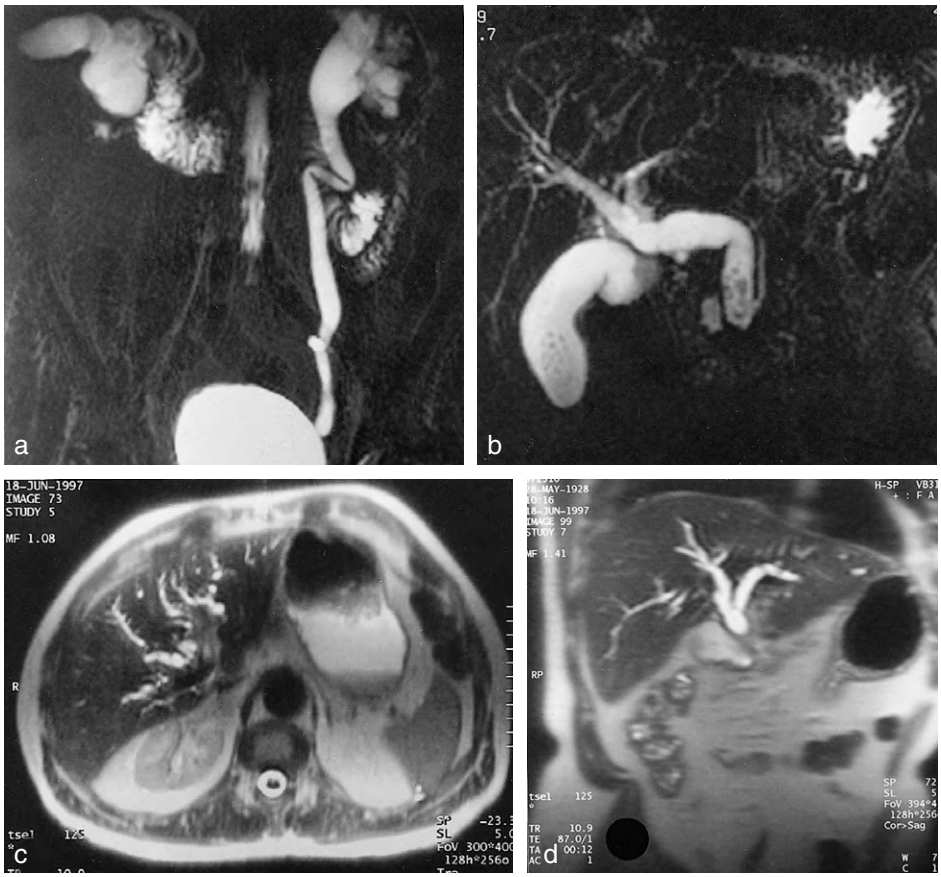



**Fig. 9-36.**
(a) Urographie-IRM : dilatation urétéro-pyélo-calicielle gauche (noter également la visualisation du cholédoque et du duodénum) (SSFSE).
(b) Cholangiographie-IRM : empierrement et dilatation du cholédoque avec nombreux calculs également dans la vésicule biliaire (SSFSE).
(c,d) Cholangiographie-IRM en séquence HASTE coupes axiale (c) et frontale (d). Dilatation des voies biliaires au-dessus d'un obstacle pancréatique (tumeur maligne de la tête du pancréas).
*Cliché D. Krause.*

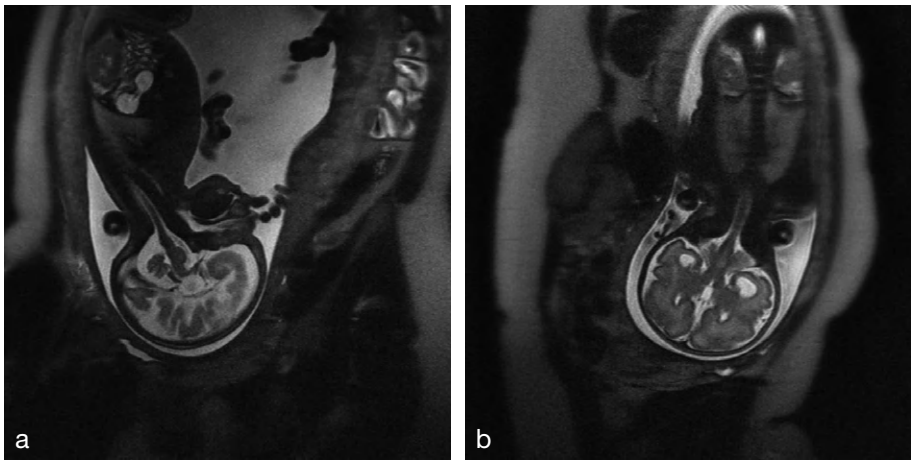



**Fig. 9-37.** Exemple d'IRM fœtale réalisée en séquence HASTE.
(a) Coupes sagittales cérébrales sur le fœtus.
(b) Coupes coronales cérébrales sur le fœtus.
TR = 3 190 ms, TE = 139 ms, 19 coupes de 4 mm d'épaisseur en 1'02.

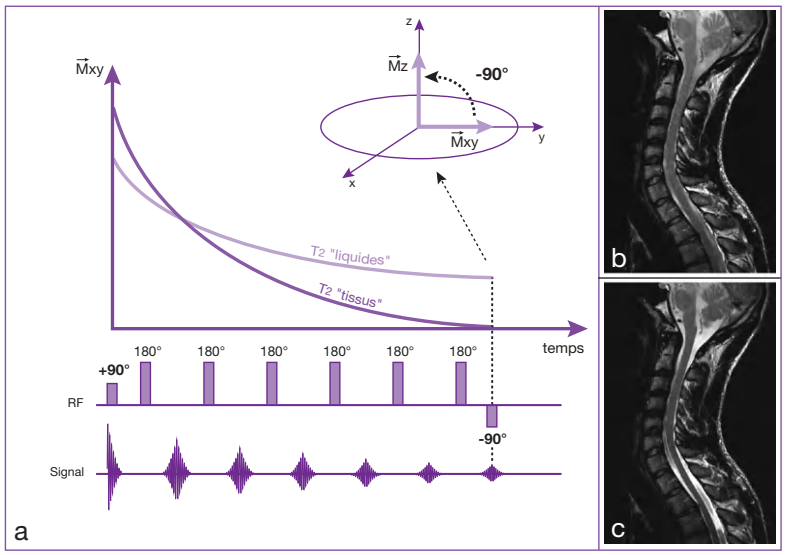



**Fig. 9-38.** Principe de la séquence d'ESR avec «refocalisation de liquides» de type TSE DRIVE (Philips), RESTORE (Siemens), FRFSE-XL (General Electric), etc.
Une impulsion de – 90° lors du dernier écho provoqué par les impulsions de 180° successives de la séquence d'ESR conduit à transformer l'aimantation transversale résiduelle des tissus à T2 long (liquides) en aimantation longitudinale, alors que les autres tissus ont «terminé» leur relaxation, ce qui permet d'augmenter le signal des «liquides» (a). On peut donc, par exemple, améliorer l'effet myélographique en imagerie médullaire, même avec un TR relativement court : image b réalisée en écho de spin rapide, TR = 1 000 ms, TE = 111 ms, sans RESTORE; image c comportant les mêmes paramètres, avec RESTORE.

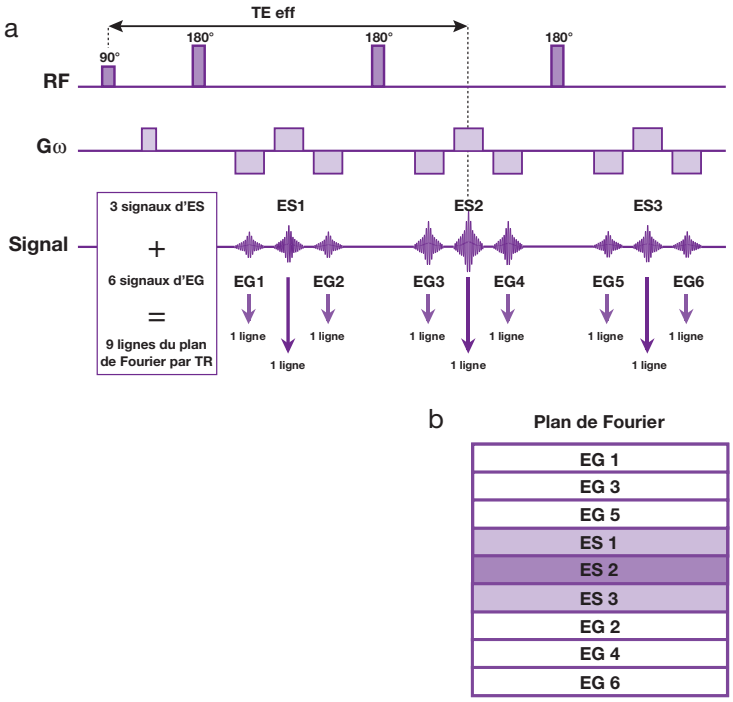



**Fig. 9-39.** Combinaison entre ESR et EG : séquence GRASE (Philips) ou TGSE (Siemens).
Dans notre exemple, la séquence comprend :
– 3 impulsions RF de 180° produisant 3 signaux d'écho de spin et permettant l'acquisition de 3 lignes du plan de Fourier par TR;
– 2 signaux d'écho de gradient pour chaque signal d'écho de spin d'où l'acquisition de 6 lignes supplémentaires par TR;
– au total, 9 lignes du plan de Fourier sont acquises par TR (a).
Les signaux d'ES sont destinés à contrôler le contraste de l'image et sont ainsi concentrés au centre du plan de Fourier (ici le TE effectif correspond à l'ES 2) (a,b).
Les signaux d'EG sont placés en périphérie du plan de Fourier pour contrôler la résolution spatiale (b).

même manière, une version avec suppression de graisse (Fast STIR ou Turbo STIR) et avec suppression de liquide (Fast FLAIR ou Turbo FLAIR) sont disponibles (*voir* Chapitre 12).

Enfin, comme nous l'avions déjà évoqué à la fin du Chapitre 7, les acquisitions radiales (ou codage radiaire du plan de Fourier) peuvent être associées à l'ESR (PROPELLER-T2, General Electric, ou BLADE, Siemens) dans le but, en particulier, de diminuer les artéfacts de mouvements (*voir* tableau 9-2).

# Techniques d'imagerie instantanée

## Écho de gradient «ultrarapide»

### Snapshot imaging

La durée d'acquisition d'une séquence d'écho de gradient rapide type Flash est de l'ordre de quelques secondes. L'équipe de A. Haase a proposé une version ultrarapide de la séquence Flash dans laquelle la durée de commutation des gradients est améliorée (elle est aussi disponible en FISP). Une image en matrice Np = 128 est obtenue en moins d'une seconde (avec des TR très courts de 3 à 15 ms) (TurboFLASH, TurboFISP Siemens, FastSPGR, FastGRASS GE, etc.). Le contraste «naturel» des images de type *snapshot imaging* est en densité protonique du fait du très petit angle de bascule. Par une «préparation» adéquate de l'aimantation avant la séquence, une pondération en T1 est réalisable.

Pour ce faire, la séquence proprement dite est précédée d'une impulsion de 180°, qui va moduler la pondération en T1 de façon identique à une séquence d'inversion récupération traditionnelle, c'est-à-dire par le temps d'inversion (TI = 200 à 1 000 ms) (*Inversion Recovery prepared Snapshot imaging*, IR TurboFLASH, FSPGR prepared, TFE, etc., *voir* tableau 9-2). En effet, si les lignes centrales du plan de Fourier (qui gouvernent le contraste) sont acquises en premier, c'est-à-dire juste après le TI, la valeur du TI détermine directement le contraste en T1 (fig. 9-40a). Par cette approche, il est également possible de supprimer un tissu de l'image comme la graisse (idem à STIR). En revanche, si l'acquisition des lignes est de type séquentielle (de N1 à N64 ou 128), le contraste est donné par le TI effectif = TI + TR × Np/2, qui correspond à l'acquisition des lignes centrales (fig. 9-40b). Dans ce cas, le contrôle du contraste est plus restrictif : en particulier, la suppression de graisse n'est plus possible (TE effectif trop long par rapport au moment où le signal de la graisse s'annule !).

Une préparation pour pondérer en T2 est également réalisable en faisant précéder la séquence par un train d'impulsions 90°-180°-90° (*DE-prepared-driven equilibrium*).

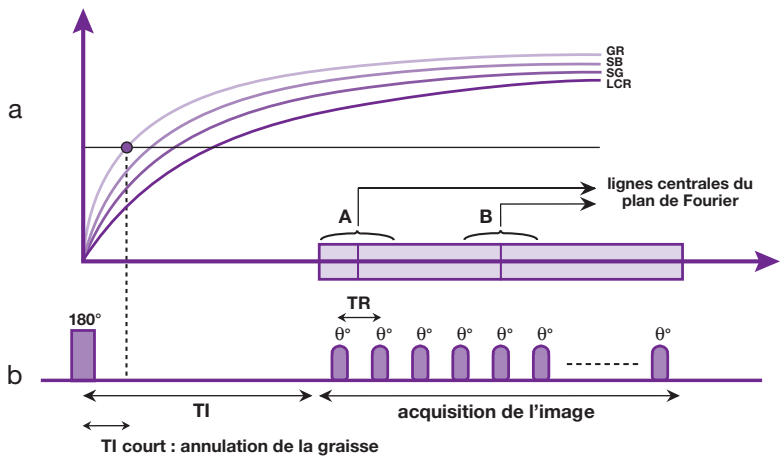



**Fig. 9-40.** Écho de gradient «ultrarapide» avec préparation de l'aimantation par une impulsion de 180° : le TI contrôle le contraste en T1 de l'image en fonction de la chronologie de l'acquisition des lignes centrales du plan de Fourier (*voir* texte).

Comme en ESR, l'acquisition peut se faire en un seul passage (single shot) ou plusieurs passages (version segmentée) : une impulsion de 180° doit précéder chaque segment. Ces acquisitions segmentées permettent d'obtenir des images de ciné-cardiaque de très bonne qualité (*voir* Chapitre 14).

## L'écho planar

Les techniques d'imagerie par écho-planar (EPI – *Echo Planar Imaging* proposé par P. Mansfield dès 1977) sont actuellement les plus rapides (quelques dizaines de millisecondes). Elles présentent, nous l'avons déjà évoqué, des similarités avec l'ESR :

- comme en ESR, plusieurs lignes («paquets» ou segments), voire l'ensemble du plan de Fourier, sont acquis à la suite d'une seule excitation ;
- mais, contrairement à l'ESR où le signal des lignes successives est obtenu par un train d'impulsions de 180° qui réalisent une série d'échos de spin, en écho-planar, il est obtenu par un train d'impulsions θ qui réalisent une série d'échos de gradient avec commutation rapide des gradients en fin de ligne («gradients oscillants») (fig. 9-41). Le balayage des lignes au sein du plan de Fourier se fait donc alternativement de gauche à droite puis de droite à gauche (fig. 9-42). Un train d'échos de gradient étant obtenu beaucoup plus rapidement qu'un train d'échos de spin (comme un EG/ES), le temps d'acquisition de la séquence est réduit par rapport à l'ESR. En revanche, l'écho-planar nécessite des gradients très puissants (amplitude maximale et temps de montée)[26]. Chaque écho, correspondant à un codage de phase

26 C'est-à-dire à amplitude maximale et vitesse de montée élevée (*voir* également Chapitre 13). Conséquence : en ESR, l'espace inter-écho moyen est d'environ 10 ms (acquisition d'une ligne), alors qu'en EPI il est beaucoup plus court, de l'ordre de 0,2 à 3 ms (0,5 ms × 128 = 64 ms Tac).

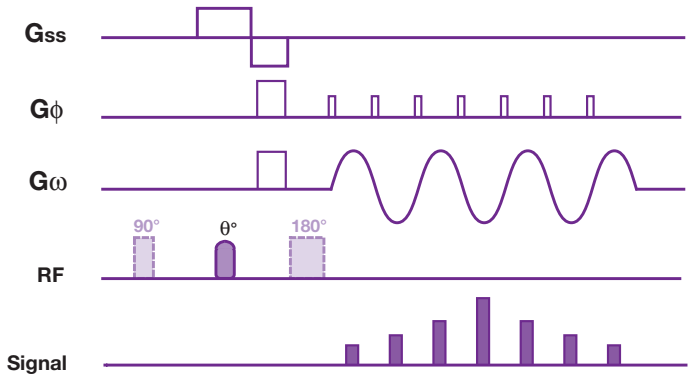



**Fig. 9-41.** Diagramme de la séquence EG-EPI avec le gradient de lecture «oscillant».
La version SE-EPI ne diffère que par rajout d'une impulsion de 180° après l'impulsion de 90° (ou avant pour l'IR-EPI !).

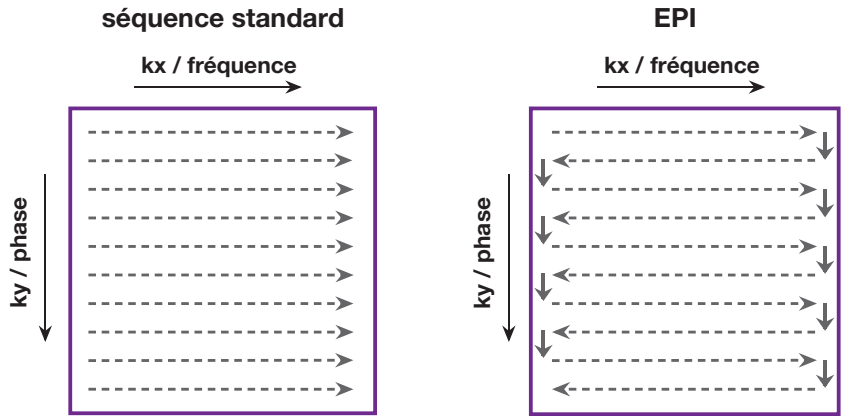



**Fig. 9-42.** Balayage du plan de Fourier en séquence standard ES, EG, EGR, EG ultrarapide (gauche-droite) et en EPI (alternance gauche-droite et droite-gauche).

différent, est obtenu soit par application d'un gradient constant, soit par de courtes séries (appelées blips) durant lesquelles le gradient est incrémenté.

Le signal étant acquis – après une impulsion de 90° – à partir d'échos de gradient multiples (sur la courbe en T2*), l'écho-planar est encore plus sensible aux effets de susceptibilité magnétique (tout comme l'EG standard par rapport à l'ES standard)[27]. Cette version est qualifiée d'EG écho-planar ou FID[28] écho planar (EG-EPI ou FID-EPI) pour la distinguer de la version ES-EPI où l'impulsion de 90° est suivie d'une (seule !) impulsion de 180° ayant pour avantage de «remonter» initialement sur l'enveloppe de la courbe en T2 (*voir* Chapitre 4). Enfin, il existe aussi une version avec inversion puis récupération de l'aimantation : IR-EPI. De nouveau, l'acquisition peut se faire en un seul passage (single shot ou plusieurs passages – EPI segmenté). L'EPI segmenté est une version plus facile à implémenter sur les appareils moins performants, l'acquisition se faisant généralement de façon entrelacée (fig. 9-43). Il en est de même pour le balayage spiralé, obtenu par deux gradients oscillant en tandem qui, par ailleurs, améliore le rapport signal sur bruit[29] et réduit les artéfacts de flux. Le balayage spiralé peut également se faire en mode entrelacé (*voir* fig. 9-43).

Le contraste de l'image va correspondre au type de séquence EPI utilisé :

- EG-EPI : contraste en T2* (égal à celui d'une séquence d'EG avec suppression de graisse à paramètres TE, TR, angle θ identiques);
- ES-EPI : contraste en T2 (égal à celui d'une séquence d'ES avec suppression de graisse à paramètres TE, TR identiques), IR-EPI : contraste en T1, etc.

Le rapport signal sur bruit de l'image est, cela va de soi, inférieur à l'ESR[30]; il en est de même

27 Pour la même raison, l'écho-planar est également sensible au déplacement chimique et comporte de ce fait toujours une composante pour supprimer la graisse (déjà compris dans les séquences).

28 EPI-FID pour *Free Induction Decay* car le signal est mesuré après l'impulsion 90° sur la courbe d'induction libre (correspondant au T2*), *voir* Chapitre 4.

29 Le balayage débutant au centre du plan de Fourier (centrifuge), les échos précoces (signal élevé sur la courbe en T2*) sont acquis sur la portion centrale du plan de Fourier qui contient les signaux d'amplitude maximale (déphasages induits par les gradients Gω et Gϕ faibles, *voir* Chapitre 7).

30 Car la fenêtre d'échantillonnage est très courte, d'où une bande de fréquence large; pour la même raison, le FOV est généralement limité en taille (*voir* Chapitre 8).

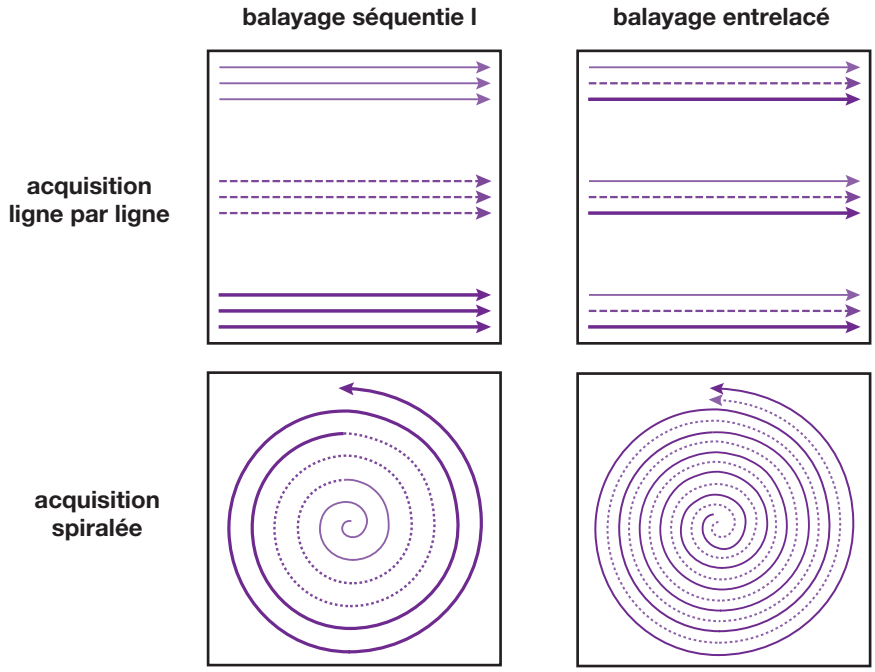



**Fig. 9-43.** Mode de balayage séquentiel (*à gauche*) et entrelacé (*à droite*) en acquisition par lignes et acquisition spiralée : *trait fin* 1re excitation, *trait pointillé* 2e excitation, *trait gras* 3e excitation.

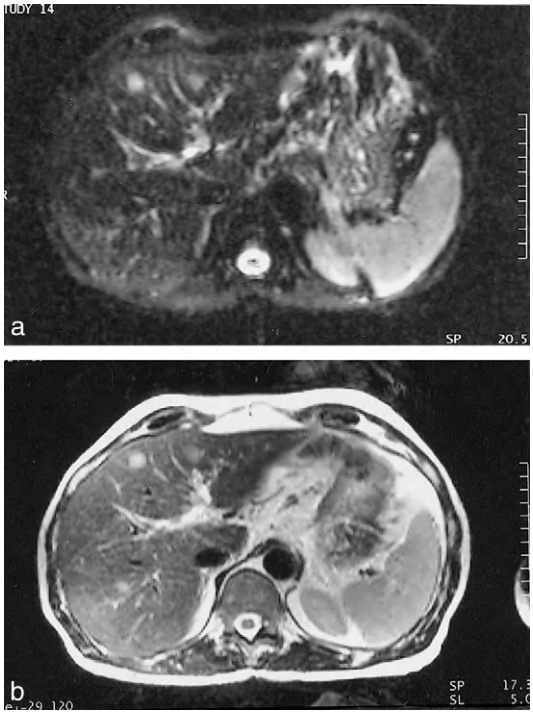



**Fig. 9-44.** Lésions secondaires nodulaires des segments 3 et 4 du foie.
(a) ES-EPI, temps d'acquisition 5 secondes pour 20 coupes (apnée), très forte pondération T2 avec effacement du parenchyme hépatique.
(b) ESR, temps d'acquisition 19 secondes (apnée) pour 15 coupes; image d'excellente qualité.
*F. Veillon.*

pour la résolution spatiale[31] (fig. 9-44). Pour ces raisons et aussi grâce à sa vitesse d'acquisition, l'EPI (particulièrement en single shot) s'est en premier lieu développée en imagerie fonctionnelle cérébrale et cardiaque (diffusion, perfusion, premier passage d'un produit de contraste, activation corticale, etc.) (*voir* Chapitre 15). L'EPI n'a cependant pas le potentiel de remplacer les séquences conventionnelles (ES et ESR T2) en exploration cérébrale et abdominale.

Les contraintes en termes de gradient (amplitude maximale, vitesse de montée) exigées par l'écho planar sont également utiles pour les autres séquences, offrant en particulier :

- en EGR, une réduction du TE à 1 à 2 ms (d'où meilleur rapport signal sur bruit);
- en ESR, une réduction de l'espace inter-écho (réduction du Tac et du flou de l'image);
- en angio-IRM, la possibilité de compensation de flux de plus haut degré et/ou TE plus court (meilleur signal intravasculaire, *voir* Chapitre 10).

Néanmoins, l'EPI encore plus que l'ESR, à cause des longs trains d'échos de gradients puissants, engendre un transfert d'énergie aux tissus (absorption tissulaire) non négligeable (pouvant potentiellement aboutir à une stimulation neuromusculaire).

## Imagerie rapide 3D

Pour les différentes techniques évoquées précédemment, il existe, très souvent, une «version» 3D. D'une manière générale, les acquisitions tridimensionnelles se développent énormément en IRM. Évidemment, cela n'est possible qu'en association avec des techniques d'imagerie rapide.

Nous avons vu (Chapitre 6) que l'acquisition d'images en trois dimensions est réalisée tout simplement en rajoutant, en plus des deux gradients de codage en fréquence Gωx et en phase Gϕy, un second gradient de codage de phase supplémentaire dans l'axe de sélection de coupe (Gϕz en z – *voir* fig. 6-33). Le temps d'acquisition prohibitif en séquence de spin écho (Tac de plusieurs heures) ne l'est plus en ESR 3D (tout comme en EGR) : il est de l'ordre de quelques minutes, en fonction des paramètres utilisés.

L'acquisition en 3D est également possible et bien utile pour obtenir, en quelques minutes, des images bien pondérées en T1 de l'ensemble du cerveau (MP-RAGE, etc.), permettant, par

31 La résolution spatiale est donnée par l'aire sous le gradient Gω et Gϕ (intégrale = amplitude × temps); c'est la raison pour laquelle l'amplitude maximale du gradient est primordiale en EPI : quand le temps de montée est réduit (ce qui est souhaitable), l'aire sous le gradient ne peut croître que par augmentation de l'amplitude maximale ! Habituellement, avec une matrice de 128 × 128, la résolution spatiale est de l'ordre de 2 à 4 mm (1 à 2 mm en séquence standard). Par ailleurs, paradoxalement, la résolution spatiale ne diminue pas en coupe fine car la réduction de l'épaisseur de coupe diminue le déphasage intravoxel en T2* (donc les effets délétères de susceptibilité magnétique).

**Fig. 9-45.** Exemple de reconstructions multiplanaires réalisé à partir d'une acquisition en EG ultrarapide de type Turbo FLASH 3D (MP-RAGE).

la suite, la réalisation de reconstructions multiplanaires (MPR) de bonne qualité (fig. 9-45).

D'une manière générale, en imagerie rapide, on évolue beaucoup vers des techniques d'acquisition 3D.

Citons, par exemple, les séquences de type VIBE (Siemens), LAVA ou FAME (General Electric), THRIVE ou WAVE (Philips), etc. (*voir* tableau 9-2). Ce sont des séquences d'écho de gradient 3D ultrarapides, avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle, associées, éventuellement, à des techniques de suppression de graisse et pouvant encore être accélérées par les techniques d'acquisition parallèles qui seront évoquées plus loin. Elles sont utilisées dans le cadre des explorations abdominales pour lesquelles elles permettent d'obtenir des coupes fines en apnée, avec des voxels isotropiques et une bonne résolution temporelle, avec comme conséquence un bon suivi des différentes phases de rehaussement après injection de gadolinium (fig. 9-46).

Il en est de même pour les séquences d'écho de spin rapide, souvent associées aux acquisitions 3D (3D FSE, 3D TSE) permettant la réalisation de reconstructions multiplanaires de bonne qualité.

Mais, rappelons que dans les séquences 3D, le temps d'acquisition dépend du nombre de partitions (*voir* Chapitre 6) ce qui peut être compensé, en écho de spin rapide, par un train d'écho élevé (c'est-à-dire un nombre important d'impulsions RF de 180°). Comme évoqué précédemment, cela peut conduire à une déposition RF élevée, d'autant plus que l'intensité du champ magnétique augmente. Ce point est donc particulièrement critique à 3T (*voir* Chapitre 13). Dans ce contexte, une évolution importante constitue l'utilisation de ces séquences SE rapide 3D en association avec des angles de bascule variables. En effet, on a pu développer des séquences d'écho de spin rapide dans lesquelles les angles de bascule des

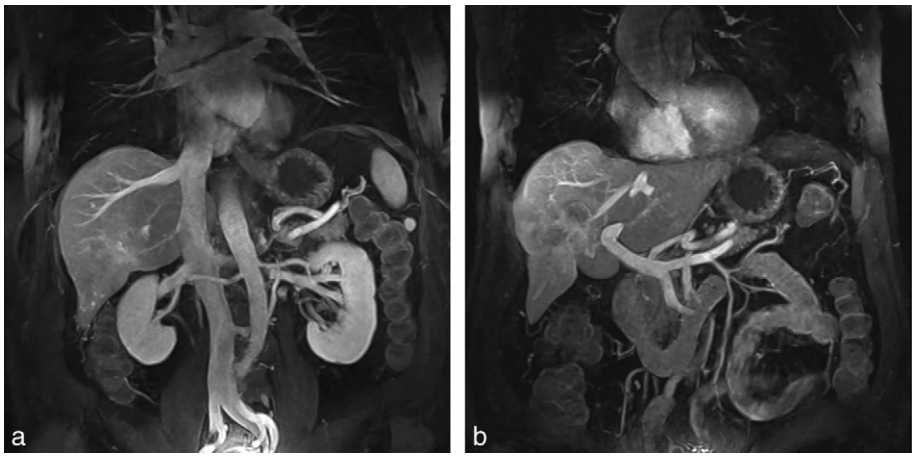



**Fig. 9-46.** Exemple d'application de la séquence VIBE.
Acquisition 3D de l'abdomen dans le plan coronal : volume de 120 mm (48 partitions de 2,5 mm), après injection de gadolinium. TR = 4,9 ms, TE = 2,4 ms, temps d'acquisition = 25 s. Reconstruction MIP fin.
On note la bonne visualisation des structures vasculaires : phase artérielle et veineuse (a) et phase portale (b).

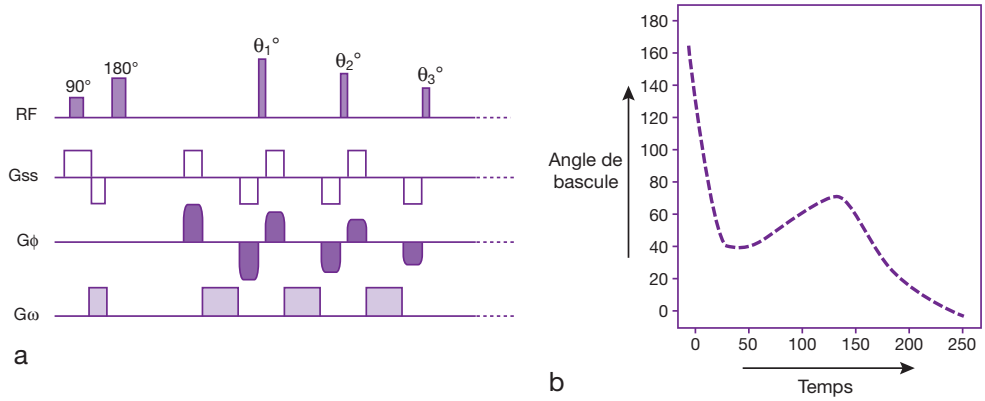



**Fig. 9-47.** Principe de la séquence d'écho de spin rapide 3D à angle de bascule variable de type SPACE (Siemens). Dans ce type de séquence, les angles de bascule du train d'écho n'ont plus une valeur fixe de 180° mais sont variables (ici θ1°, θ2°, θ3°, etc...) ce qui permet de réduire considérablement l'énergie RF transmise (a). Ces angles de bascule diminuent (ou augmentent) durant le train d'écho : les angles élevés sont maintenus lors de l'acquisition des lignes centrales du plan de Fourier (permettant de maintenir un bon contraste de l'image) alors que les angles plus faibles concernent l'acquisition des lignes périphériques du plan de Fourier (résolution spatiale) (b).

impulsions RF diminuent (ou augmentent) durant le train d'écho : les angles élevés sont maintenus lors de l'acquisition des lignes centrales du plan de Fourier (permettant de maintenir un bon contraste de l'image) alors que les angles plus faibles concernent l'acquisition des lignes périphériques du plan de Fourier (résolution spatiale) (fig. 9-47). De plus, la répétition de ces impulsions RF conduit à la formation d'échos stimulés (comme évoqué précédemment dans le paragraphe expliquant l'écho de spin rapide) ce qui conduit à une sorte de « pseudo état stationnaire » (comme dans la séquence SSFP) ce qui permet de maintenir un bon niveau de signal malgré la baisse des angles de bascule. Ces angles plus faibles des impulsions RF diminuent considérablement la transmission d'énergie (même à 3T) et le fait de maintenir des angles de bascule élevés pour les lignes centrales du plan de Fourier évite les artéfacts de « flou » (« blurring »). Ces principes ont été mis en œuvre dans les séquences d'ES 3D appelés SPACE (Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip-angle Evolution) – Siemens ou CUBE – General Electric ou encore VISTA 3D Brain View – Philips, par exemple.

Ces séquences sont disponibles en plusieurs pondérations ou pour différentes techniques (T1, T2, Inversion-récupération, STIR, FLAIR, etc.) en fonction des constructeurs.

## Les techniques d'acquisitions parallèles

Toutes les techniques d'imagerie rapide que nous avons vues précédemment se différencient, essentiellement, par la manière dont sont «agencés» les gradients mis en œuvre et par la façon de remplir le plan de Fourier. Le codage spatial est donc axé sur les gradients et le gain obtenu, en termes de vitesse d'acquisition, dépend surtout de leurs performances (amplitude maximale et vitesse de communication ou temps de montée).

Une autre approche, pour réduire les temps d'acquisition, consiste à utiliser la sensibilité des antennes de surface comme paramètre du codage spatial de l'image.

Dans cette optique, on va se servir des informations recueillies par différentes antennes de surface disposées en réseau phasé qui, par ailleurs, apportent le bénéfice d'une augmentation du rapport signal sur bruit (*voir* Chapitre 13).

Différentes techniques d'accélération ont été proposées à partir de ce concept : elles peuvent être regroupées sous l'appellation «techniques d'acquisition parallèles» ou «techniques d'imagerie parallèle»[32].

32 On dit aussi : PAT – *Parallel Acquisition Technique* –, ou PPA – *Partially Parallel Acquisition*.

Deux catégories de procédés coexistent selon que les données sont traitées avant la transformée de Fourier (dans le domaine fréquentiel) ou après la transformée de Fourier (dans le domaine image).

## Acquisitions parallèles reconstruites dans le domaine image. Technique SENSE ou équivalent

La plus connue de ces méthodes d'acquisition est la technique SENSE (*Sensitivity Encoding*) développée par l'université de Zurich en 1998 (SENSE chez Philips et Siemens, ASSET – *Array Spatial Sensitivity Encoding Technique* – chez General Electric).

Le principe consiste à provoquer, volontairement, un repliement de l'image, puis à reconstituer l'image d'origine grâce à la connaissance de la sensibilité des éléments d'antennes disposés en réseau phasé.

En effet, l'utilisation d'un champ de vue (FOV) rectangulaire, associé à une matrice asymétrique, permet de diminuer le temps d'acquisition par réduction du nombre de pas de codage de phase. Au niveau du plan de Fourier, la mise en place d'un FOV rectangulaire consiste à remplir moins de lignes du plan de Fourier et à augmenter leur «espacement», c'est-à-dire augmenter la différence d'amplitude Δky entre deux applications du gradient de phase (fig. 9-48) (*voir* aussi Chapitre 8).

Si l'objet imagé est plus grand que le champ de vue rectangulaire, la conséquence immédiate sera le repliement (ou aliasing) de l'objet (fig. 9-48a) (*voir* aussi Chapitre 11).

Ainsi, si on passe d'une matrice 256f × 256p (f : fréquence, p : phase) à 256f × 128p, on n'acquiert qu'une ligne sur deux du plan de Fourier (la différence d'amplitude Δky est doublée) et la dimension du FOV est divisée par deux dans la direction y : l'image est acquise deux fois plus vite mais présente un repliement si l'objet est plus grand que le FOV rectangulaire (*voir* fig. 9-48). En utilisant les antennes de manière habituelle, ce repliement est irréversible.

L'approche peut être différente si on met en œuvre des éléments d'antenne en réseau phasé dont on connaît les profils de sensibilité. En effet, une antenne de surface ne réceptionne pas un signal homogène sur tout le volume exploré mais plutôt un signal élevé en superficie et qui décroît en profondeur. Le signal recueilli dépend aussi du diamètre de l'antenne (*voir* aussi Chapitre 13). Chaque antenne possède donc son propre profil de sensibilité.

Considérons l'image repliée obtenue avec un FOV rectangulaire comme dans la figure 9-48. L'intensité I du signal d'un point donné de l'image (de coordonnées x, y) provient à

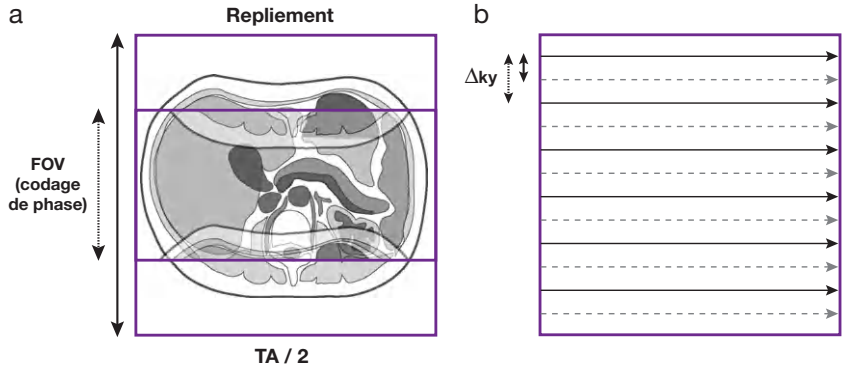



**Fig. 9-48.** Champs de vue rectangulaire et repliement.
L'utilisation d'un champ de vue (FOV) rectangulaire, associé à une matrice asymétrique, permet de diminuer le temps d'acquisition. Ainsi, si l'on réduit le FOV par un facteur 2 dans le sens du gradient de phase, en diminuant de façon proportionnelle le nombre de pas de codage de phase, le temps d'acquisition est divisé par 2, mais si la zone explorée est plus grande que le champ de vue, la conséquence en sera un artéfact de repliement (a).
Dans ce cas, on n'acquiert qu'une ligne sur deux du plan de Fourier (la différence d'amplitude Δky est doublée) (b).

la fois du signal de sa position réelle et du signal émanant de la portion repliée de l'image qui se projette à cet endroit, en fonction de la sensibilité C de l'antenne de réception (fig. 9-49) :

$$Ixy = (Sxy \cdot Cxy) + (Sxy_{repl} \cdot Cxy_{repl})$$

Où Sxy = signal du point de coordonnées x, y (correspondant ici au point A); C = sensibilité de l'antenne; $Sxy_{repl}$ = signal provenant de la partie repliée de l'image (située au point B) (fig. 9-49a).

Il en est de même pour tous les points de l'image.

Avec l'utilisation d'une antenne de façon «classique», on dispose d'une seule sensibilité d'antenne ($Cxy = Cxy_{repl}$) mais de deux inconnues à calculer (Sxy et $Sxy_{repl}$) avec une seule équation. Cette opération est impossible : on ne peut donc distinguer la provenance des deux signaux et, par conséquent, le repliement ne peut être corrigé.

En revanche, si l'on dispose de deux éléments d'antenne en réseau, dont on connaît les coefficients de sensibilité C1 et C2, on pourra écrire une équation pour chaque antenne (fig. 9-49) :

$$I1xy = (Sxy \cdot C1xy) + (Sxy_{repl} \cdot C1xy_{repl})$$

$$I2xy = (Sxy \cdot C2xy) + (Sxy_{repl} \cdot C2xy_{repl})$$

Grâce aux deux profils d'antenne, on dispose, cette fois, de deux équations à deux inconnues (Sxy et $Sxy_{repl}$) qui peut être résolue.

Il est ainsi possible de différencier, pour chaque point, le signal provenant de sa position réelle de celui provenant de la portion repliée et, par conséquent, de «déplier» l'image (fig. 9-49c). Celle-ci aura été acquise deux fois plus vite, dans sa totalité, tout en conservant la résolution spatiale).

Le facteur déterminant la réduction du nombre de lignes du plan de Fourier de l'image, qui est à l'origine du repliement et, par conséquent,

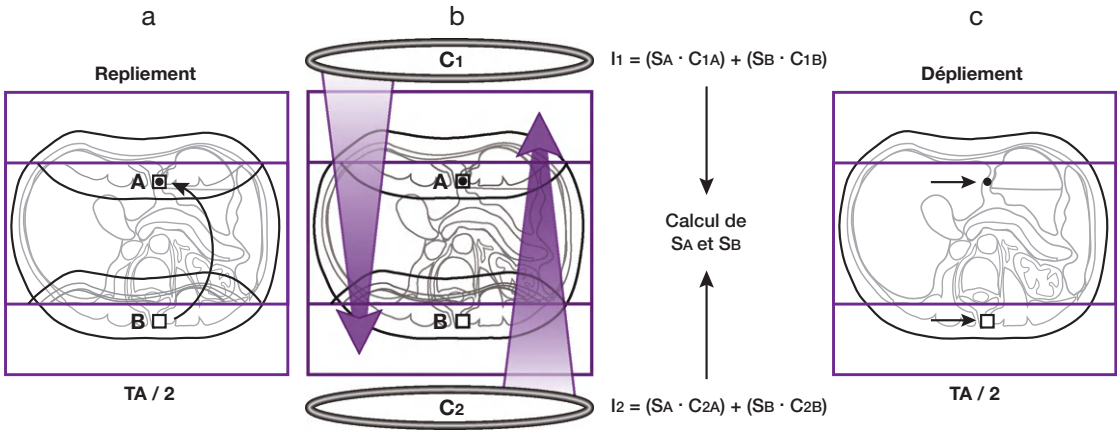



**Fig. 9-49.** Principe du SENSE.
Considérons une image repliée obtenue avec un FOV rectangulaire, permettant de diviser le temps d'acquisition par 2. L'intensité du signal du point A provient à la fois du signal de sa position réelle (*rond noir*) et du signal émanant de la portion repliée de l'image (au point B = *carré blanc*) qui se projette à cet endroit : le carré blanc et le rond noir sont confondus (a).
Avec l'utilisation d'une antenne de façon «classique» on dispose d'une seule sensibilité d'antenne et on ne peut donc distinguer la provenance des deux signaux et, par conséquent, le repliement ne peut être corrigé.
Si l'on dispose de deux éléments d'antenne en réseau, dont on connaît les coefficients de sensibilité C1 et C2, on pourra écrire une équation du signal pour chaque antenne, en fonction de sa sensibilité, sachant que le signal diminue lorsqu'on s'éloigne de l'antenne :
$I1 = (SA \cdot C1A) + (SB \cdot C1B)$ avec $C1B < C1A$
$I2 = (SA \cdot C2A) + (SB \cdot C2B)$ avec $C2A < C2B$
On dispose ainsi de deux équations à deux inconnues (SA et SB) qui peuvent être résolues (b).
Il est alors possible de différencier, pour ces points, le signal provenant de sa position réelle (le rond noir) de celui provenant de la portion repliée (le carré blanc) et, par conséquent, «déplier» l'image tout en conservant le gain au niveau du temps d'acquisition (c).

du gain de temps d'acquisition, est appelé facteur d'accélération R. Dans l'exemple de la figure 9-48, on a acquis une ligne sur deux du plan de Fourier : dans ce cas, R = 2.

Pour augmenter ce facteur d'accélération R, et ainsi réduire encore le temps d'acquisition, on peut diminuer le nombre de lignes du plan de Fourier (et accroître leur espacement), ce qui augmente l'artéfact de repliement. Mais, dans ce cas, il faut disposer de plus d'éléments d'antennes possédant leur sensibilité propre (et autant d'équations correspondantes) pour obtenir le «dépliement» de l'image.

D'une manière générale, le facteur d'accélération R est un nombre entier qui doit être inférieur ou égal au nombre d'éléments d'antenne utilisés.

Comme nous l'avons vu, cette méthode nécessite la connaissance des profils de sensibilité des différents éléments d'antennes mis en œuvre. Avant une acquisition de type SENSE, il faut donc effectuer une mesure préalable (en basse résolution) permettant de construire, pour chaque élément d'antenne, une «carte de sensibilité» (il s'agit d'une acquisition spécifique durant environ une minute). Cette opération est réalisée avant la première acquisition SENSE, pour un patient et une région d'intérêt donnés, les profils de sensibilité obtenus pouvant être utilisés pour les acquisitions suivantes.

Certains constructeurs proposent d'obtenir ces profils de sensibilité dans le même temps que l'acquisition SENSE en mesurant des lignes supplémentaires (lignes centrales) du plan de Fourier, réservées à la détermination de ces profils (autocalibration). Le temps d'acquisition de la séquence s'en trouve légèrement rallongé.

La contrepartie de la diminution du temps d'acquisition, obtenu avec les séquences SENSE, est la perte de rapport signal sur bruit (S/B). En effet, dans les séquences d'acquisition conventionnelles, la réduction du nombre de lignes du plan de Fourier (diminution du nombre de pas de phase) d'un facteur R, à taille de pixel constante, implique une réduction du rapport S/B de $1\sqrt{R}$ (*voir* Chapitre 8).

En reconstruction SENSE, un élément supplémentaire intervient dans la détermination du rapport S/B : il s'agit du facteur géométrique g de l'antenne. Le rapport S/B est alors déterminé par la relation suivante :

$$S/B_{SENSE} = \frac{S/B_{CONVENTIONNEL}}{g\sqrt{R}}$$

Le facteur g dépend de la sensibilité de l'antenne, du facteur R et du champ de vue utilisé. Dans le cas de caractéristiques géométriques idéales de l'antenne, il est égal à 1. Plus généralement, il est compris entre 1 et 1,3, réduisant ainsi encore un peu plus le rapport S/B.

Ainsi, si le facteur d'accélération R peut, en théorie, être déterminé par le nombre d'éléments d'antennes dont on dispose, on constate que la perte en rapport S/B réduit, en pratique, les possibilités. Si l'on dispose de six éléments d'antennes en réseau, par exemple, le facteur d'accélération effectivement utilisable est plutôt de 4. Le développement de cette technique conduit les constructeurs à multiplier le nombre d'éléments d'antennes utilisables en réseau phasé (par exemple, antenne tête de 8 à 32 éléments), ce qui nécessite également d'augmenter le nombre de canaux de réception disponibles.

Les applications du SENSE sont nombreuses, dans tous les domaines de l'IRM, en particulier lorsque les séquences utilisées disposent, intrinsèquement, d'un bon rapport S/B : c'est le cas des acquisitions 3D ou des séquences d'angiographie 3D avec injection de gadolinium.

Le SENSE permet également de réduire les durées des apnées lors des explorations abdominales ou cardiaques et de faciliter le développement de l'imagerie spectroscopique (*voir* Chapitre 15), dont les temps d'acquisition sont souvent encore prohibitifs.

Au lieu de diminuer le temps d'acquisition des séquences, on peut opter pour une augmentation de la résolution spatiale, à temps d'acquisition équivalent, ou pour une amélioration de la «couverture» de la région explorée en augmentant le nombre de coupes (par augmentation du TR) sans compromis sur le temps.

Enfin, cette technique permet de raccourcir le train d'écho en séquence EPI, ce qui a pour conséquence une amélioration du rapport S/B

(la «lecture» sur la courbe de relaxation T2 ou T2* est moins tardive) et de diminuer les artéfacts de susceptibilité inhérents à cette séquence.

Notons qu'il existe une autre technique d'acquisition parallèle, avec reconstruction dans le domaine image, connue sous le nom de PILS (*Partially parallel Imaging with Localized Sensitivities*).

## Acquisitions parallèles reconstruites dans le domaine fréquentiel. Technique SMASH ou équivalent

Historiquement, il s'agit de la première technique d'acquisition parallèle appliquée en routine clinique (1997) (SMASH – *SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics*).

Comme pour les autres techniques, celle-ci repose sur l'utilisation d'antennes en réseau phasé. Dans ce type d'acquisition, chaque élément d'antenne réceptionne les données provenant de sa zone de «couverture», conduisant au remplissage d'un plan de Fourier : ces différents plans de Fourier sont ensuite combinés pour n'en produire qu'un seul, à l'origine de l'image complète (fig. 9-50) (*voir* aussi Chapitre 13). Ainsi, l'ensemble des éléments provoque l'acquisition de toutes les lignes du plan de Fourier.

Dans la technique SMASH, la connaissance des profils de sensibilité des différentes antennes (comme en SENSE) permet d'acquérir moins de lignes du plan de Fourier et, par conséquent, de diminuer le temps d'acquisition. En effet, considérons, par exemple, un groupe de trois antennes adjacentes (C1, C2, C3), disposées en réseau (fig. 9-51). Leurs profils de sensibilité se chevauchent. Lorsqu'elles sont combinées de manière habituelle (trait gras continu), elles sont à l'origine de l'acquisition des lignes correspondantes du plan de Fourier. Mais leurs profils de sensibilité étant précisément connus, d'autres combinaisons sont possibles (dans notre exemple C1, C3 et C1, – C2, C3), permettant de réceptionner, durant le même TR, deux autres lignes de ce plan (trait pointillé et trait discontinu). On peut ainsi réduire le nombre de pas de phase effectivement acquis (traits gras continus), d'où une diminution du temps

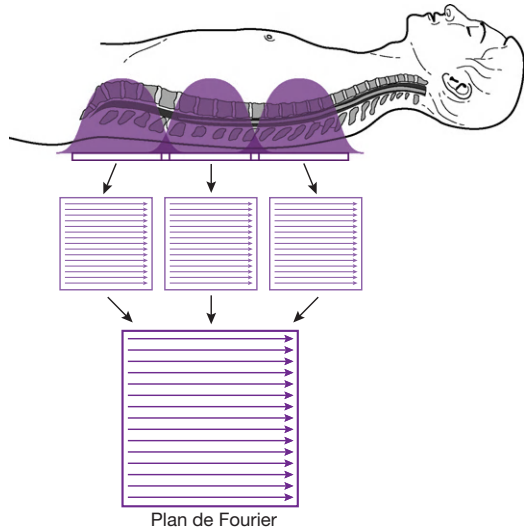



**Fig. 9-50.** Principe des antennes en réseau phasé. Chaque élément d'antenne (ici au nombre de trois) réceptionne les données provenant de sa zone de «couverture» conduisant au remplissage d'un plan de Fourier : ces derniers sont ensuite combinés pour n'en produire qu'un seul, à l'origine de l'image complète.

d'acquisition, mais au détriment d'un artéfact de repliement par «espacement» des pas de codage de phase Δky (FOV rectangulaire). Le «dépliement» est ici obtenu grâce aux lignes manquantes, produites par des combinaisons différentes de profils de sensibilité des antennes en réseau (*voir* fig. 9-51). Ces dernières sont à l'origine de la réception de signaux qui sont fournis, normalement, par des amplitudes du gradient de codage de phase correspondantes.

Contrairement aux méthodes précédentes, l'accélération due au dépliement s'effectue avant la transformée de Fourier (inverse) donnant l'image. Le temps de reconstruction des images est ainsi réduit par rapport au SENSE : il s'effectue à partir du plan de Fourier acquis et non pas point par point comme en SENSE.

La technique SMASH nécessite également une cartographie de sensibilité des antennes de surface. Cette «mesure» peut être obtenue durant la séquence grâce à l'acquisition supplémentaire de lignes centrales du plan de Fourier destinées à la calibration (autocalibration), ce qui réduit légèrement le gain en temps d'acquisition. Ces techniques sont connues sous le nom de AUTO-SMASH ou VD-AUTO-SMASH (*Variable Density AUTO-SMASH*)

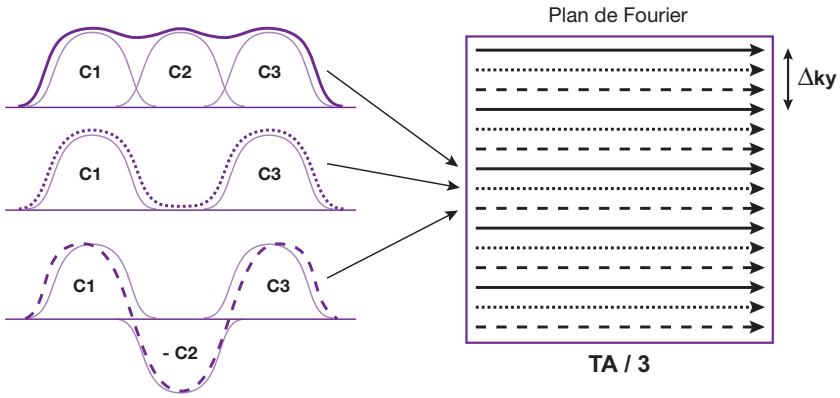



**Fig. 9-51.** Principes de la technique SMASH.
Comme en technique SENSE, la connaissance des profils de sensibilité des différentes antennes permet d'acquérir moins de lignes du plan de Fourier et, par conséquent, de diminuer le temps d'acquisition.
Considérons un groupe de trois antennes adjacentes (C1, C2, C3), disposées en réseau : leurs profils de sensibilité, combinés de manière habituelle (*trait gras continu*), sont à l'origine de l'acquisition des lignes correspondantes du plan de Fourier. Mais ces profils étant précisément connus, d'autres combinaisons sont possibles (dans notre exemple C1, C3 et C1, – C2, C3), permettant de réceptionner, durant le même TR, deux autres lignes de ce plan (*trait pointillé* et *trait discontinu*). On peut ainsi réduire le nombre de pas de phase effectivement acquis (*traits gras continus*), d'où une diminution du temps d'acquisition, mais au détriment d'un artéfact de repliement par «espacement» des pas de codage de phase Δky (FOV rectangulaire). Le «dépliement» est obtenu grâce aux lignes manquantes, produites par les combinaisons différentes de profils de sensibilité des antennes en réseau. Dans ce cas précis, le temps d'acquisition est divisé par 3.

ou encore GRAPPA (*GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions*), qui est une évolution de cette dernière.

Le facteur d'accélération R de ce type de séquences est déterminé, théoriquement, par le nombre d'éléments d'antennes disposées en réseau, permettant de générer autant de combinaisons différentes à l'origine des lignes supplémentaires du plan de Fourier. Dans la pratique, la multiplication des éléments d'antenne dans le même champ de vue produit une superposition importante des différents profils de sensibilité. Ainsi, le facteur d'accélération est un nombre entier en général inférieur au nombre d'éléments d'antenne utilisés.

Comme en SENSE, la technique SMASH ou GRAPPA permet de réduire les temps d'acquisition des séquences tout en maintenant une bonne qualité d'image (fig. 9-52) ou d'augmenter la résolution spatiale à temps d'acquisition équivalent dans les mêmes domaines que le SENSE.

D'une manière générale, le SMASH est mieux adapté à une disposition des antennes de manière linéaire et parallèle à la direction du codage de phase, alors que le SENSE donne de meilleurs résultats lorsque le codage de phase est perpendiculaire aux éléments d'antenne.

Les techniques d'acquisition parallèles sont récentes et possèdent encore un potentiel de développement important.

## Perspectives d'avenir

Plusieurs méthodes d'imagerie rapide et ultrarapide, que nous avons exposées, offrent actuellement un excellent compromis entre un gain de temps notable et une qualité d'image tout à fait acceptable. Le contraste un peu complexe de ces séquences commence à être bien appréhendé. De façon schématique, le contraste en T1 est obtenu avec des séquences en écho de gradient et le contraste en T2 avec des séquences de type écho de spin rapide. Ces techniques, dont l'utilisation en routine clinique est acquise, apporteront bien plus qu'une simple amélioration de confort pour le malade et un abaissement du prix de revient de l'examen. Elles ont contribué à la mise au point de l'angiographie par résonance magnétique, du ciné-cardiaque, de la myélographie, de l'urographie et de la

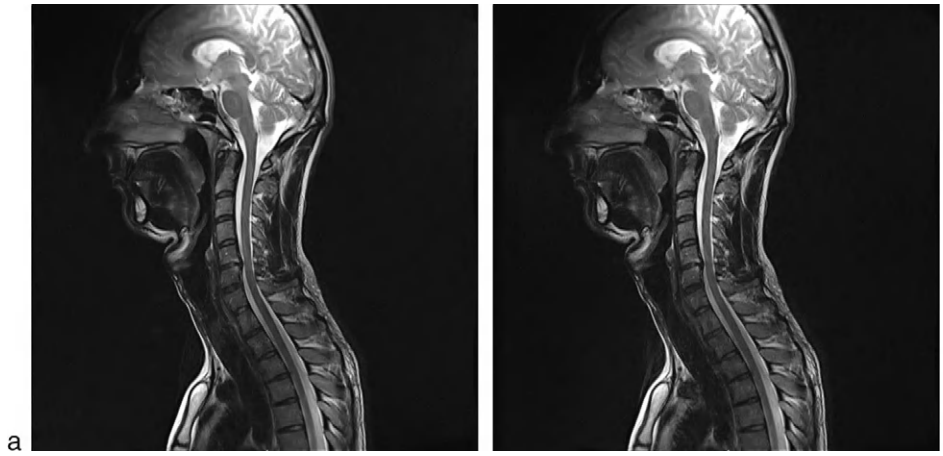



**Fig. 9-52.** Réduction du temps d'acquisition en technique GRAPPA.
Coupes sagittales cervico-thoraciques pondérées en T2. Séquence TSE, facteur turbo = 23, TR = 3 700 ms, TE = 116 ms, 1 exc, Tac = 1′18 (a). Mêmes paramètres que pour l'image a, mais facteur d'accélération × 3 (GRAPPA), Tac = 0′30 (b). La réduction du temps d'acquisition est notable tout en conservant une bonne qualité d'image.

cholangiographie-IRM, ouvert la porte à l'imagerie 3D (notamment ostéo-articulaire), l'imagerie abdominale (réalisable en apnée), l'imagerie en temps réel ou fluoroscopie-IRM, l'IRM interventionnelle, et à de nombreuses voies de recherche prometteuses sur la cinétique de répartition (en temps réel) de nouveaux produits de contraste, imagerie fonctionnelle cérébrale, etc. Récemment, l'encodage spatial dans une direction par ondelettes (radicalement différent de la 2 DFT) semble offrir une autre voie pour améliorer la qualité des images en termes de réduction des artéfacts de mouvements.

## À retenir

- Le temps d'acquisition Tac d'une séquence en 2 DFT est donné par : Tac = TR · Np · Nex.
- Réduction de la durée des séquences par réduction des mesures : diminution du nombre d'excitations, de la taille de la matrice et du champ de vue.
- Imagerie en demi-plan de Fourier.
- Un écho de gradient associé à des angles de bascule réduits permet de réduire le TR bien en dessous du $T_1$ sans perte notoire de signal : théorie de l'angle optimal ($\theta$ opt) d'Ernst.
- Principe de l'écho de gradient (gradient bipolaire), «rephasage des déphasages induits par le gradient de codage de phase» :
  1. application pendant une période très courte d'un gradient négatif (gradient de déphasage) dans la direction du codage de fréquence (gradient de lecture) – les spins se déphasent –, immédiatement suivi par
  2. un gradient positif (gradient de rephasage) qui va exactement compenser le déphasage des spins induit par le premier gradient – les spins se rephasent – avec apparition du signal sous forme d'écho de gradient.
- Séquences d'EGR avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (*Spoiled Gradient Echo*) : un gradient déphaseur appelé «*spoiler*» va déphaser toute aimantation transversale (contribution $T_2$) persistant après la lecture du signal ou brouillage par RF.
- Séquences d'EGR avec état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle («recyclage») par gradient rephaseur (*Steady State Coherent Gradient Echo*) : un gradient rephaseur a pour rôle de s'affranchir du déphasage des spins induit par le premier gradient de codage de phase et va ainsi venir renforcer l'aimantation transversale résiduelle (contribution $T_2$*).
- Séquences d'EGR avec état d'équilibre de l'aimantation transversale et contraste renforcé en $T_2$ : lecture de l'écho stimulé (ou de RF) bien pondéré en $T_2$ (écho de spin !).

## À retenir

- Composantes du signal en EGR :
  1. écho(s) de gradient(s) somme de (*voir* fig. 9-25) :
     a. l'aimantation longitudinale basculée liée à l'impulsion $\theta$ : signal EG FID (si seul présent gradient déphaseur ou de «brouillage» ou si le TR > $T_2$ : FLASH, SPGR, FFE $T_1$, etc.),
     b. et de l'aimantation transversale résiduelle «recyclée» (si gradient rephaseur seul, signaux a et b «superposés» : FISP, GRASS, FFE, etc.);
  2. écho de spin = écho stimulé également appelé «écho de RF» – pour radiofréquence (si seul signal utilisé : PSIF, SSFP, FFE $T_2$, etc.).

  (1) + (2) avec lecture superposée des signaux d'écho de gradient et d'écho de spin/écho stimulé, et gradients équilibrés dans les trois axes (True-FISP, FIESTA, Balanced FFE, etc.) (variante = CISS)
  ou lecture séparée de ces signaux (DESS).
- Contraste en séquence d'écho de gradient :
  – angle important (EG) = TR court (SE) → séquence pondérée en $T_1$;
  – petit angle (EG) = TR long (SE) → séquence dépondérée en $T_1$ (pondérée en densité de protons).
- Séquence d'écho de spin rapide de type RARE (Bruker) et dérivés, Fast Spin Echo, Turbo Spin Echo : permet d'obtenir une bonne pondération en $T_2$. Chaque écho bénéficie d'un codage de phase spécifique. Si un train de Ne = 8 échos est utilisé, le temps d'examen est divisé par 8 (soit environ Tac = 1 minute 30 pour 16 coupes). Version single shot en demi-plan de Fourier (HASTE, SSFSE, etc.) : cholangio-wirsungographie IRM.
- Écho de gradient «ultrarapide» (*Snapshot Imaging*) : version ultrarapide de la séquence Flash dans laquelle la durée de commutation des gradients est améliorée (aussi disponible en FISP). Une image en matrice Nf = 128 est obtenue en moins d'une seconde (avec des TR très courts de 3 à 15 ms) (TurboFLASH, TurboFISP Siemens, FastSPGR, FastGRASS GE, etc.). Version avec préparation $T_1$ de l'aimantation «*Inversion Recovery Prepared Snapshot Imaging*», IR TurboFLASH, FSPGR prepared, TFE, etc.
- Écho planar (EPI) : codage de l'ensemble du plan de Fourier à la suite d'une seule excitation par commutation de gradients très puissants qui réalisent une série d'échos de gradients successifs (méthode la plus rapide, quelques dizaines de millisecondes). Version avec préparation de l'aimantation : EG-EPI, ES-EPI, IR-EPI. Imagerie de perfusion et de diffusion.
- Techniques d'acquisitions parallèles (ou PAT) : utilisation du repliement pour réduire le temps d'acquisition (ou améliorer la résolution spatiale à temps d'acquisition équivalent) en se servant de la sensibilité des antennes de surface comme paramètre du codage spatial de l'image. Le «dépliement» s'effectue soit dans le domaine image (après la transformée de Fourier), soit dans le domaine fréquentiel (avant la transformée de Fourier). Les techniques les plus connues sont SENSE, ASSET et PILS pour la première catégorie, et SMASH ou GRAPPA pour la seconde.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 10

# Imagerie du flux

B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay

Le flux et, en particulier, le flux macroscopique qui nous intéressera dans ce chapitre est un des paramètres importants du contraste en IRM (compris dans les facteurs intrinsèques aux tissus).

Les protons circulants sont à l'origine de phénomènes pouvant s'apparenter à des « artéfacts », mais qui s'avèrent utiles du point de vue diagnostique. En effet, les phénomènes de flux permettent de visualiser les vaisseaux sanguins « spontanément », sans injection de produit de contraste : leurs répercussions sur l'image dépendent du type de séquence utilisée (ES ou EG) et des paramètres de la séquence (TR, TE, épaisseur de coupe, angle de bascule), de la vitesse du flux, de l'orientation du vaisseau par rapport au plan de coupe, etc. Qui plus est, ces phénomènes de flux sont à l'origine d'une véritable imagerie du flux sanguin : l'angiographie par résonance magnétique (ARM).

Avant d'aborder les caractéristiques du signal du sang en mouvement, nous envisagerons les aspects schématiques du sang et des hématomes en IRM.

## Signal IRM du sang et des hématomes

Le sang est un liquide biologique complexe constitué principalement d'eau (80 %), d'éléments figurés, de protéines et d'électrolytes. Du fait de son riche contenu en eau, sa densité protonique est élevée (0,8 à 0,85) et son T1 est long (800 à 1 200 ms à 1,5 Tesla). Le T2 du sang est fonction de son degré d'oxygénation car la désoxyhémoglobine a des propriétés paramagnétiques qui réduisent de façon significative le T2. Ainsi, le sang artériel a un T2 plus long que le sang veineux. Globalement, le sang est de signal hypointense en T1 et hyperintense en T2 (sang artériel en l'absence de flux dont nous envisagerons l'influence ci-dessous).

À la suite d'une hémorragie cérébrale, le signal du caillot sanguin dépend du délai par rapport au saignement. En effet, ce signal est lié à la présence d'hémoglobine (et de ses produits de dégradation[1]), ainsi qu'à l'intégrité des globules rouges du sang.

Bien qu'interviennent également la taille de l'hématome, la force du champ magnétique statique $\vec{B}_0$ et le type de séquence utilisée (spin écho, écho de gradient), de façon « schématique », quatre aspects – fonction de l'ancienneté du saignement – peuvent être individualisés[2] (« cycle lunaire » fig. 10-1) :

1. *hématome suraigu* (en phase de constitution – premières heures) : le sang frais constituant un hématome a, comme mentionné ci-dessus, un T1 et un T2 longs et apparaît de signal hypointense en T1 et hyperintense en T2.

1 L'effet paramagnétique des produits de dégradation de l'hémoglobine est lié à la présence d'électrons non appariés (avec un maximum de 5 pour la méthémoglobine).

2 Le signal des hématomes varie en fonction de nombreux paramètres (champ $\vec{B}_0$, taille, saignements itératifs, œdème périlésionnel, etc.). Pour des raisons didactiques, les différentes phases ont été volontairement simplifiées et schématisées (cycle « lunaire » facile à retenir).


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

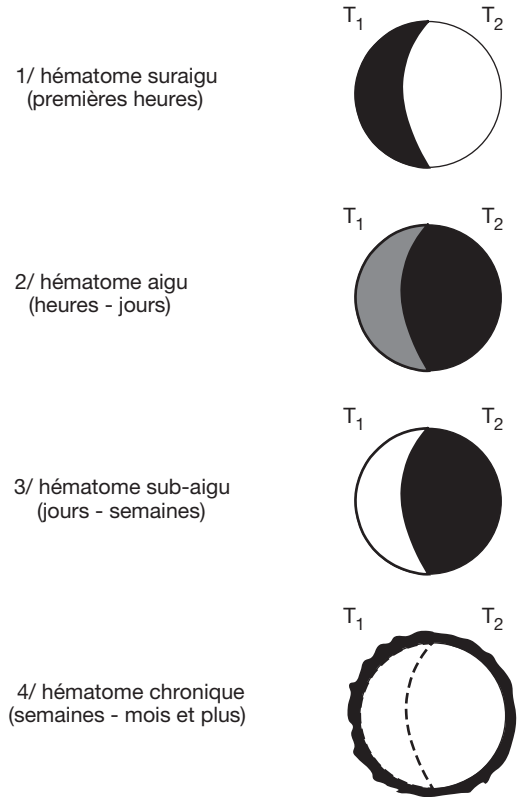



**Fig. 10-1.** Approche schématique des quatre aspects séquentiels rencontrés en fonction de l'ancienneté de l'hématome (« cycle lunaire », *voir* texte).

De façon schématique, hypo-intense en T1/ hyperintense en T2 (signal « liquidien ») ;

2. hématome aigu (quelques heures – premiers jours) : au fur et à mesure de la constitution et de l'évolution du caillot sanguin se forment de la désoxyhémoglobine puis de la méthémoglobine au sein de globules rouges (encore intacts). Cela, en réduisant le T2 (et T2*), contribue à diminuer le signal en T2 et T2*. De façon schématique, hypo- ou iso-intense en T1/plus foncé en T2 ;
3. *hématome subaigu* (quelques jours – premières semaines) : la lyse des globules rouges libère de l'hémoglobine dans l'espace extracellulaire (avec accès des liquides au groupement ferrique de la molécule – effet paramagnétique), d'où réduction du T1 et rehaussement du signal en T1 de l'hématome et, de façon moindre, du signal en T2 (à partir de la périphérie de l'hématome). Comme en tomodensitométrie, des niveaux liquide-liquide sont parfois présents. De façon schématique, hyperintense en T1/hypointense en T2.
4. *hématome chronique* (quelques semaines – quelques mois, voire plus) : dans le but d'éviter une diffusion importante de fer dans l'organisme, des cellules phagocytaires arrivent en périphérie de la lésion pour métaboliser les produits de dégradation de l'hémoglobine. Le fer est retenu sous forme de ferritine et d'hémosidérine qui ont des propriétés superparamagnétiques réduisant le T2. Ainsi se forme l'anneau d'hyposignal en périphérie de l'hématome (plus évident sur les images en T2) qui persiste pendant des années, signant un saignement ancien. De façon schématique, anneau hypo-intense à la périphérie d'une lésion hyperintense en T2 (idem T1).

## Rappel sur le flux sanguin

Un flux est caractérisé par :
- sa vitesse ;
- son accélération ;
- sa direction.

Il peut être laminaire ou turbulent :
- le flux est dit laminaire lorsque les vitesses sont relativement faibles. On le représente par un profil de vitesse parabolique : la vitesse du fluide est maximale au centre et quasi nulle contre les parois ;
- le flux turbulent est caractéristique de vitesses plus élevées : des mouvements circulatoires locaux vont apparaître dans la lumière du vaisseau et, en chaque point de l'axe vasculaire, la vitesse aura une composante non nulle dans la direction générale du flux.

Le flux veineux est laminaire avec une vitesse globalement constante.

Le flux artériel est intermédiaire, c'est-à-dire laminaire en diastole et turbulent en systole. Ce mode pulsatile est remarquable par les différences de vitesse rencontrées : environ 100 à 150 cm/s en mésosystole, chutant autour de 0 en télédiastole (chiffres relevés dans l'aorte).

Enfin, rappelons que les phénomènes que nous allons détailler vont s'appliquer sur tout un plan de coupe, c'est-à-dire sur des « millions » de protons. On observera donc toujours leur *sommation* à l'intérieur des différents voxels.

# Les différents phénomènes de flux

## Phénomènes de temps de vol

Lorsque le vaisseau traverse le plan de coupe (au mieux lui est perpendiculaire), l'intensité du signal du flux va dépendre du temps de transit (ou temps de vol) des protons, défini par le temps Tt que met l'embole de sang de vitesse V, supposée constante, pour traverser l'épaisseur de coupe Δz. De façon schématique, deux situations peuvent se présenter en fonction de la vitesse du flux sanguin par rapport aux paramètres de la séquence (TR, TE, épaisseur de coupe, mais également angle de bascule). *Pour des vitesses « lentes »*, l'intensité du signal augmente d'abord jusqu'à un maximum (*phénomène d'« entrée de coupe »* ou *« renforcement paradoxal »*) puis (en écho de spin), *pour des vitesses plus rapides*, diminue progressivement jusqu'à l'obtention d'un signal nul (*phénomène de « sortie de coupe » prématuré : absence de signal*), lorsque le flux atteint une vitesse seuil. En écho de gradient, il y a une progression lente du signal. Même à vitesse rapide (*voir* également fig. 10-5), il y a un renforcement paradoxal : la courbe de la figure 10-2 traduit l'évolution de l'intensité du signal avec la vitesse du flux sanguin.

### Absence de signal/phénomène de sortie de coupe

C'est le phénomène le plus couramment rencontré : il permet de comprendre qu'un grand nombre de vaisseaux sanguins soient visibles spontanément en IRM par « défaut » ou absence de signal (« vide de signal »), générant un contraste « naturel » (paroi/lumière) (fig. 10-3).

Les impulsions RF étant sélectives dans le plan de coupe donné, seuls les protons ayant subi les impulsions de 90° et 180° peuvent engendrer un signal (en écho de spin).

Au-delà d'un certain seuil de vélocité, les protons stimulés par l'impulsion π/2 quittent totalement le plan de coupe avant l'impulsion π (avant le temps TE/2, c'est-à-dire pour Tt ≤ TE/2). Ils sont remplacés par des protons n'ayant pas été soumis à l'impulsion initiale π/2 et n'ayant donc pas d'aimantation transversale (= signal). Par conséquent, ils ne peuvent (par essence) générer de signal, d'où l'absence de signal. Pour un vaisseau strictement perpendiculaire au plan de coupe, ce phénomène est maximal lorsque les protons (embole) traversent le plan de coupe dans un temps Tt ≤ TE/2, c'est-à-dire pour V ≥ Δz/TE/2[3]. Il est caractéristique d'un « flux rapide[4] » (fig. 10-4).

Il est important de préciser que flux rapide ne signifie pas forcément flux artériel : les grosses veines entrent également dans cette catégorie.

### Phénomène d'entrée de coupe/renforcement paradoxal

Ce phénomène de renforcement paradoxal (appelé également renforcement lié au flux) a été mis en évidence dès le début de l'IRM. Il apparaît lorsque la vitesse des protons est telle qu'il y a renouvellement total (ou partiel) des protons circulant à travers le plan de coupe à chaque cycle, c'est-à-dire pendant l'intervalle TR. En début de cycle, ce sont donc des protons « frais », non encore stimulés, qui subissent l'impulsion π/2 : leur vecteur d'aimantation longitudinal est maximal (protons non saturés) et le signal qu'ils engendrent est par conséquent également maximal (par comparaison avec les protons stationnaires qui sont partiellement saturés par les multiples impulsions π/2 qu'ils subissent).

Pour un vaisseau perpendiculaire au plan de coupe, le phénomène est maximal lorsque tous les protons du plan de coupe sont remplacés par des protons « frais », soit pour Tt = TR, c'est-à-dire pour V = Δz/TR[5] (fig. 10-5).

3 Le TE contrôle le phénomène de sortie de coupe : il doit être « relativement long », c'est-à-dire TE ≥ Tt.

4 En écho de spin ! En effet, en écho de gradient, nous sommes en général dans les conditions de renforcement paradoxal du flux (*voir* plus loin).

5 Le TR contrôle ce phénomène. En séquence de spin écho, pour un TR de 1 s et une épaisseur de coupe de 1 cm, un renforcement paradoxal maximal est obtenu pour une vitesse de l'ordre de 1 cm/s (TR = Tt, correspondant à un flux veineux ou artériel en télédiastole). En séquence d'écho de gradient, ce phénomène est banal même pour des vitesses élevées (flux artériels) qui remplissent également la condition TR = Tt (et pas TE ≥ Tt).

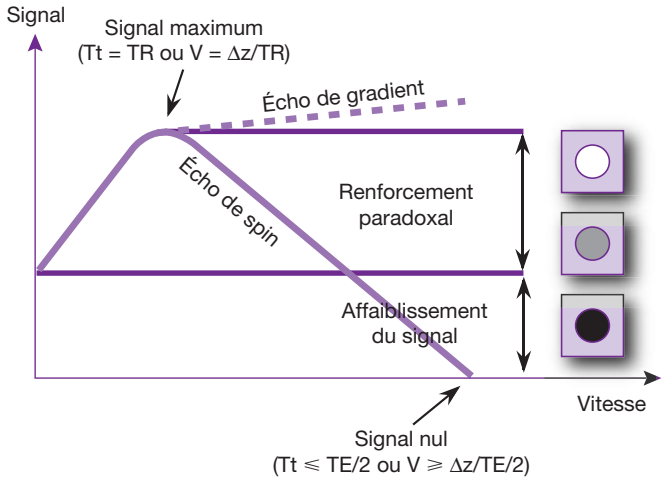



**Fig. 10-2.** Courbe de l'intensité du signal avec la vitesse du flux.
Pour des vitesses « lentes », l'intensité du signal augmente d'abord jusqu'à un maximum (phénomène d'entrée de coupe : renforcement paradoxal) – vaisseau en « blanc » –, puis (en écho de spin) pour des vitesses plus rapides diminue progressivement jusqu'à l'obtention d'un signal nul (phénomène de sortie de coupe : absence de signal), lorsque le flux atteint une vitesse seuil – vaisseau en « noir ». En écho de gradient, il y a une progression lente du signal (*en pointillés*).

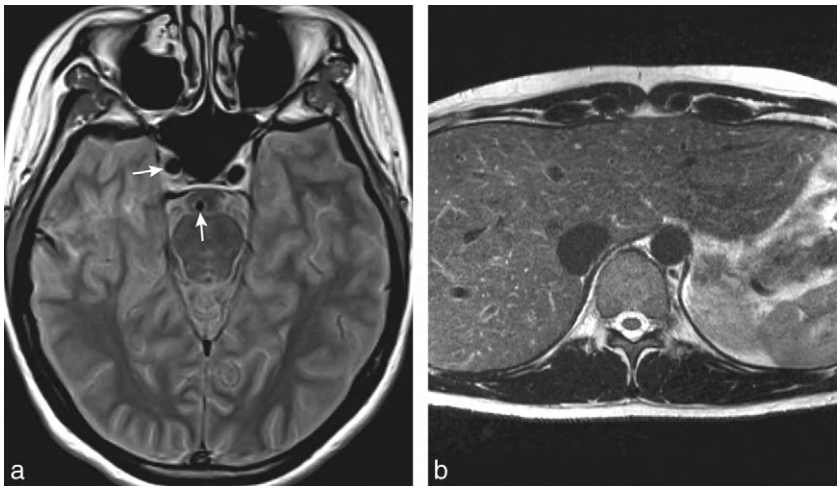



**Fig. 10-3.** Phénomène de sortie de coupe : exemples.
Lorsque le flux est rapide, en particulier en écho de spin, les protons circulants quittent le plan de coupe entre l'impulsion de 90° et celle de 180° : les vaisseaux apparaissent alors vides de signal, comme ici le tronc basilaire et la carotide interne (*flèches*) sur cette coupe en écho de spin pondérée en densité protonique (a). Autre exemple sur une coupe transverse passant par le foie en écho de spin rapide pondéré T2 : absence de signal au niveau de l'aorte et de la veine cave inférieure (b).

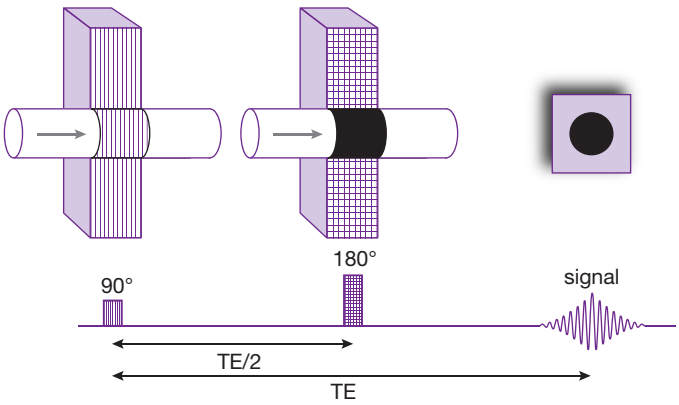



**Fig. 10-4.** Absence de signal : phénomène de sortie de coupe (flux rapide).
Les protons quittent le plan de coupe entre l'impulsion de 90° et l'impulsion de 180° : pas de signal (vaisseau « noir »). Ce phénomène est maximal lorsque les protons (embole) traversent le plan de coupe dans un temps Tt ≤ TE/2, c'est-à-dire pour V ≥ Δz/TE/2 (*voir* également fig. 10-2).

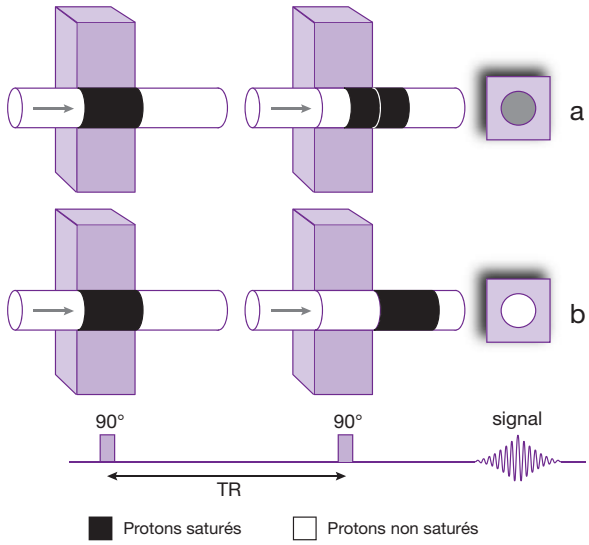



**Fig. 10-5.** Phénomène d'entrée de coupe/renforcement paradoxal du signal : flux lent.
Les protons du plan de coupe préalablement stimulés sont partiellement (a) ou totalement (b) remplacés par des protons non encore stimulés durant le TR : apparition d'un renforcement paradoxal du signal (le vaisseau devient « blanc »). Ce phénomène est maximal lorsque Tt = TR, c'est-à-dire, pour V = Δz/TR (*voir* également fig. 10-2).

Dans une séquence multicoupes, ce signal paradoxal prédomine sur la ou les premières coupes (ou la ou les dernières coupes) suivant le sens du flux (c'est-à-dire les « coupes d'entrée » du flux). En effet, sur les plans de coupes intermédiaires, les protons sont préalablement stimulés par les impulsions successives des coupes en amont et sont donc partiellement saturés (comme les protons stationnaires).

Dans une séquence d'écho de gradient, ce phénomène de renforcement paradoxal du signal est très fréquent (fig. 10-6a), même lorsque le flux est relativement rapide (artériel) (fig. 10-6b), car les TR courts « s'adaptent » aux Tt courts (cela est utilisé en angiographie par résonance magnétique). De plus, lorsque le TR est très court, la séquence est généralement acquise en « monocoupe » et chaque coupe successive se comporte donc comme une « coupe d'entrée ». Cela est à la base des techniques d'*angiographie* dite par *temps de vol*.

L'utilisation de gadolinium intraveineux, en désaturant les spins, renforce le phénomène, comme nous le verrons plus loin.

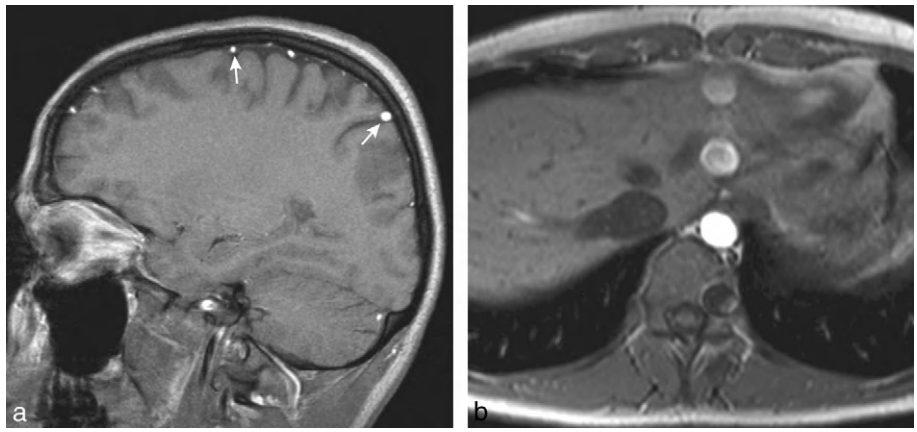



**Fig. 10-6.** Phénomène d'entrée de coupe : exemples.
Ce phénomène est bien visible lorsque les vaisseaux sont perpendiculaires au plan de coupe, comme ici, au niveau des veines corticales (*flèches*), sur cette coupe sagittale du cerveau en écho de gradient pondérée $T_1$ (a).
En écho de gradient, ce phénomène s'observe même lorsque le flux est rapide, comme ici au niveau de l'aorte sur cette coupe transverse passant par le foie en écho de gradient pondérée $T_1$ (b). À noter l'artéfact de flux se projetant sur le foie gauche, dans le sens du gradient de codage de phase (voir aussi Chapitre 11).

Dans la pratique, si ce mécanisme s'applique pleinement sur la coupe d'entrée du flux, il est parfois aussi visible sur les premières coupes intermédiaires. En effet, on note parfois la persistance d'un signal intravasculaire en « halo », visible sur les coupes proches de la première ou de la dernière coupe. Il est dû aux différences de vélocité des protons au centre de la lumière (rapide) par rapport aux bords du vaisseau (plus lent), dans le cas d'un flux laminaire de profil parabolique (ce qui est le cas notamment pour un flux veineux).

Nous voyons ainsi qu'il est souvent difficile d'observer des effets totalement purs du fait de la complexité des mécanismes régissant les fluides circulants et de l'utilisation de séquences multicoupes.

Enfin, à l'inverse, nous verrons que pour « noircir » une cavité cardiaque ou un vaisseau, il est possible de saturer un embole de flux en amont par des impulsions de $\pi/2$ (bandes de présaturation) : le signal intraluminal en aval (dans les coupes acquises) sera ainsi supprimé. Cela permet, au niveau de la zone d'intérêt, de faire disparaître les artéfacts liés au flux (que l'on pourrait notamment confondre avec un thrombus).

## Variation de la phase des spins circulants

Le déphasage d'un proton soumis à un gradient de champ constant est, nous l'avons vu (*voir* Chapitre 6), proportionnel à son amplitude G, à sa durée d'application t et à la position x du proton le long du gradient ($\Phi(t) = \gamma Gxt$). Pour s'affranchir des différences en phase induites par ce gradient, on applique un deuxième gradient (lobe) de même amplitude mais de polarité inverse. Ce gradient bipolaire Gd–/Gd+ ou Gd+/Gd–, inclus dans le gradient de lecture, est efficace sur les spins stationnaires mais pas sur ceux en mouvement (car, contrairement aux spins stationnaires, la position x des protons mobiles change entre l'application de chacun des lobes du gradient, l'un ne compensant plus l'autre) (fig. 10-7). Les protons contenus dans un plan de coupe vont, en se déplaçant, être soumis suivant le

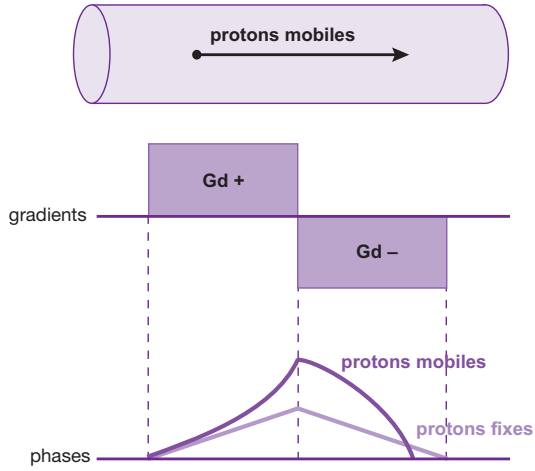



**Fig. 10-7.** Modification de phase des spins mobiles le long d'un gradient.
Pour s'affranchir des différences en phase induites par un gradient, on applique un deuxième gradient (lobe) de même amplitude mais de polarité inverse. Ce gradient bipolaire Gd–/Gd+ ou Gd+/Gd–, comme ici dans notre exemple, est efficace sur les spins stationnaires, qui vont être rephasés par ce deuxième lobe. Mais pour les protons mobiles qui se déplacent le long de ce gradient, le deuxième lobe du gradient est incapable de compenser complètement les déphasages induits par le premier, d'où une perte de signal intravasculaire.

sens du flux aux gradients de champs linéaires (ou à leur combinaison), qui vont provoquer des changements « supplémentaires » de phase des spins (et non compensés !). Pour des spins de vitesse constante se déplaçant le long d'un gradient, le déphasage est quadratique[6] par rapport au temps et proportionnel à la vitesse du flux (*voir* plus loin).

Ces déphasages sont d'autant plus marqués que le trajet du vaisseau dans le plan de coupe est plus long (flux « parallèle » au plan de coupe, coupe épaisse, boucle vasculaire, etc.). Ils sont responsables de l'apparition d'artéfacts de flux.

Un cas particulier est représenté par le rephasage des spins sur les échos pairs. En effet, lors d'une séquence de spin écho avec échos multiples symétriques, le déphasage des spins, lié au flux et présent lors du premier écho, est exactement compensé par la deuxième impulsion $\pi$ lors du deuxième écho. Ainsi, le signal est diminué au premier écho, alors qu'au deuxième

6 Proportionnel au carré du temps.

écho (et à tous les échos pairs symétriques), il y aura « récupération » du signal.

Ces phénomènes de déphasage et rephasage des spins sont exploités dans les techniques d'angiographie utilisant la phase des spins (comme l'angiographie par contraste de phase). Ils sont aussi utilisés pour renforcer le signal intraluminal (éviter la perte de signal intraluminal par déphasage des spins) en angiographie par temps de vol : techniques de gradients de compensation de flux qui rajoutent des lobes aux gradients (de lecture et de sélection de plan de coupe) pour compenser les déphasages induits par les mouvements (vitesse, accélération) des fluides (*voir* plus loin). Ces gradients de compensation de flux réduisent également les artéfacts de battements des vaisseaux (*voir* Chapitre 11).

Lorsqu'au sein d'un voxel existe une modification importante de vitesse, il y a dispersion de phase des spins dans le voxel avec, comme corollaire, une perte de signal intravasculaire. Ce phénomène est observé notamment sur les parois des vaisseaux (frottements) et se traduit par des zones annulaires d'absence de signal périphérique en coupe axiale et en bandes marginées en coupe longitudinale. En angiographie par IRM, il est responsable d'une réduction de calibre des vaisseaux.

Une dispersion de phase intravoxel des spins s'observe également lors de turbulences, accélération (boucles artérielles, sténoses) ou à proximité d'un gradient de champ magnétique (variation de susceptibilité magnétique comme par exemple sur les carotides internes dans les siphons en regard du sinus sphénoïdal).

## Erreur de localisation des fluides en mouvement

Il s'agit de la translation de l'image d'un vaisseau oblique, par rapport au plan de coupe, lorsque le signal vasculaire est important, c'est-à-dire en écho de gradient ou sur les échos pairs en spin écho (les conditions

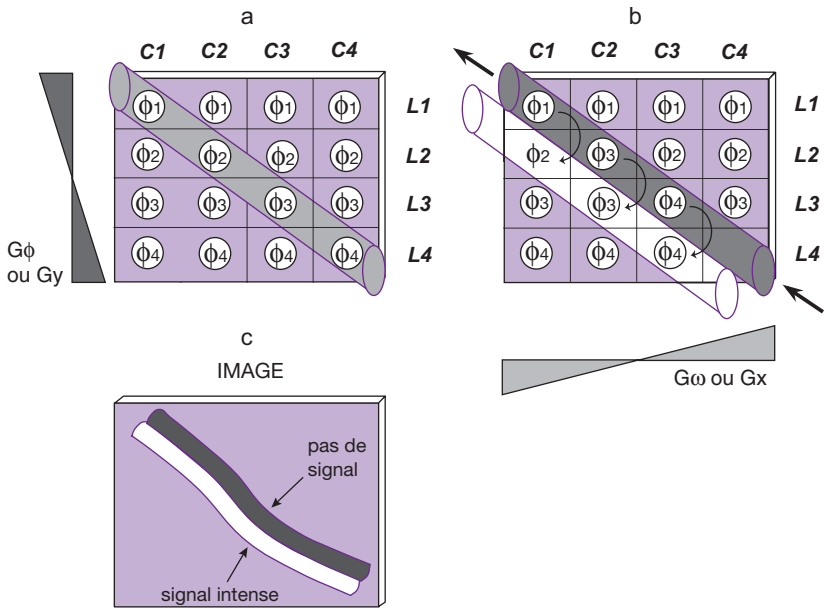



**Fig. 10-8.** Erreur de localisation des fluides en mouvement : mécanisme.
Prenons l'exemple du proton situé en L2C2 au moment de l'application du gradient de codage de phase Gϕ : sa phase correspond alors à $\phi = 2$ (a). Il se déplace avec le flux sanguin et, lors de l'application du gradient de lecture Gω, il se trouvera en L1C1 : il sera donc bien « lu » sur la colonne C1 (gradient de lecture), mais sa phase correspondant toujours à $\phi = 2$, il sera imagé comme les spins immobiles sur la ligne L2 (« localisation » L2C1 et non plus L2C2) (b).
Le même principe peut être appliqué aux autres protons du vaisseau : l'image sera « translatée » par rapport à sa position réelle. Nous verrons apparaître une ligne sans signal (« noir ») bordée d'une ligne de signal intense (« blanc ») (c).

donnant lieu au rephasage doivent être remplies : flux lent, vitesse constante). Cette erreur de localisation est due au fait que les protons se déplacent entre l'application du gradient de déphasage (Gy) et l'application du gradient de lecture (Gx).

Nous verrons apparaître une ligne sans signal (lumière du vaisseau), bordée d'une ligne de signal intense à côté du vaisseau (fig. 10-8).

## Angiographie par résonance magnétique

Les techniques d'angiographie par résonance magnétique font appel, en partie, aux phénomènes de base du flux sanguin que nous venons de voir, à savoir :

- phénomène d'entrée de coupe :
  - entrée de spins frais non saturés ou renforcement paradoxal (et saturation des spins stationnaires) : *angiographie par temps de vol*,
  - saturation des spins circulants en amont : *présaturation et/ou angiographie à sang noir* ;
- variation de la phase des spins circulants :
  - *gradients de compensation de flux*,
  - *angiographie par contraste de phase*.

Il faut ajouter deux autres techniques d'angiographie :

- *ARM avec injection de produit de contraste*, disponible depuis longtemps et en développement constant ;
- ARM *sans de produit de contraste* de mise au point plus récente.

Avant d'aborder les techniques d'ARM, nous allons envisager le principe de la compensation de flux et de la présaturation.

### Méthodes de compensation de flux

Nous venons de voir que, pour s'affranchir des différences en phases induites, les gradients doivent être obligatoirement de forme bipolaire. Ces gradients bipolaires inclus dans le gradient de lecture (et de sélection de coupe) sont efficaces sur les spins stationnaires mais pas ceux en mouvement.

Pour compenser les déphasages dus aux déplacements des spins, il faut rajouter des lobes au *gradient de lecture et de sélection de coupe* (normalement bipolaires). Pour y parvenir, le gradient bipolaire est modifié, comprenant trois lobes de rapport 1 : 2 : 1 (fig. 10-9). Les gradients de compensation de flux corrigent les déphasages dus à la vitesse (supposée constante). Il est également possible de

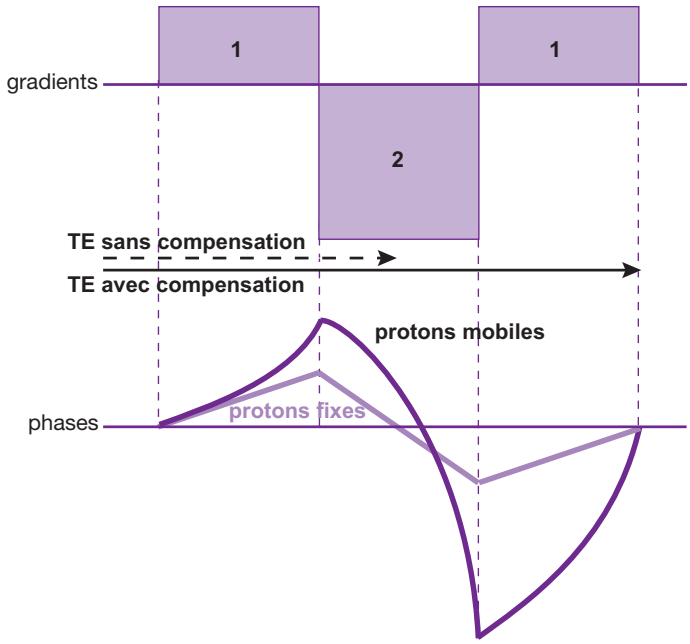



**Fig. 10-9.** Gradients de compensation de flux.
Pour compenser les déphasages dus aux déplacements des spins, il faut rajouter des lobes au gradient de lecture et de sélection de coupe (normalement bipolaires). Pour y parvenir, le gradient bipolaire est modifié, comprenant trois lobes de rapport 1 : 2 : 1. Ce lobe supplémentaire compense les déphasages des protons fixes, mais il est également efficace sur les protons mobiles. L'inconvénient de rajouter des lobes au gradient de lecture est d'allonger le TE.

corriger les déphasages liés à l'accélération des spins (gradients comportant quatre lobes). L'inconvénient de rajouter des lobes au gradient de lecture est d'allonger le TE, ce qui, par ailleurs, augmente le déphasage des spins (ils ont plus de temps pour se déphaser ⇒ décroissance en T2*!) (*voir* fig. 10-9). Pour cette raison, *seuls les déphasages liés à la vitesse sont habituellement corrigés en maintenant par ailleurs un TE le plus court possible*[7].

Les gradients de compensation de flux, en corrigeant les déphasages dus à la vitesse des spins circulants, minimisent les artéfacts pulsatiles du sang ou du LCR (*voir* Chapitre 11). Ces gradients sont également utilisés pour renforcer le signal des artères et des veines en imagerie d'écho de gradient et pour corriger les déphasages des spins en angiographie par temps de vol. Ils ne sont bien sûr pas utilisés en ARM par contraste de phase (où, nous le verrons, le contraste est généré par la variation de phase des spins liée à leur vitesse).

## Technique de présaturation

Les bandes de présaturation sont appliquées au début de chaque cycle sur les vaisseaux en amont du ou des plans de coupe sélectionnés. Elles ont pour rôle de saturer le sang dans le ou les vaisseaux avant qu'il ne pénètre dans les plans de coupe, de telle sorte que les protons intravasculaires ou intracavitaires n'émettent pas de signal (fig. 10-10). Elles sont obtenues par l'adjonction, avant le début des éléments habituels de la séquence, d'une impulsion RF supplémentaire, associée à des gradients destinés à « sélectionner » la zone à saturer.

Comme les vaisseaux situés en amont de ces bandes de présaturation sont vides de signal, les artéfacts de flux dont ils sont parfois responsables sont alors supprimés (*voir* fig. 10-10) (*voir* aussi Chapitre 11, « Artéfacts de mouvements »).

7 D'où l'intérêt de disposer de gradients extrêmement performants en termes d'amplitude maximale et de temps de montée (*voir* Chapitres 8 et 13).

Elles sont également utilisées pour supprimer sélectivement les veines (ou les artères) en ARM (fig. 10-11).

En annulant le signal du sang qui pénètre dans une pile de coupes, elles ont par ailleurs permis de développer des techniques d'ARM à sang noir (absence de signal intravasculaire).

## ARM par temps de vol

L'ARM par temps de vol (*time of flight* ou TOF) fait appel à des séquences d'écho de gradient et repose sur l'arrivée, dans le plan de coupe, de sang frais non saturé (rehaussement paradoxal). L'utilisation de TR courts (par rapport au T1 des tissus stationnaires) de l'ordre de 40 à 50 ms permet de supprimer le signal des tissus stationnaires (par phénomène de saturation) tout en maintenant une arrivée de sang frais non saturé (à signal élevé) dans le plan de coupe (fig. 10-12). Des gradients de compensation de flux sont inclus dans le gradient de lecture et de sélection de coupe pour minimiser les pertes de signal intravasculaire liées au déphasage des spins.

En dehors du TE qui doit être le plus court possible (le prérequis de compensation de flux étant satisfait), le choix des paramètres d'acquisition des séquences est primordial. Il doit favoriser le phénomène de rehaussement paradoxal car, en ARM par temps de vol, le contraste est directement lié à l'entrée de spins non saturés dans le plan de coupes. En technique monocoupe, des spins « frais » entrent dans le plan de coupe ; à chaque TR, le signal est maximal. En technique multicoupes, les protons sont préalablement stimulés par les impulsions θ° successives des coupes en amont et sont donc partiellement saturés. Ainsi, le choix des paramètres d'acquisition – TR, angle de bascule, épaisseur de coupe, volume d'acquisition – relève de compromis subtils où interviennent, outre la technique d'acquisition en 2D ou 3D, la vitesse du flux, l'orientation des vaisseaux et leur taille, le volume exploré, etc.

Pour présenter l'image volumétrique finale, un algorithme de type MIP (*maximum intensity projection*) est utilisé (*voir* plus loin et fig. 10-28).

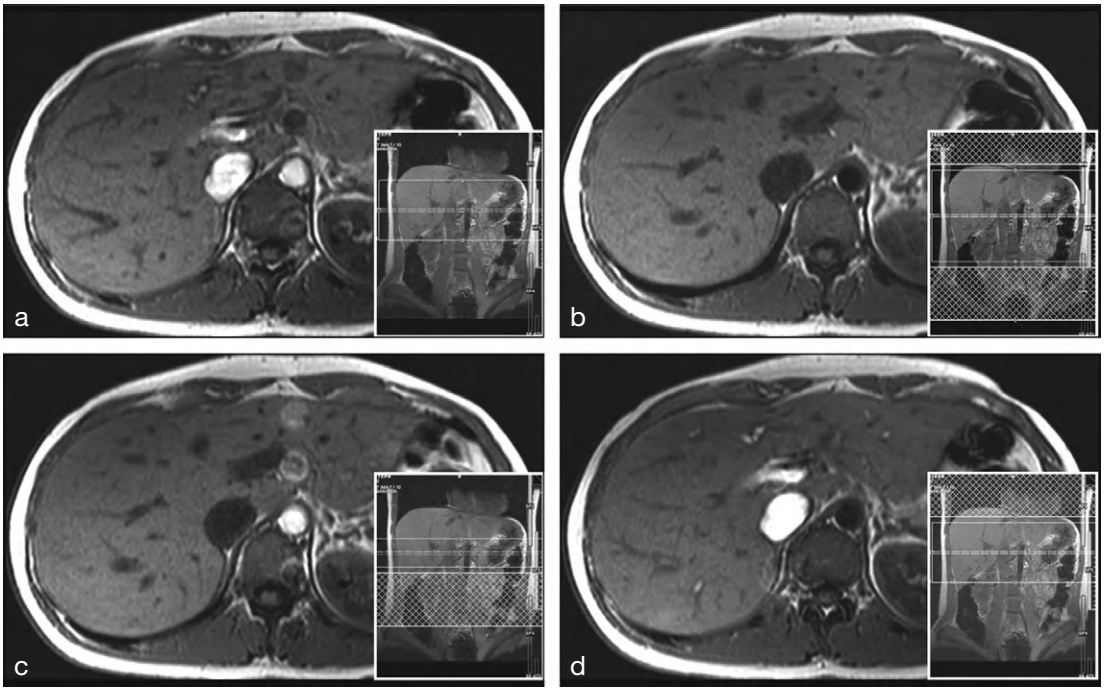



**Fig. 10-10.** Illustration de l'utilisation des bandes de présaturation.
Coupes transverses de l'abdomen passant par le foie en séquence d'écho de gradient pondérée $T_1$ (réalisées en apnée). En regard de chaque coupe, une image en « vignette » indique, sur une coupe coronale, le positionnement des coupes ainsi que des bandes de présaturation.
(a) Aucune bande de présaturation : phénomène d'entrée de coupe au niveau de l'aorte et de la veine cave inférieure qui apparaissent en hypersignal (à noter l'artéfact de flux de l'aorte).
(b) Bandes de présaturation supérieure et inférieure : les deux vaisseaux sont vides de signal (l'artéfact de flux de l'aorte disparaît).
(c) Bande de présaturation inférieure : elle agit sur le flux entrant (veine cave inférieure) ; seule l'aorte reste en hypersignal.
(d) Bande de présaturation supérieure : on observe le phénomène inverse, la veine cave étant en hypersignal et l'aorte étant vide de signal.
*Images : C. Mathis et S. Arbogast.*

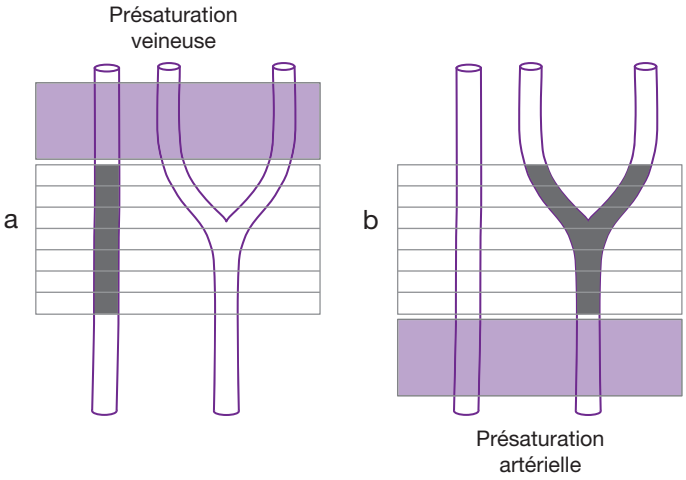



**Fig. 10-11.** Intérêt des bandes de présaturation en ARM.
Une bande de présaturation plus ou moins large positionnée en amont du volume imagé permet d'annuler le signal du sang qui pénètre dans les coupes en aval. Suivant le sens d'application (en haut ou en bas), le signal intravasculaire des veines (a) ou des artères (b) est supprimé de façon sélective.

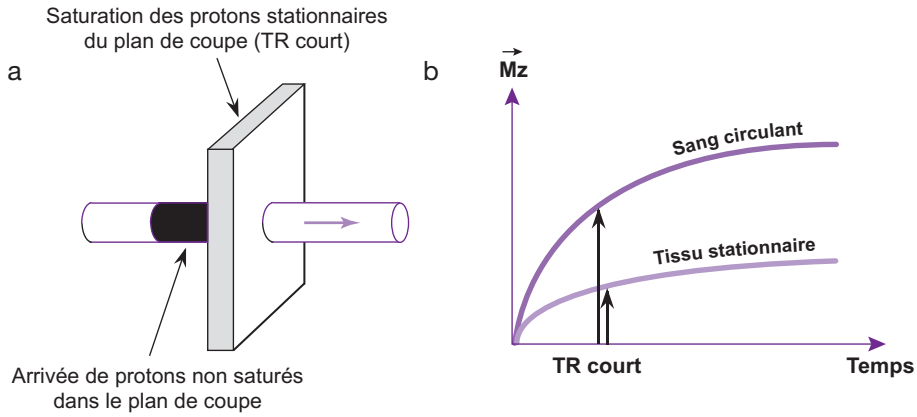



**Fig. 10-12.** Principe de l'ARM par temps de vol.
Il repose sur l'arrivée, dans le plan de coupe, de sang frais non saturé (rehaussement paradoxal), le signal étant maximal lorsque le ou les plans de coupes sont perpendiculaires au vaisseau (a). L'utilisation de séquence d'écho de gradient à TR courts (par rapport au $T_1$ des tissus stationnaires, de l'ordre de 40 à 50 ms) permet à la fois de « supprimer » (par saturation) le signal de ces derniers (b) et d'optimiser le phénomène de rehaussement paradoxal.

En acquisition 2D, les coupes sont acquises de façon séquentielle une par une successivement. Idéalement, elles doivent être perpendiculaires par rapport au trajet principal du ou des vaisseaux. L'acquisition est rapide mais la résolution spatiale est réduite car les coupes sont relativement épaisses ($\geq$ 2 mm) (voxel anisotropique – frite !). Le 2D TOF est bien adapté aux flux lents unidirectionnels comme, par exemple, au niveau des sinus veineux de la dure-mère (fig. 10-13).

En technique 3D, toute la pile de coupes est acquise en même temps (acquisition d'un volume). Le temps d'acquisition est majoré mais la résolution spatiale est meilleure (voxel isotropique – cube !), ce qui permet une meilleure visualisation des petits vaisseaux. De plus, comme dans toute acquisition volumique, on dispose d'un bon rapport signal sur bruit (fig. 10-14).

Si l'épaisseur du volume sélectionné est importante, le signal intravasculaire des dernières coupes en aval est parfois réduit (aspect en radicelle) en raison de la saturation partielle des spins ayant déjà subi dans le volume en amont

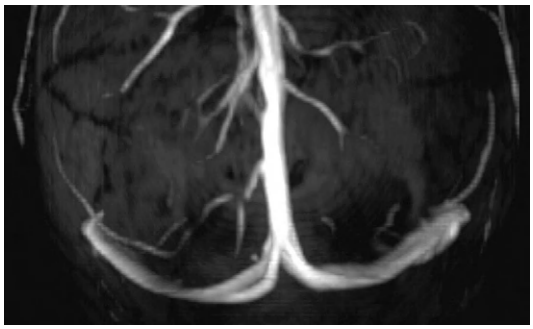


**Fig. 10-13.** Exemple d'ARM veineuse cérébrale en 2D TOF (après reconstruction MIP).
TR = 50 ms, TE = 6,9 ms, $\theta$ = 50°, présaturation inférieure.
*Image : P. Anstett.*

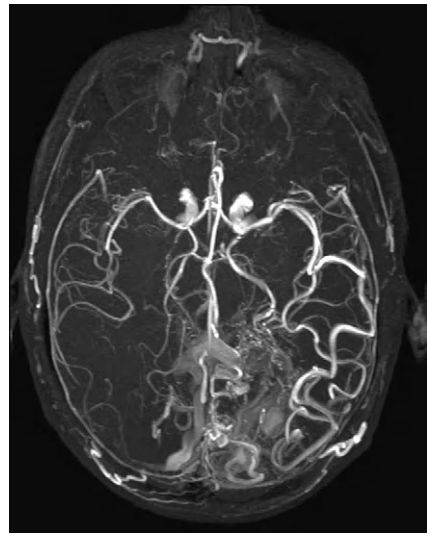


**Fig. 10-14.** ARM cérébrale en 3D TOF (après reconstruction MIP) d'une malformation artério-veineuse.
*Image : P. Anstett.*

une ou plusieurs impulsions RF de 90°[8]. C'est pourquoi l'ARM par temps de vol (par rapport à l'ARM par contraste de phase) n'est pas bien adaptée aux vaisseaux à flux très lent. En revanche, elle visualise de façon plus adéquate les vaisseaux comportant des zones de turbulences physiologiques (bifurcations). Une autre difficulté est représentée par les zones à T1 court (zones de prise de contraste ou hématomes subaigus) qui apparaissent avec un signal élevé et peuvent, dans certains cas, avoir un signal proche de celui d'une lésion à flux circulant comme un anévrisme.

Afin de supprimer les veines et/ou les artères de l'image, des bandes de présaturation peuvent être ajoutées à la séquence (fig. 10-15 et *voir* aussi fig. 10-11).

## Angiographie par soustraction-angiographie par contraste de phase

L'ARM par soustraction consiste à soustraire (pixel par pixel) deux images dont l'une a un signal intravasculaire élevé par rapport à l'autre.

**Fig. 10-15.** ARM 3D TOF de la carotide (après reconstruction MIP).
On voit très bien la bande de présaturation supérieure qui permet de supprimer sélectivement les veines.
*Image : P. Anstett.*

8 De nombreuses méthodes ont pour but d'essayer de réduire la saturation progressive des spins en transit dans le volume 3D (*voir* plus loin MOTSA, TONE, etc.).

La soustraction élimine entièrement le fond de l'image (tissus stationnaires) et renforce le signal des structures vasculaires (comme en angiographie numérique). Les premières méthodes d'ARM par soustraction utilisaient des images acquises en systole et diastole ou des images avec et sans compensation de flux (soustraction des deux premiers échos d'une séquence SE multi-écho, le second écho étant compensé en flux), ou encore des images avec et sans renforcement paradoxal.

La technique de soustraction la plus au point actuellement est l' ARM par contraste de phase (*phase contrast MRA* ou PC MRA) qui utilise le déphasage des spins mobiles induit par deux gradients bipolaires de polarité inverse. De façon schématique, l'ARM par contraste de phase utilise deux acquisitions, l'une avec un premier gradient bipolaire (Gd+/Gd–) et l'autre avec gradient bipolaire inversé (Gd–/Gd+) :

- lors de l'application du premier gradient bipolaire (BP+/–), la variation de phase (déphasage) des spins fixes induite par le premier lobe du gradient bipolaire (Gd+) est annulée par l'application du deuxième lobe (de polarité inverse Gd–) du gradient (nous le savons déjà : voir le principe de l'écho de gradient !) ; en revanche, la phase des spins mobiles (supposée à vitesse constante), qui se sont déplacés le long du gradient, n'est pas annulée : elle est proportionnelle à la vitesse des spins (fig. 10-16). Elle est donnée par :

$$\phi = V\gamma TS$$

- où V = vitesse des spins, $\gamma$ = rapport gyromagnétique, T = le temps qui sépare le centre des deux lobes du gradient bipolaire et S = l'aire sous chaque lobe (NB : spins stationnaires V = 0, on a donc bien $\phi$=0)[9] ;
- lors de l'application du deuxième gradient bipolaire (BP–/+), de polarité « globale » inversée (fig. 10-17), la variation de phase (déphasage) des spins fixes induit par le premier lobe du gradient bipolaire ($Gd^-$) est annulée par l'application du deuxième lobe

9 L'expression $\phi(t) = V\gamma TS$ valable pour un gradient bipolaire peut aussi s'exprimer par $f(t) = V\gamma GT^2$ où G = amplitude du gradient et T = durée d'un lobe (la variation quadratique en raison du temps de $\phi(t)$ est plus triviale sous cette forme).

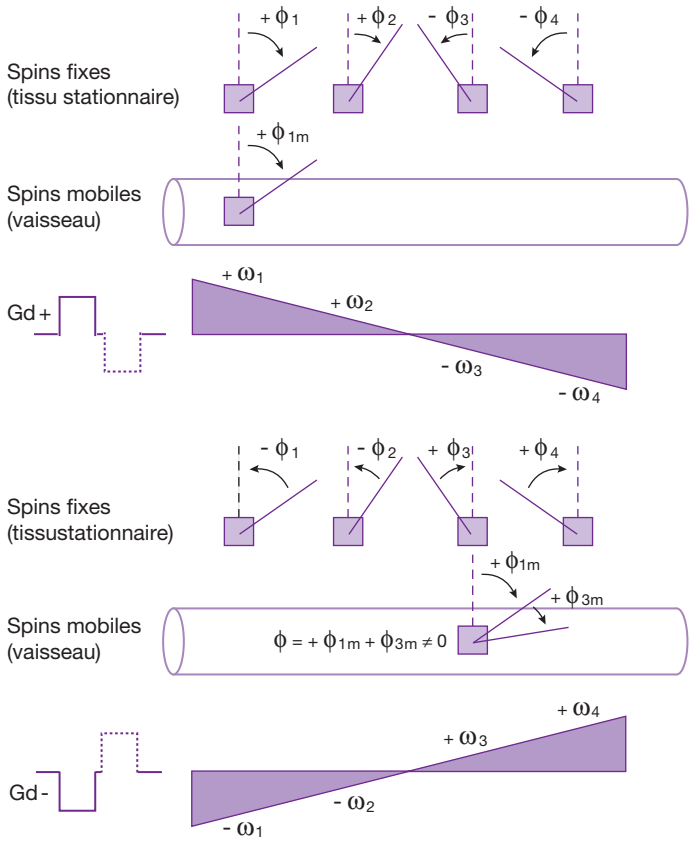



**Fig. 10-16.** Principe de l'ARM par contraste de phase.
De façon schématique, lors de l'application du premier lobe du gradient bipolaire (Gd+), la phase des spins stationnaires subit (en fonction de leur position le long du gradient) une variation de phase respective $+\phi_1$, $+\phi_2$, $-\phi_3$, $-\phi_4$. Le spin mobile subit une variation de phase de $+\phi 1m$.
Lors de l'application du deuxième lobe du gradient bipolaire (Gd–), la phase des spins stationnaires subit cette fois-ci (de nouveau en fonction de leur localisation le long du gradient) une variation de phase respectivement de $-\phi_1$, $-\phi_2$, $+\phi_3$, $+\phi_4$ (au total $\phi = 0$) ; le spin mobile (qui entre-temps s'est déplacé le long du gradient) subit une variation de phase de $+\phi_{3m}$ : d'où $\phi = +\phi_{1m} + \phi_{3m} \neq 0$ (en fait V $\gamma$TS !).

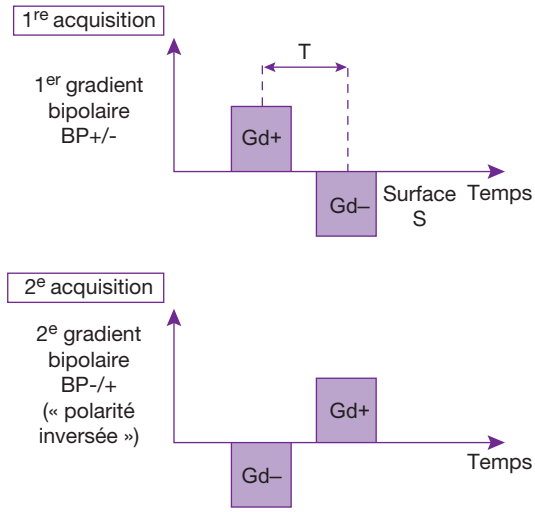



**Fig. 10-17.** L'ARM par contraste de phase utilise deux acquisitions, l'une avec un premier gradient bipolaire BP+/– et l'autre avec un gradient bipolaire inversé BP–/+, réalisant de cette façon un véritable « encodage par la vitesse ».

du gradient (Gd+) ; en revanche, la phase des spins mobiles qui se sont déplacés (à vitesse constante) le long du gradient n'est pas annulée : elle est proportionnelle à leur vitesse et donnée par :

$$\phi' = -V\gamma TS = -\phi$$

- pour les spins fixes (tissu stationnaire), il n'y a pas de modification de la phase ($\phi = 0$) du vecteur d'aimantation (M) sur les images obtenues avec BP+/– et BP–/+ ; lors de la soustraction des deux images (c'est-à-dire « soustraction vectorielle » des moments magnétiques pixel par pixel, fig. 10-18), le moment magnétique résultant sera nul[10], d'où suppression (totale !) des spins fixes = « fond de l'image » ;
- pour les spins mobiles (circulant dans les vaisseaux), il y a variation de la phase ($\phi \neq 0$) du

10 $M\cos\phi' = M\cos\phi \Rightarrow M\cos\phi - M\cos\phi' = 0$. $M\sin\phi' = -M\sin\phi \Rightarrow M\sin\phi - M\sin\phi' = M\sin\phi - (-M\sin\phi) = 2M\sin\phi$.

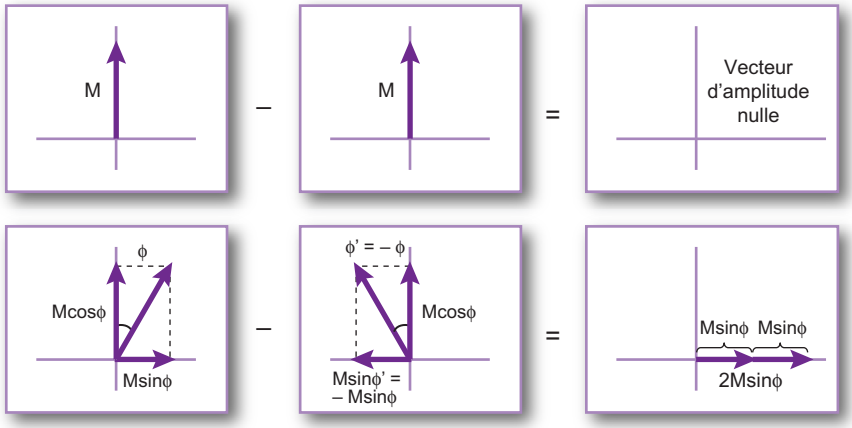



**Fig. 10-18.** ARM par contraste de phase : principe de la soustraction des images (*voir* texte et note de bas de page).

vecteur d'aimantation (M) sur les images obtenues avec BP+/– (ϕ) et avec BP–/+ (– ϕ); lors de la soustraction des deux images (soustraction vectorielle des moments magnétiques pixel par pixel, *voir* fig. 10-18), le moment magnétique résultant sera égal à 2Msin ϕ, d'où apparition d'une image dont le signal est sensible à la phase ϕ des spins mobiles, donc à leur vitesse V (réalisant de cette façon un « véritable encodage par la vitesse » car = V γTS).

Comme nous venons de le voir, l'application d'un gradient bipolaire induit un décalage de phase proportionnel à la vitesse des spins circulants. Ce déphasage est également lié à la force et à la durée d'application du gradient. Il permet de déterminer un des paramètres principaux en ARM par contraste de phase, à savoir la vitesse d'encodage (Venc) : celle-ci correspond à la vitesse (en centimètres par seconde) produisant un décalage de phase de 180° et, par conséquent, un signal maximal. Si l'amplitude du

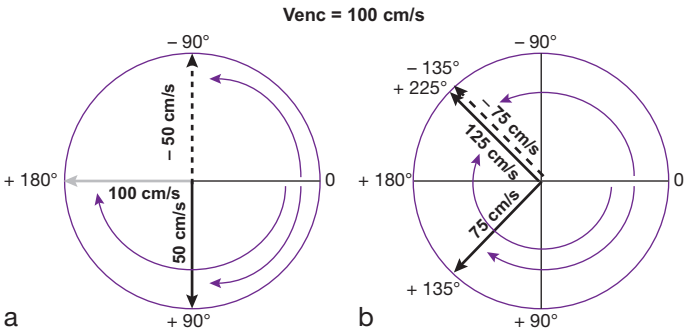



**Fig. 10-19.** Principe du repliement de vitesse ou aliasing.
Le repliement de vitesse ou aliasing se produit lorsque la vitesse d'encodage (Venc) est inférieure à la vitesse des protons circulants. Pour une vitesse d'encodage Venc = 100 cm/s, les spins circulant à cette même vitesse donnent un signal maximal (déphasage de 180°) (a). Les protons se déplaçant moins vite (50 cm/s) présenteront un déphasage de 90° et le signal obtenu sera moins intense (a), mais il n'y a pas de repliement de vitesse. Les protons se déplaçant à 50 cm/s mais en sens opposé auront un décalage de phase de – 90° (a).
De la même manière, des protons se déplaçant à 75 cm/s présenteront un décalage de phase de 135° (b). En revanche, si des protons se déplacent à une vitesse supérieure à la vitesse d'encodage (125 cm/s, par exemple), ils vont accumuler un déphasage de 225° et ils ne pourront être différenciés de protons se déplaçant à 75 cm/s en sens opposé et qui auront, exactement, le même décalage de phase (b), d'où un codage incorrect.

gradient et/ou la vitesse des spins sont telles que le déphasage excède ± 180°, les vitesses élevées seront représentées (échantillonnées) sous forme de vitesses plus basses, voire de sens opposé (repliement ou aliasing)[11] (fig. 10-19).

L'aliasing se traduit par la coexistence de pixels intravasculaires noirs et blancs. On observe, ainsi, un signal plus faible au centre du vaisseau (fig. 10-20). Pour éviter le phénomène d'aliasing, il faut sélectionner un encodage de vitesse couvrant les vitesses les plus élevées potentiellement présentes dans le ou les vaisseaux à visualiser. Avant de lancer une séquence, il faudra tester au préalable plusieurs encodages de vitesse afin de choisir celle la plus appropriée à l'étude clinique envisagée. Ainsi, un encodage de vitesse à 60–80 cm/s conviendra pour visualiser les artères cérébrales (au détriment des veines et petites structures vasculaires à flux lents) ; inversement, un encodage de 20 à 40 cm/s est bien adapté à une cartographie veineuse (*voir* fig. 10-20).

Comme pour l'ARM par temps de vol, l'acquisition peut se faire en 2D ou 3D (fig. 10-21).

De même, pour présenter l'image volumétrique finale, un algorithme de type MIP est utilisé (*voir* fig. 10-28). L'ARM par contraste de phase (par rapport à l'ARM par temps de vol) est bien adaptée aux vaisseaux à flux très lent ; mais, en revanche, elle ne visualise pas de façon adéquate les vaisseaux comportant des zones de turbulences physiologiques (bifurcations = turbulences = déphasages des spins = artéfacts = noircissement). Elle est également de réalisation plus longue (nécessitant « en théorie » deux acquisitions dans chacune des directions d'encodage de vélocité). Les tissus stationnaires sont, en revanche, mieux supprimés du fait du principe même de la soustraction.

De par la nature de l'information utilisée dans son principe (encodage de la phase lié à la vitesse), les données brutes acquises contiennent une information sur le sens du flux et les vitesses. Suivant l'algorithme de soustraction utilisé, les images présentées privilégient l'anatomie vasculaire ou l'information hémodynamique (avec notamment la possibilité de faire des mesures de vitesse et donc de débit – technique de cartographie de vitesse).

## ARM avec injection de produit de contraste

Les deux premières techniques d'angiographie par résonance magnétique, par temps de vol et par contraste de phase, que nous avons largement décrites précédemment, ont permis l'envol et le développement en routine de l'ARM, en

11 Ce phénomène existe également en Doppler : il est responsable de la « décapitation » des spectres et en couleur de la variation bleu-rouge (vitesses opposées) au sein de la lumière du vaisseau, voire d'une mosaïque de couleur.

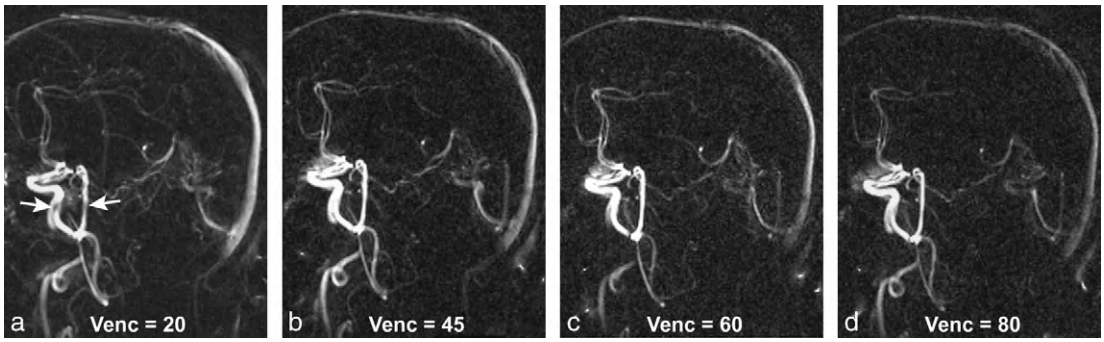



**Fig. 10-20.** Choix de la vitesse d'encodage.
Quatre séquences ont été acquises en ARM 2D CP cérébrale avec des vitesses d'encodage (Venc) croissantes.
(a) Venc = 20 cm/s, (b) Venc = 45 cm/s, (c) Venc = 60 cm/s, (d) Venc = 80 cm/s.
Les vaisseaux à flux lent sont mieux visualisés avec une vitesse d'encodage faible (a et b). Leur signal diminue progressivement lorsque la vitesse d'encodage augmente : ce sont alors les artères qui sont mieux visualisées. À noter le repliement de vitesse sur le tronc basilaire et la carotide (hyposignal) à Venc = 20 cm/s (*flèches*) (a).
*Images : P. Anstett.*

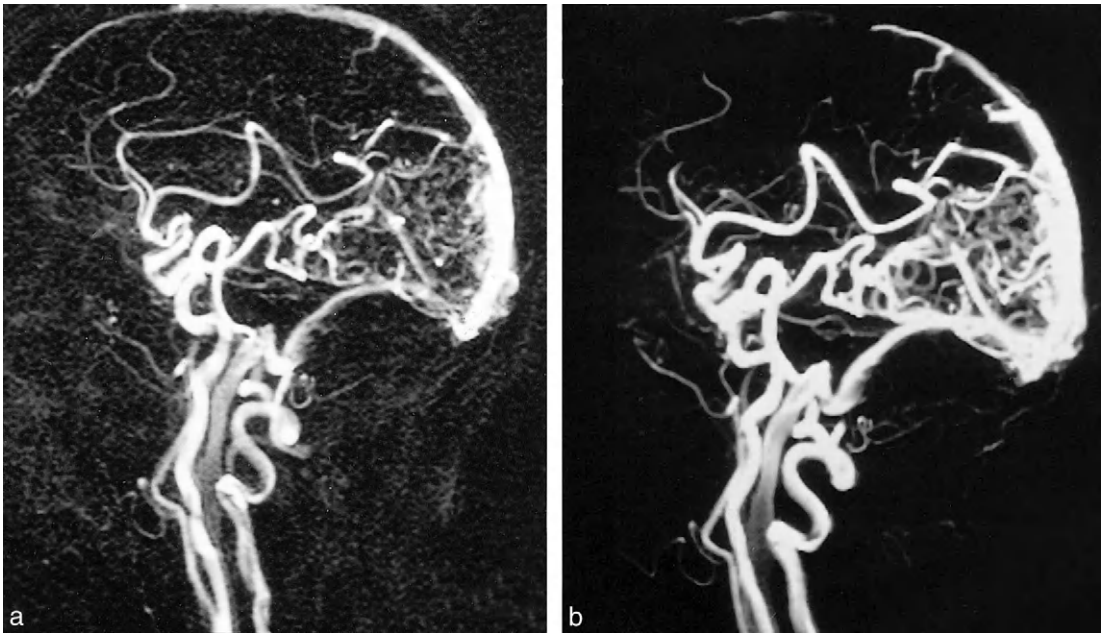



**Fig. 10-21.** Malformation artério-veineuse occipitale.
Coupes sagittales en 2D PC (a) et 3D PC (b). Noter la meilleure visualisation de la malformation en (b) par rapport à (a) (avec cependant respectivement Tac = 13 min 16 s/2 min 24 s).

particulier au niveau cérébral. Cependant, parce qu'elles sont générées intrinsèquement par le flux sanguin (par deux phénomènes différents), elles présentent des limites comme le déphasage intravoxel et le phénomène de saturation des spins circulants. De plus, elles nécessitent une bonne connaissance de la façon dont le signal est généré et sont difficiles à bien maîtriser en routine (ou en pratique courante). Enfin, les temps d'acquisition sont longs, les champs d'exploration (FOV) petits, la résolution temporelle médiocre et les algorithmes de post-traitement fastidieux et complexes.

Pour contourner ces difficultés, la méthode faisant appel à une injection de produit de contraste constitue une technique alternative d'ARM. Contrairement aux autres techniques, l'ARM avec injection de gadolinium est fondée sur la seule réduction du T1 des spins intravasculaires engendrée par le gadolinium (dans le sang.) Le contraste est lié à la présence du gadolinium dans les vaisseaux, qu'il y ait un flux ou non. La séquence est, de ce fait, relativement insensible au flux car le renouvellement par des spins frais n'est plus un prérequis indispensable. Ainsi, il est possible de coupler l'injection de gadolinium à des séquences d'écho de gradient rapides 2D ou 3D avec des TR et TE très courts (respectivement $\leq 5$ et 2 ms) et donc de diminuer également de façon significative le temps d'acquisition (à quelques secondes). Le contraste est amélioré (saturation des spins stationnaires par TR courts), les artéfacts de mouvement sont réduits (avec notamment acquisition pendant une apnée) et l'utilisation d'un champ de vue large contenant toute une région anatomique est possible. La dilution des chélates du gadolinium étant rapide et leur demi-vie courte, la séquence doit être lancée avec un délai bien défini par rapport à l'injection du contraste pour bénéficier du premier passage en phase artérielle.

## Prérequis sur la réduction du T1 du sang

Le T1 du sang est, nous l'avons vu, de l'ordre de 800 à 1 200 ms, bien plus long que celui des tissus stationnaires environnants, en particulier la graisse (environ 270 ms à 1,5 Tesla). Le but de l'injection des chélates de gadolinium est donc de réduire le T1 du sang à une valeur de l'ordre de 100 ms (voire 50 ms en fonction du volume injecté), c'est-à-dire à une valeur très inférieure au T1 de la graisse et des

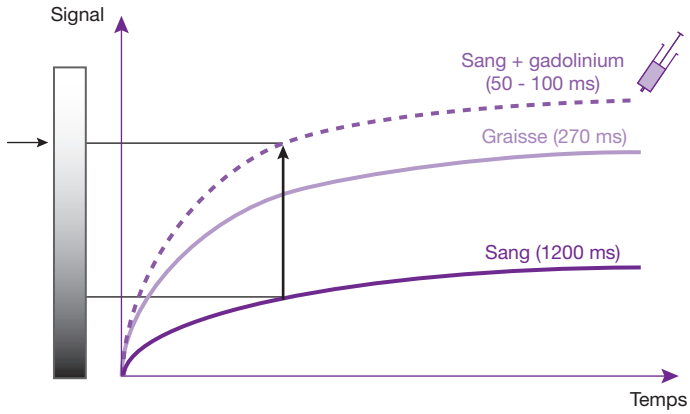



**Fig. 10-22.** Intérêt du gadolinium en ARM.
Le $T_1$ du sang est de l'ordre de 800 à 1 200 ms, bien plus long que celui des tissus stationnaires environnants, en particulier la graisse (environ 270 ms à 1,5 Tesla). Le gadolinium abaisse le $T_1$ du sang à une valeur de l'ordre de 100 ms (voire 50 ms en fonction du volume injecté), c'est-à-dire à une valeur très inférieure au $T_1$ de la graisse et des tissus environnants. Il en résulte un signal vasculaire intense.
*Schéma : P. Anstett.*

tissus environnants (fig. 10-22). Cela fixe des contraintes sur la concentration sanguine en gadolinium (*voir* Annexe 23) et, par conséquent, sur la dose et le délai d'injection.

## Effet T2* du bolus de gadolinium

La réduction du T1 par le gadolinium s'accompagne également, nous l'avons vu, d'une réduction du T2 et/ou T2* qui, à forte concentration de gadolinium, finira par réduire le signal intravasculaire. Il faut donc, pour contrebalancer cet effet délétère, utiliser des TE les plus courts possibles.

## Suppression des tissus stationnaires

La suppression des tissus stationnaires qui fixent également le gadolinium (muqueuses, graisse périvasculaire, etc.) nécessite l'utilisation de TR les plus courts possibles, d'algorithmes de suppression de graisse et/ou de technique de soustraction d'image avant et après injection de contraste.

## Paramètres d'acquisition des images en ARM-Gado

### Séquences

Les séquences utilisées en ARM-Gado doivent être fortement pondérées en T1 (type 3D ou 2D FLASH ou FISP) et avoir des TR et TE les plus courts possibles. Sur des appareils récents, on dispose de TR de l'ordre de 3 à 5 ms et de TE de 1,2 à 2 ms. Il n'est alors pas utile de compenser le flux (ce qui allongerait le TE). Il est possible d'obtenir des images en apnée, ce qui est indispensable pour les vaisseaux thoraciques et/ou abdominaux.

### Remplissage des lignes du plan de Fourier

Comme nous l'avons vu au Chapitre 9 « Imagerie rapide », le balayage du plan de Fourier peut être linéaire séquentiel, démarrant à la périphérie du plan de Fourier (résolution spatiale de l'image), puis allant aux lignes centrales (contraste), pour se terminer de nouveau à la périphérie du plan de Fourier (complément de résolution spatiale). Ce type de balayage linéaire peut être modifié dans certaines séquences qui balayent en premier le centre du plan du Fourier, allant ensuite progressivement vers la périphérie (balayage central). On peut également avoir recours au balayage elliptique-centrique du plan de Fourier, ce qui permet d'acquérir les informations concernant le contraste de l'image très rapidement. Un autre mode de balayage repose sur un remplissage plus fréquent du centre du plan de Fourier par rapport à la périphérie. Ces différentes « zones » du plan de Fourier sont alors « rassemblées » rétrospectivement pour reconstruire les volumes d'acquisition à des temps différents. Cette méthode permet de maintenir une bonne résolution spatiale des images, tout en conduisant à visualiser plusieurs phases de l'injection, c'est-à-dire d'apporter une véritable dimension temporelle aux techniques d'ARM et, par conséquent, de réaliser de l'angio-IRM dynamique. Les techniques basées sur ce principe, avec quelques nuances selon les constructeurs, sont connues sous les appellations de TRICKS (*Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics – General Electric*), TWIST (Siemens), TRACS ou 4D TRAK (Philips) par exemple (voir tableaux de l'annexe 25) (fig. 10-23).

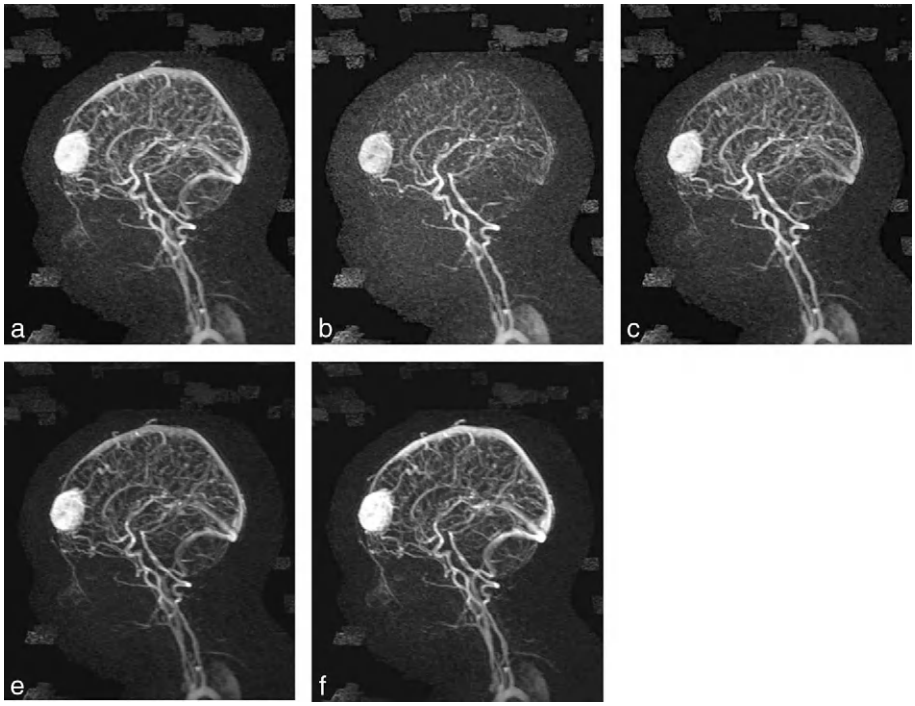



**Fig. 10-23.** Exemple d'ARM dynamique réalisée en séquence TRICKS.
Malformation artério-veineuse frontale. Cinq phases sont ici représentées (sur 10), permettant de suivre la progression du produit de contraste. La résolution temporelle est de 1,2 secondes.
*Images : S. Lefort.*

Il est évident que le mode de balayage du plan de Fourier modifiera les paramètres de l'injection, suivant qu'il commence en périphérie ou au milieu du plan de Fourier, car l'acquisition des lignes centrales doit coïncider avec l'arrivée du produit de contraste dans la région d'intérêt. II est possible par ailleurs, en acquérant une ligne sur deux du plan de Fourier qui seront complétées, lors de la reconstruction, avec des lignes de valeur zéro (*zero filling*), de doubler soit la résolution spatiale dans le plan, soit le nombre de coupes, lorsque cette méthode est appliquée selon l'axe de sélection de coupe.

### Temps de répétition et temps d'écho

Nous avons déjà vu qu'il faut utiliser les temps de répétition les plus courts possibles. Cela dépend des performances de l'appareil, en particulier en ce qui concerne les gradients. La réduction du temps d'écho peut être optimisée par des techniques d'écho partiel (*voir* Chapitre 9). Enfin, il faut savoir (*voir* Chapitre 12) que l'utilisation de temps d'échos spécifiques (2,2 ms à 1,5 Tesla) permet d'obtenir des images où l'eau et la graisse sont soit en opposition de phase, soit au contraire en phase, et donc d'obtenir une suppression de la graisse (des tissus stationnaires périvasculaires).

### Angle de bascule

Il a moins d'influence sur le contraste vasculaire que dans les techniques précédentes, en particulier de temps de vol. Habituellement, des angles de flip plutôt élevés (50° à 60°) sont utilisés dans l'imagerie artérielle, et un peu plus faibles (30° à 40°) dans l'imagerie veineuse.

### Champ de vue et taille de la matrice

La possibilité de choisir un champ de vue large en ARM-Gado est l'un des grands avantages de cette technique particulièrement bien adaptée à l'imagerie thoracique, abdominale et des membres inférieurs, où de larges territoires anatomiques doivent être couverts (que l'on visualise sur des coupes frontales contenant les vaisseaux). Toutefois, comme nous l'avons vu (*voir* Chapitres 8 et 9), si le champ de vue est élargi et que la taille de la matrice reste la même, il y a forcément une perte de résolution spatiale. Si, en revanche, la taille de la matrice

augmente et que l'on veut conserver la même résolution spatiale, il faut que le temps d'examen augmente (car le nombre de lignes doit augmenter). Il faut choisir judicieusement entre le temps d'examen le plus court, le meilleur rapport signal sur bruit, une résolution spatiale optimale et un champ de vue couvrant l'ensemble de la région d'intérêt ; dans ce compromis interviennent, bien entendu, de nouveau les performances de l'appareil, en particulier en termes de gradients. Il est souvent utile de faire appel, comme en imagerie conventionnelle, à des matrices et champs de vue rectangulaires.

### Épaisseur de coupe, partition des tranches ou slabs

Quand le volume d'intérêt est relativement épais, le nombre important de partitions conduit inévitablement à des temps d'acquisition prohibitifs. Dans cette éventualité, des coupes plus épaisses (supérieures au millimètre) doivent être choisies, bien évidemment aux dépens de la résolution spatiale dans cette direction. Nous avons vu que les méthodes de *zero filling* peuvent, dans ce cas, doubler le nombre de coupes acquises (durant le même temps d'examen).

Mais, on a également recours, de plus en plus, aux techniques d'acquisition parallèles qui permettent encore de réduire les temps d'acquisition ou d'améliorer la résolution spatiale (*voir* Chapitre 9).

## Paramètres de l'injection intraveineuse de gadolinium

Comme en scanner spiralé, pour obtenir un rehaussement optimal de la lumière vasculaire, un timing précis de l'injection par rapport à l'acquisition des images est nécessaire, dans lequel de nombreux paramètres interviennent :

### Données hémodynamiques et territoires explorés

L'injection se fait à partir d'une voie veineuse posée en général sur une veine basilique ou céphalique au pli du coude. Le temps de transit du point d'injection au territoire vasculaire étudié doit être déterminé de façon précise. Il varie avec les conditions individuelles (qualité de la voie veineuse, performances cardiaques, existence d'un rétrécissement ou d'une insuffisance aortique, etc.). Suivant le territoire étudié, ce temps de transit peut varier de 6 jusqu'à plus de 40 secondes. L'ordre de grandeur est habituellement le suivant : artères pulmonaires et carotides environ 8 à 14 secondes, aortes thoracique et abdominale 14 à 18 secondes, artères des membres inférieurs 20 à 45 secondes, veine porte 40 à 45 secondes (les différentes manières de déterminer le temps de transit seront évoquées plus loin).

### Dose et modalités de l'injection

La dose optimale d'injection varie d'un auteur à l'autre. Il semble qu'une dose standard de 0,1 mmol/kg (14 ml pour 70 kg) soit suffisante. Certains auteurs utilisent cependant une double, voire une triple dose, en particulier au niveau cérébral. Pour l'aorte et les membres inférieurs, si on ne dispose pas d'une avancée séquentielle de la table, plusieurs injections sont nécessaires pour couvrir l'ensemble de l'axe artériel, avec à chaque étape des doses plus faibles (de l'ordre de 8 ml).

En plus de la détermination du temps de transit, le temps que doit durer l'administration des quelques millilitres de produit de contraste (durée de l'injection ou d'infusion du bolus) doit également être ajusté au temps d'acquisition des images. La durée d'infusion du bolus doit, dans une acquisition ultrarapide (quelques dizaines de millisecondes), couvrir dans la mesure du possible le temps d'acquisition de l'image et, dans les techniques d'imagerie plus lente (une minute et plus), couvrir au moins la moitié du temps d'acquisition. Dans tous les cas, le transit du bolus dans le ou les vaisseaux doit coïncider avec l'acquisition des lignes centrales du plan de Fourier. Enfin, il faut savoir que lors de l'écoulement du produit de contraste de la veine périphérique à la zone d'intérêt, le bolus a tendance à se diluer et s'élargir. Cela conduit à un allongement, dès son premier passage, de la durée de transit (ou de rehaussement du signal induit par le produit de contraste) de quelques secondes (4 à 8 secondes). Il faut en tenir compte et légitimement les retrancher à la durée du bolus (pour calculer la « durée théorique » d'infusion du bolus).

L'injection peut être réalisée à la main, mais celle-ci est largement facilitée par l'utilisation d'un injecteur automatique amagnétique qui permet de déterminer, de façon précise, les paramètres d'injection (volume-débit établis pour chacun des territoires vasculaires étudiés).

### Timing de la séquence

En mode d'acquisition ultrarapide, la séquence doit être lancée avec un délai bien défini par rapport à l'injection du contraste, car une erreur de 5 à 15 secondes peut avoir pour conséquence de rater le passage du bolus de produit de contraste dans le volume à explorer. Idéalement, la période d'acquisition des images doit coïncider avec le premier passage en phase artérielle du contraste pour éviter une contamination veineuse (superposition de structures veineuses). En imagerie cérébrale, par exemple, la durée d'acquisition de la séquence devrait être très courte (de l'ordre de 10 à 12 secondes) car inférieure, en théorie, au temps de circulation artérielle cérébrale. La réalisation de séquences avec des délais adaptés permet sélectivement de privilégier l'image artérielle ou veineuse. La réalisation d'une séquence avant l'arrivée du contraste peut servir de masque pour une éventuelle soustraction. Enfin, il faut tenir compte du mode de balayage du plan de Fourier pour calculer le délai entre l'injection et le démarrage de la séquence d'imagerie.

Le calcul du délai injection-imagerie (Tdém) doit permettre de faire coïncider le milieu du bolus (contraste maximal des vaisseaux) avec le remplissage des lignes centrales du plan de Fourier (qui gouverne le contraste de l'image). En mode de balayage séquentiel classique (périphérie-centre-périphérie), il est donné par (fig. 10-24) :

Tdém (1) = temps de transit du bolus (Ttransit Gado) (2) + durée théorique d'infusion du bolus/2 (correspondant à la moitié du temps d'injection = 1/2Tinj)(3) −durée d'acquisition de la séquence/2(1/2Tacq)(4)

Ainsi, le milieu du bolus (3) coïncide avec le centre du plan de Fourier (4).

En mode d'acquisition plus lente, le timing pour lancer la séquence est moins primordial. La durée d'infusion du bolus (ou plus exactement le temps de transit du bolus dans le volume d'intérêt – durée théorique d'infusion du bolus) doit couvrir au moins la moitié du temps d'acquisition de l'image et chevaucher l'acquisition des lignes centrales du plan de Fourier.

Quel que soit le mode d'acquisition, rapide ou lent, il est bon d'établir des protocoles précis et éprouvés en fonction des régions à explorer.

On peut, par exemple, réaliser une injection test afin de déterminer le temps de transit du gadolinium. Elle consiste à effectuer une acquisition dynamique (1 seconde par coupe) pendant 40 à 60 secondes au niveau d'une

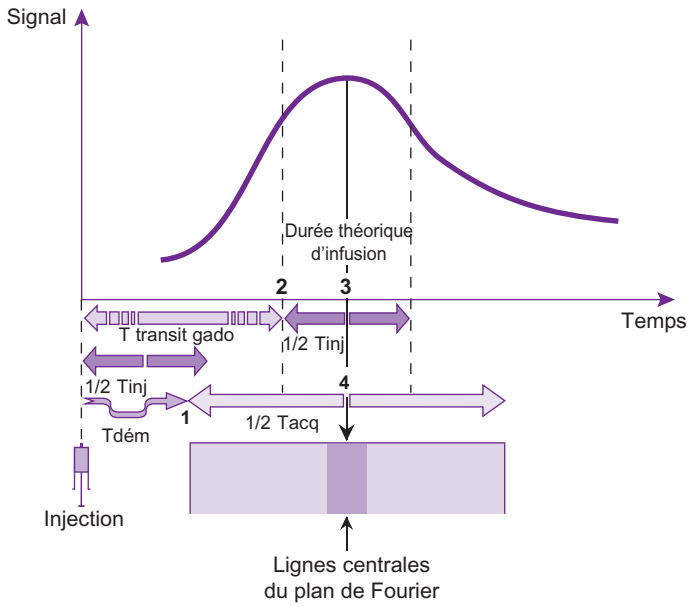



**Fig. 10-24.** Timing de la séquence d'ARM-Gado en mode de balayage séquentiel classique du plan de Fourier (périphérie-centre-périphérie) (*voir* texte).

coupe transverse centrée sur la zone d'intérêt avec 1 à 2 ml de gadolinium et 20 ml de sérum physiologique. Le temps de transit est ensuite évalué en plaçant une région d'intérêt (ROI) sur le vaisseau, un logiciel se chargeant de tracer la courbe illustrant la variation du signal dans le vaisseau en fonction du temps.

Deux autres techniques permettent de synchroniser le démarrage de la séquence avec l'arrivée du bolus de gadolinium :

- la détection automatique (SmartPrep – GE Healthcare ou équivalent) repose sur la mise en place d'un volume d'intérêt (« tracker ») positionné en amont du vaisseau à visualiser et détectant en temps réel l'arrivée du gadolinium ;
- la détection semi-automatique (Fluoro Trigger – GE Healthcare, BolusTrack – Philips, Care Bolus – Siemens, etc.) (*voir* tableaux de l'annexe 25) permet de visualiser en temps réel l'arrivée du gadolinium dans les vaisseaux à l'aide d'une séquence dynamique ultrarapide en écho de gradient 2D (une image par seconde). On déclenche ainsi le démarrage de la séquence d'ARM 3D « à la vue ». Cette technique (comme la précédente) nécessite un balayage elliptique-centrique de la séquence d'angio-IRM.

L'injection de gadolinium est utilisée en ARM cérébrale car, en réduisant la saturation des spins du sang, elle permet d'améliorer la visualisation des petits vaisseaux intracérébraux (fig. 10-25).

Cependant, les muqueuses fixent également le gadolinium et peuvent apparaître sur l'image finale. L'ARM-Gado est également très utile pour visualiser, de façon extrêmement aisée, les troncs supra-aortiques ainsi que l'ensemble de l'aorte (*voir* fig. 10-25), ou encore pour réaliser une ARM des membres inférieurs, par exemple (fig. 10-26). Comme pour les autres techniques d'ARM, les images natives sont reconstruites sous forme de projections MIP.

## ARM sans produit de contraste

Plus récemment, des techniques d'ARM sans produit de contraste (différentes, évidemment, des techniques d'ARM par temps de vol et par contraste de phase) se sont développées.

**Fig. 10-25.** Exemples d'ARM avec injection de gadolinium (après reconstruction MIP).
(a) ARM veineuse cérébrale (méningiome).
(b) ARM des troncs supra-aortiques.
(c) ARM thoraco-abdominale.

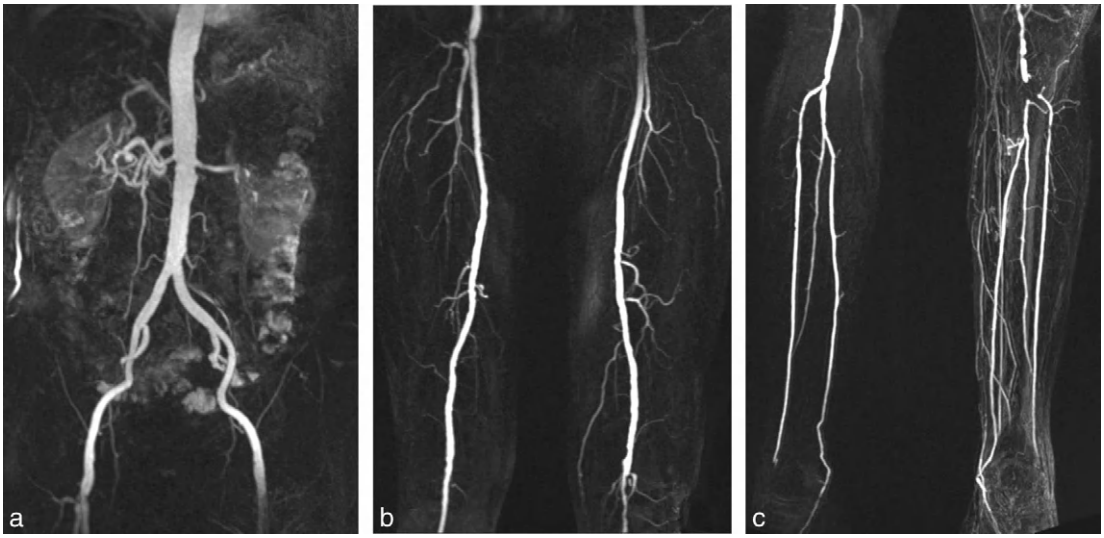



**Fig. 10-26.** ARM des membres inférieurs, réalisée en trois paliers.
*Images : J.-P. Dillenseger.*

Une des méthodes est basée sur des séquences balanced SSFP 3D de type true–FISP, FIESTA ou équivalent (*voir* chapitre 9) très efficaces pour renforcer le signal des liquides en mouvement. On y associe une impulsion RF d'inversion de 180°, appliquée sur la région d'intérêt, dans le but de supprimer efficacement le signal des tissus stationnaires. En effet, durant le temps d'inversion T1, le sang circulant (artériel dans notre exemple) va pénétrer dans le volume d'acquisition 3D en donnant un maximum de signal, par effet de rehaussement paradoxal, les protons n'étant pas encore saturés (comme pour la séquence TOF – voir précédemment dans ce chapitre). Par contre, les tissus stationnaires auront un signal faible, passant par 0 au moment du TI, lorsque débute la séquence d'écho de gradient rapide de type SSFP 3D (fig. 10-27). De plus, le volume concerné par l'impulsion RF d'inversion est positionné de manière asymétrique par rapport au volume d'acquisition, ce qui conduit à une suppression du signal veineux et, par conséquent, une très bonne différenciation su signal artériel, le tout sans injection de produit de contraste (fig. 10-27).

On peut encore associer à cette méthode d'ARM une synchronisation respiratoire et/ou cardiaque, la suppression de graisse ou encore des techniques d'acquisition parallèles. Avec ces quelques nuances, ces techniques sont connues sous les appellations syngo NATIVE TrueFISP ou SPACE – Siemens, Inhance Inflow IR – General Electric, b–TRANCE – Philips, FBI – Toshiba, ou équivalents (*voir* annexe 25).

Une autre méthode d'ARM sans produit de contraste consiste à soustraire des images obtenues en diastole et en systole, en association avec une synchronisation cardiaque (TRANCE – Philips, ou équivalent). En effet, en systole, on observe une baisse de signal dans les artères en raison des déphasages provoqués par la vitesse du flux alors que le signal des veines reste constant car le flux est plus lent. En diastole, le signal est élevé aussi bien dans les artères que dans les veines. La soustraction des ces deux séries d'acquisition en écho de spin rapide 3D permet donc de favoriser le signal artériel.

Ces séquences d'ARM sans produit de contraste présentent un intérêt en particulier pour l'exploration des vaisseaux de l'abdomen (ARM rénale par exemple) ou des membres inférieurs.

## Présentation et traitement de l'image

Pour présenter l'image volumétrique finale, la série de plans de coupe est soumise à un algorithme permettant de sélectionner, « par l'intermédiaire de raies parallèles » analysant le signal à travers le volume, les voxels d'intensité

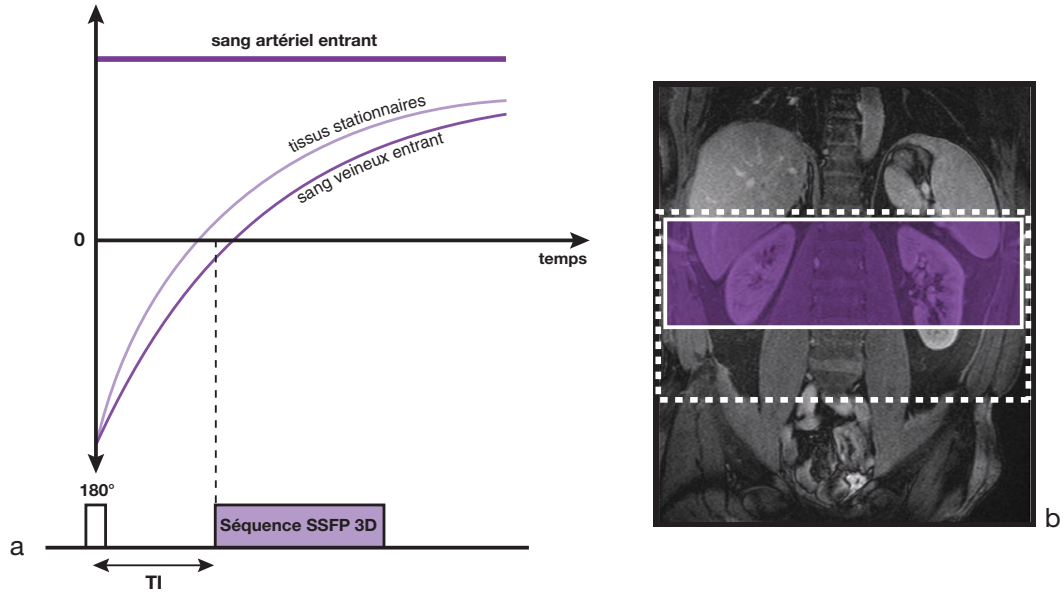



**Fig. 10-27.** Principe de la technique d'ARM sans produit de contraste basée sur les séquences SSFP 3D.
On applique d'abord une impulsion RF d'inversion de 180° dans le but de supprimer efficacement le signal des tissus stationnaires. Durant le temps d'inversion TI, le sang circulant artériel va pénétrer dans le volume d'acquisition 3D en donnant un maximum de signal, par effet de rehaussement paradoxal. Par contre, lorsque débute la séquence d'écho de gradient rapide de type SSFP 3D (true–FISP, FIESTA ou équivalent), les tissus stationnaires auront un signal faible car passant par 0 au moment du TI (a). Le volume concerné par l'impulsion RF d'inversion (en pointillés blancs) est positionné de manière asymétrique par rapport au volume d'acquisition (en violet) de manière à supprimer le signal veineux entrant par saturation (b et a).

maximale. Ceux-ci sont projetés en pixels d'intensité maximale (MIP) sur une image 2D. Pour obtenir une reconstruction volumétrique complète, il faut obtenir des projections multiples autour de l'axe des plans de coupe en augmentant progressivement l'angle de projection (par incréments de 10 à 15°) (fig. 10-28). L'ensemble des images 2D obtenues par projection peuvent être visualisées de façon séquentielle en boucle cinéma donnant l'« illusion » d'une véritable image en 3D, que l'on peut faire tourner et visualiser selon toutes les incidences.

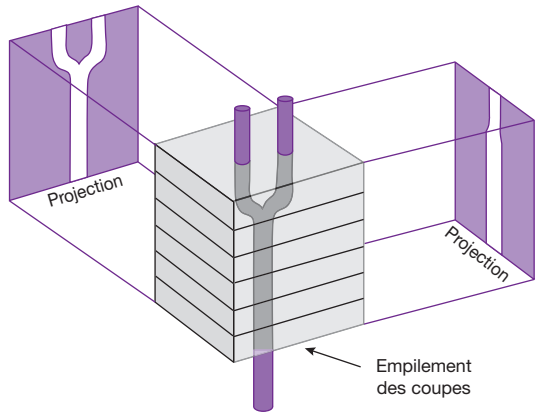



**Fig. 10-28.** L'image finale est obtenue par l'algorithme MIP qui, à partir de la série de plans de coupe, permet de sélectionner les voxels d'intensité maximale et d'obtenir des projections multiples 2D (pixels d'intensité maximale) autour de l'axe des plans de coupe.
Deux projections orthogonales figurent ici.

## Méthodes pour améliorer le contraste en ARM

### Synchronisation cardiaque (*voir* Chapitre 14)

Dans les artères, pendant une courte période (en mésosystole), les vitesses sont maximales s'accompagnant de turbulences et perte de signal alors que, pendant une période plus longue (télédiastole), le flux est pratiquement nul, d'où saturation des spins (soumis aux multiples impulsions RF). La synchronisation cardiaque, outre le fait qu'elle permet de réduire les artéfacts de mouvements, autorise une

acquisition sélective des données au cours du cycle cardiaque (en dehors des mésosystole et télédiastole). Le temps d'acquisition est toutefois majoré.

## MOTSA

Bien qu'offrant des avantages en termes de résolution spatiale et de réduction du TE, les séquences 3D temps de vol (par rapport aux séquences 2D) sont limitées en volume d'exploration maximal à cause des phénomènes de saturation progressive des spins (en fin de parcours dans le volume d'intérêt). Cela peut être corrigé par des acquisitions en multiples tranches plus ou moins fines (blocs ou slabs) qui doivent cependant se recouper (d'environ 30 %) pour éviter des pertes de signal en bordure de slab[12]. Ce procédé s'appelle MOTSA (*multiple overlapping thin slab 3D acquisition*) (fig. 10-29).

## Impulsions à angle de bascule variable (TONE)

Une autre méthode pour réduire la saturation progressive des spins dans le volume d'acquisition en 3D consiste à augmenter progressivement l'angle de bascule au fur et à mesure de la progression des spins dans l'épaisseur de la tranche. Ce procédé s'appelle TONE (*tilted optimized non excitation*). Il est efficace pour un flux essentiellement monodirectionnel (carotides, aorte abdominale, etc.) (fig. 10-30).

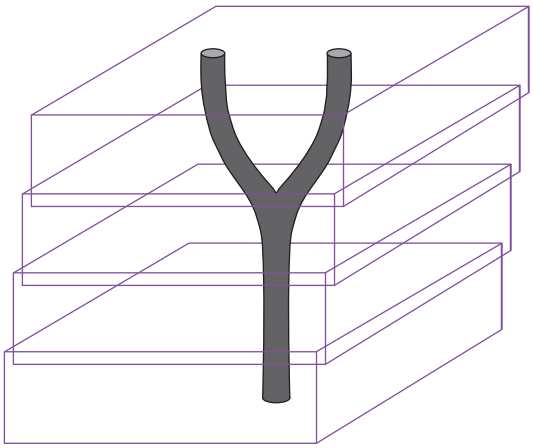


**Fig. 10-29.** Principe de l'acquisition multislab.
Pour éviter les phénomènes de saturation progressive (en fin de parcours) des spins dans un large volume d'intérêt, l'acquisition se fait par tranches plus fines (ou slabs dont les bords doivent se recouper, *voir* texte).

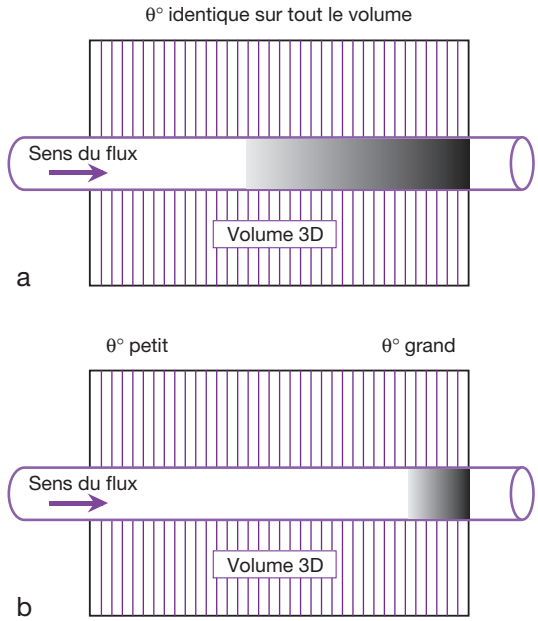



**Fig. 10-30.** Principe du TONE.
Pour éviter les phénomènes de saturation progressive des spins en fin de volume d'intérêt (a), l'angle de bascule est augmenté progressivement au fur et à mesure de la progression des spins dans l'épaisseur de la tranche (b).

## Séquences de saturation de graisse (*voir* Chapitre 12)

Elles permettent de supprimer la composante graisseuse des tissus stationnaires dans les régions qui en contiennent beaucoup (extrémités, graisse paracardiaque). On réalise cela en incorporant, dans la séquence, une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de la graisse. Pour être opérationnelles, ces séquences nécessitent cependant un champ magnétique statique $\vec{B}_0$ très homogène.

## Transfert d'aimantation (*voir* Chapitre 12)

Le transfert d'aimantation incorpore, dans une séquence, une impulsion RF non sélective décalée en fréquence (1,5 kHz) par rapport à la fréquence de Larmor (protons mobiles).

12 Le profil de coupe n'est jamais parfaitement rectangulaire d'où la perte de signal en bordure de coupe (par réduction de l'angle de bascule).

Le transfert d'aimantation est efficace sur les tissus comportant un pool important de protons « fixes », à savoir le cerveau, le foie et le muscle[13]. En ARM, le transfert d'aimantation aura pour objectif de réduire le signal des substances blanche et grise par rapport à celui des vaisseaux, renforçant ainsi le contraste intravasculaire des petites structures vasculaires[14].

13 Contrairement au liquide céphalo-rachidien, au sang et à l'urine dont le signal est inchangé.

14 Le TR de la séquence est cependant légèrement allongé (d'environ 10 ms). En IRM cérébrale, les plaques de SEP et les zones fixant le gadolinium sont également mieux visualisées en séquence avec transfert d'aimantation.

## À retenir

- De façon schématique, quatre aspects – fonction de l'ancienneté de l'hématome – peuvent être individualisés (« cycle lunaire ») :
  1. hématome suraigu (en phase de constitution premières heures) : hypo-intense en $T_1$/hyperintense en $T_2$ (signal « liquidien ») ;
  2. hématome aigu (quelques heures-premiers jours) hypo- ou iso-intense en $T_1$/plus foncé en $T_2$ ;
  3. hématome subaigu (quelques jours-premières semaines) hyperintense en $T_1$/hypo-intense en $T_2$ ;
  4. hématome chronique et ancien (quelques semaines-quelques mois, voire plus), anneau hypo-intense à la périphérie d'une lésion hyperintense en $T_2$ (idem $T_1$).
- Globalement, deux possibilités peuvent se présenter pour la représentation d'un vaisseau sanguin :
  – pas de signal, il s'agit : d'un flux rapide (ou turbulent) – phénomène de sortie de coupe –, ou du déphasage des spins ;
  – présence d'un signal, il s'agit : du phénomène d'entrée de coupe, ou du phénomène de rephasage des spins sur les échos pairs (avec éventuellement une erreur de codage de phase).
- Ces différents phénomènes peuvent se combiner mais, en général, l'un d'eux sera prédominant. Ces phénomènes sont aussi présents à des degrés divers au niveau du flux pulsatile du LCR.
- Pour la bonne compréhension de ces mécanismes, nous avons toujours raisonné sur une seule coupe. Du fait de l'utilisation habituelle du mode multicoupes, ces phénomènes ne seront pas toujours purs.
- Voici en résumé, les différents facteurs intervenant pour modifier l'image en présence d'un flux sanguin :
  – la vitesse du flux ;
  – ses caractéristiques (turbulent, laminaire, etc.) ;
  – le type de séquence (écho de spin, écho de gradient, multicoupes, multi-échos, TR court ou long, nombre d'excitations) ;
  – l'orientation du vaisseau par rapport au plan de coupe ;
  – les gradients de champs magnétiques.
- Du point de vue diagnostique, la connaissance de ces mécanismes sera d'un apport non négligeable dans les pathologies vasculaires : anévrisme, dissection, angiome, etc. Les différences de vitesse circulatoire seront à l'origine de l'apparition ou de la disparition d'un signal permettant, par exemple, de faire la différence entre thrombose et flux ralenti (anévrisme) ou vrai chenal et faux chenal (dissection).
- Les gradients de compensation de flux consistent à rajouter des lobes au gradient de lecture et de sélection de coupe (normalement bipolaires) pour compenser les déphasages dus aux déplacements des spins.
- Les bandes de présaturation, appliquées au début de chaque cycle sur les vaisseaux en amont du ou des plans de coupes sélectionnés, ont pour rôle de saturer le sang dans le ou les vaisseaux avant qu'il ne pénètre dans les plans de coupe, de telle sorte que les protons intravasculaires ou cavitaires n'émettent pas de signal (intérêt : réduire les artéfacts intravasculaires ou intracardiaques, suppression relative des artères ou veines en ARM).
- L'ARM par temps de vol ou entrée de fluide repose sur l'arrivée, dans le plan de coupe, de sang frais non saturé (rehaussement paradoxal). L'utilisation de séquences d'écho de gradient à TR courts (par rapport au $T_1$ des tissus stationnaires) de l'ordre de 40 à 50 ms permet de supprimer le signal des tissus stationnaires (saturation) tout en maintenant une arrivée de sang frais non saturé (à signal élevé) dans le plan de coupe.

## À retenir

- L'ARM par contraste de phase utilise deux acquisitions, l'une avec un premier gradient bipolaire BP+ que l'on soustrait d'une deuxième avec un gradient bipolaire inversé BP– : on réalise de cette façon un véritable « encodage par la vitesse ».
- L'ARM avec injection de gadolinium est fondée sur la seule réduction du $T_1$ des spins intravasculaires engendrée par le gadolinium (dans le sang). Elle est réalisée en combinant une injection de gadolinium à des séquences d'écho de gradient rapides 2D ou 3D avec des TR et TE très courts (respectivement 5 et 2 ms).
- Avantages et inconvénients de l'ARM-Gado :
  – avantages : meilleure qualité d'image, champ de vue large/région d'intérêt (indications extracérébrales), temps d'acquisition court (réalisable en apnée), résolution temporelle, post-traitement plus rapide et aisé ;
  – inconvénients : plus invasif, coût, influence de paramètres hémodynamiques individuels (timing !).
- Les techniques d'ARM sans produits de contraste reposent sur :
  – soit une séquence rapide de type balanced SSFP 3D associée à une impulsion d'inversion RF de 180° (appliquée sur un volume plus grand que le volume 3D) cette dernière permettant de bien supprimer le signal des tissus stationnaires ;
  – soit sur une soustraction des images obtenues en diastole et en systole en association avec une synchronisation cardiaque.
- L'algorithme de sélection des pixels d'intensité maximale (MIP) permet, à partir de projections multiples autour de l'axe des plans de coupe, d'obtenir une véritable image volumétrique tridimensionnelle que l'on peut visualiser et faire tourner selon toutes les directions (donnant l'illusion d'une image 3D).
- Méthodes pour améliorer le contraste en ARM :
  – synchronisation cardiaque ;
  – MOTSA ;
  – impulsions à angle de bascule variable (TONE) ;
  – séquence de saturation de graisse ;
  – transfert d'aimantation.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 11

# Artéfacts en imagerie par résonance magnétique

B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay

L'imagerie par résonance magnétique, par sa nature même, liée au mode d'acquisition et de reconstruction de l'image, n'échappe pas à la règle générale que chaque nouvelle méthode d'imagerie apporte inéluctablement son lot de fausses images. Ces artéfacts peuvent déformer l'image anatomique réelle ou simuler un processus pathologique. La compréhension de leur origine permet d'éviter des erreurs d'interprétation, d'améliorer la qualité de l'image et, par conséquent, d'optimiser le rendement clinique de la technique.

Nous présentons dans ce chapitre les artéfacts les plus fréquemment rencontrés en pratique quotidienne, et nous discutons de leur mécanisme et des moyens pour les minimiser ou les éviter. Enfin, nous montrons que, dans quelques cas, les particularités liées à certains artéfacts peuvent paradoxalement être d'un intérêt diagnostique. Nous nous devons cependant d'avertir le lecteur que le mécanisme (même grossièrement simplifié) de certains artéfacts est difficile à comprendre (nécessitant une bonne assimilation des chapitres précédents). Fort heureusement, la plupart des artéfacts sont plus faciles à reconnaître qu'à comprendre et nous donnons, en fin de chapitre, un condensé des notions importantes à retenir. Les artéfacts dus à des déficiences du système ne seront pas envisagés.

Les principaux artéfacts comprennent :

- les *artéfacts liés au patient* : artéfacts métalliques et artéfacts de mouvements (mouvements physiologiques ou du patient lui-même);
- les *artéfacts liés à la conception du système d'imagerie par résonance magnétique* (dont les noms sont déjà quelque peu «barbares») : artéfacts de troncature, de repliement (aliasing), de déplacement chimique, de susceptibilité magnétique, phénomène d'excitation croisée, phénomène de l'angle magique, artéfacts liés aux techniques d'imagerie ultrarapides aux antennes en réseau phasé et aux techniques d'acquisition parallèle.

## Artéfacts métalliques

La présence de matériel ferromagnétique s'accompagne de distorsions locales du champ magnétique entraînant une zone de vide de signal avec en périphérie un renforcement du signal et une déformation de l'image dont l'aspect est en général caractéristique. C'est la raison pour laquelle tout matériel ferromagnétique externe (bijoux, montre, dentier, soutien-gorge, ceinture, pantalon avec boutons ou fermeture Éclair en métal, etc.) doit être retiré au patient avant l'examen. De même, il faut s'enquérir de la présence de corps étrangers métalliques, en particulier intra-oculaires, qui constituent alors une contre-indication à l'examen (risque de migration). Les implants métalliques [clips chirurgicaux, valve de dérivation (fig. 11-1), prothèse dentaire fixe (fig. 11-2), dent à pivot, prothèse métallique, etc.], s'ils sont ferromagnétiques et proches de la région d'intérêt, peuvent


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

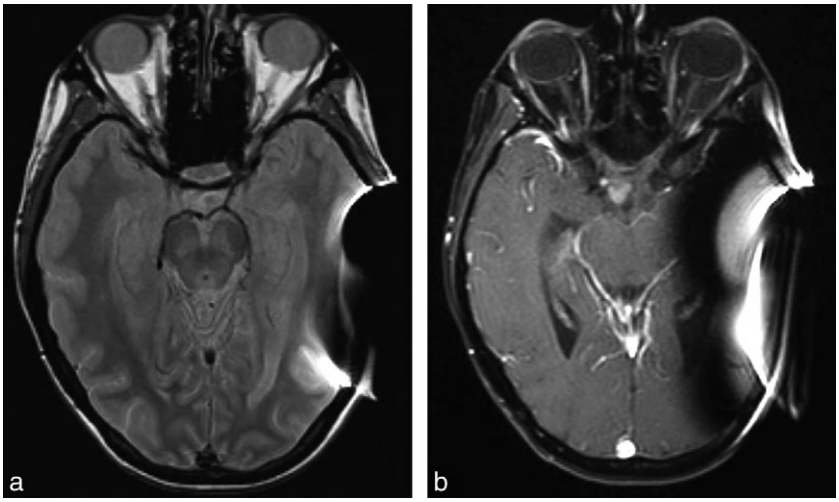



**Fig. 11-1.** Artéfact métallique lié à la présence d'une valve de dérivation ventriculaire.
Aspect «typique» d'un artéfact métallique : zone de vide de signal avec renforcement en périphérie sur cette séquence d'écho de spin rapide (TR = 400 ms, TE = 14 ms) (a). L'artéfact est encore plus gênant sur la séquence SE pondérée $T_1$ avec suppression de graisse (b).

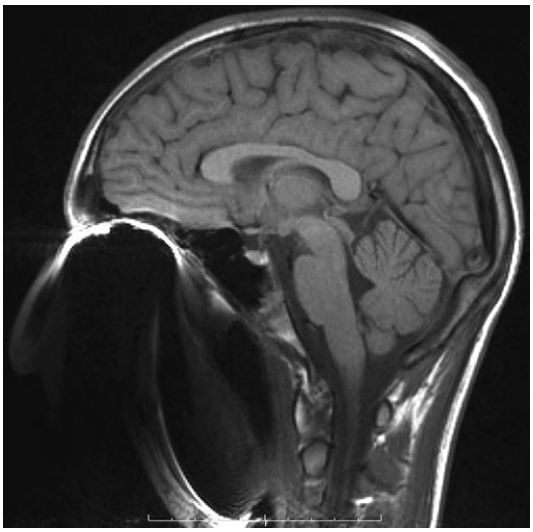


**Fig. 11-2.** Déformation du massif facial par un appareil dentaire («aspect en tête de singe» !)

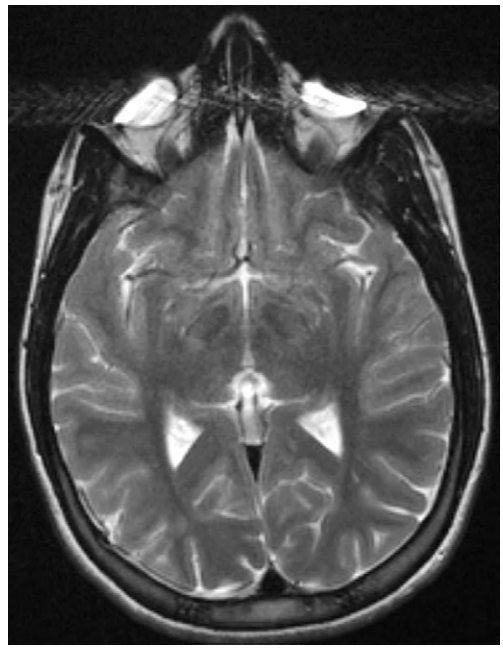


**Fig. 11-3.** Déformation des globes oculaires liée à la présence de fard à paupières contenant des pigments ferromagnétiques.

rendre l'examen inexploitable. Lorsqu'ils sont volumineux, la qualité de l'image se dégrade encore davantage, l'accord de l'antenne étant perturbé par la présence du métal. Les fards à paupière (à base de pigments ferromagnétiques) sont responsables de déformations de la région oculaire (fig. 11-3). De même, les forages chirurgicaux laissent en place de petits débris métalliques microscopiques (invisibles en radiologie conventionnelle), responsables d'artéfacts. Citons encore les matériaux non ferromagnétiques qui créent de discrets liserés en hypersignal (plus ou moins marqués en fonction de la forme de l'objet en question). Les bijoux appartiennent plutôt à cette seconde catégorie.

Les artéfacts métalliques sont plus prononcés sur les appareils à haut champ. Il n'y a pas de véritable remède pour les éviter si ce n'est l'utilisation préférentielle de séquences en écho de spin plutôt qu'en écho de gradient, ces dernières étant plus sensibles aux hétérogénéités de champ. En effet, les séquences d'écho de

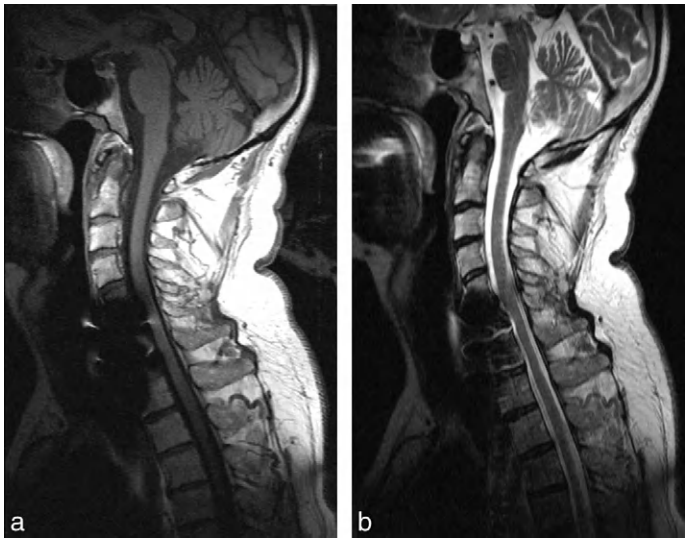



**Fig. 11-4.** Correction des artéfacts métalliques.
Artéfact métallique (provenant de matériel d'ostéosynthèse) bien visible en projection des vertèbres C5 à C7 sur cette coupe pourtant réalisée en écho de spin pondérée $T_1$ (a). L'artéfact est diminué sur la coupe réalisée en écho de spin rapide pondéré $T_2$, en raison des nombreuses impulsions RF comprises dans la séquence (b).

gradient ne comportent pas d'impulsion de 180° permettant, justement, de s'affranchir des inhomogénéités du champ magnétique (*voir* Chapitre 4). Dans le même ordre d'idées, les séquences d'écho de spin rapide, comprenant de nombreuses impulsions RF de 180°, sont encore plus efficaces pour corriger ces artéfacts que les séquences d'écho de spin (fig. 11-4).

L'utilisation de matériel chirurgical non ferromagnétique (titane, platine, aluminium, etc.) reste la solution la plus satisfaisante pour diminuer les artéfacts.

## Artéfacts de mouvements

Les artéfacts de mouvements font partie des artéfacts les plus fréquemment rencontrés. Les mouvements du patient sont source de dégradation de l'image, réservant cette technique d'acquisition relativement longue aux patients pouvant rester strictement immobiles durant toutes les séquences d'imagerie. Pour les jeunes patients, en IRM pédiatrique (surtout entre 1 et 7 ans), une bonne sédation est un prérequis obligatoire. Les mouvements physiologiques (respiration et péristaltisme intestinal) sont surtout gênants pour l'imagerie abdominale. Au niveau thoracique, l'introduction de la synchronisation à l'ECG a été à l'origine de l'essor rapide et constant de l'IRM cardiaque.

Les artéfacts de mouvements sont plus prononcés à hauts champs et dans les séquences longues (c'est-à-dire à TR long).

Pendant le déroulement d'une séquence d'IRM, l'acquisition des données n'est pas instantanée. L'échantillonnage en phase (d'une durée correspondant à environ un TR) est beaucoup plus long que celui en fréquence (quelques millisecondes, d'où un déplacement des spins de moins d'un pixel). Ainsi, les mouvements perturbent essentiellement l'échantillonnage en phase et les artéfacts se produisent surtout le long de cet axe.

### Mécanismes des artéfacts de mouvements et solutions

Les mouvements peuvent affecter l'image de deux façons :

1. l'image devient floue (par dispersion du signal) et ce dans les deux directions de codage de phase et de fréquence. C'est un peu comme lorsqu'on prend une photo avec une vitesse d'obturation lente : le résultat est une image floue dans le sens de déplacement de l'objet ;
2. des images fantômes (alternance de bandes de signal intense et faible rappelant la structure en mouvement) apparaissent exclusivement dans la direction du codage de phase, de part et d'autre de la structure en

mouvement; elles couvrent l'ensemble de l'image (également hors des limites anatomiques). Ces «fantômes» seront d'autant plus nets que la structure en mouvement a un signal élevé (vaisseau sur une coupe d'entrée avec rehaussement paradoxal, graisse sous-cutanée abdominale, etc.) (fig. 11-5).

L'origine de ces artéfacts fantômes fait appel à deux mécanismes de base :

1. mouvements de structures lors de l'acquisition des différentes «lignes» de la matrice (entre l'acquisition des données et l'impulsion de 90° de la ligne suivante) responsables d'incohérences lors de l'échantillonnage des données pour la reconstruction de l'image. Si ces incohérences se produisent de façon périodique, des images fantômes apparaissent. L'espacement des fantômes augmente avec le TR (fig. 11-6);
2. mouvements de structures pendant l'acquisition de la ligne (entre l'impulsion de 90° et l'acquisition des données au temps TE). L'axe de codage de phase est, en effet, particulièrement sensible aux mouvements de structures au sein de l'image. Lors de l'échantillonnage du signal, la phase des spins, au sein d'un voxel, ne devrait dépendre que de leur localisation spatiale (codage de phase) car les décalages de phase induits par les gradients de sélection de coupe et de lecture (fréquence) sont corrigés (par inversion des gradients : gradients bipolaires ou écho de gradients).

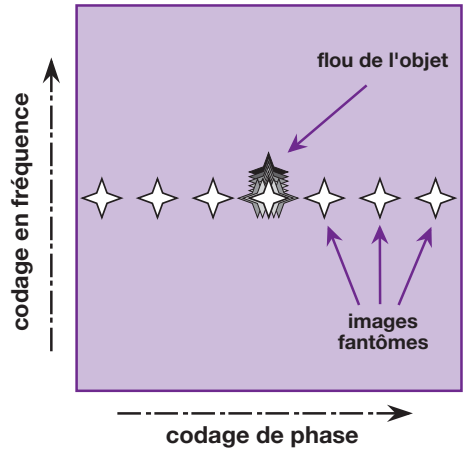



**Fig. 11-5.** Dans notre exemple, la structure en mouvement est représentée par une étoile.
Les mouvements peuvent affecter l'image de cet objet de deux façons :
– l'image devient floue (par dispersion du signal) et ce dans les deux directions de codage de phase et de fréquence;
– des images fantômes (alternance de bandes de signal intense et faible rappelant la structure en mouvement) apparaissent exclusivement dans la direction du codage de phase, de part et d'autre de la structure en mouvement; elles couvrent l'ensemble de l'image (également hors des limites anatomiques).

Cette correction est satisfaisante pour les spins stationnaires (correction par Gd+ des décalages de phases induits par Gd–), mais incomplète

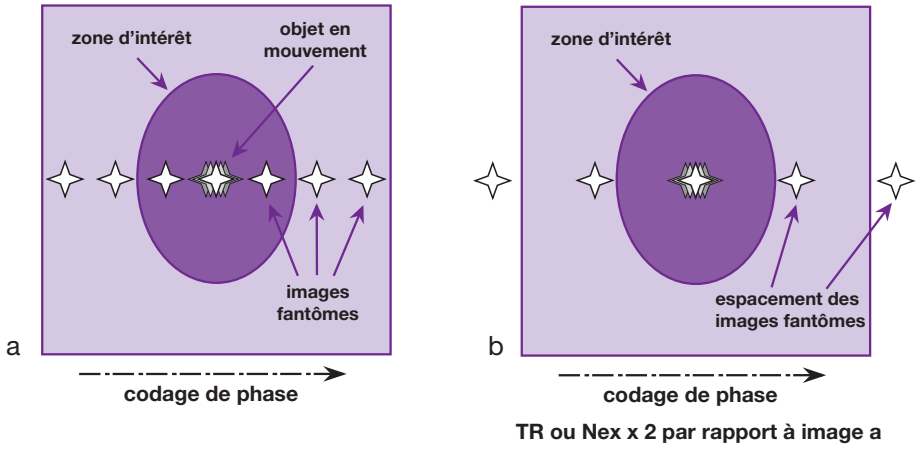



**Fig. 11-6.** Reprenons l'exemple de notre étoile en mouvement.
Des images fantômes dues à cette structure en mouvement se projettent parfois sur une zone d'intérêt (dans le sens du codage de phase) (a); en augmentant le TR, on va espacer les images fantômes et ainsi les «chasser» de la zone d'intérêt (b); le résultat est similaire par l'augmentation du nombre d'excitations qui, de plus, diminue l'intensité des images fantômes (*voir* texte).

pour les spins en mouvement : les spins se déplaçant durant l'application des gradients, la «compensation» par gradient bipolaire ne peut avoir lieu ; il persiste alors des décalages de phase se traduisant par des images fantômes dans la direction du codage de phase (*voir* gradient de compensation de flux, de mouvement – Chapitre 10).

Les artéfacts liés au premier mécanisme (s'il s'agit d'un mouvement physiologique périodique) peuvent être éliminés de plusieurs manières :

- par synchronisation du mouvement à l'acquisition des données (le mouvement et donc les données apparaissent «apériodiques»); cette méthode, appelée «*gating*», est largement utilisée en imagerie cardiaque et offre des images de qualité anatomique exceptionnelle ; en corollaire de la synchronisation à l'ECG, le TR ne peut être choisi librement mais doit être un multiple de l'intervalle R-R de l'ECG (*voir* Chapitre 14). Une synchronisation respiratoire est également possible mais, du fait de la fréquence beaucoup plus lente du cycle respiratoire, la durée d'acquisition est majorée. Une autre technique couramment utilisée est la synchronisation sur le mouvement du diaphragme ; cette méthode connue sous l'appellation de «technique de l'écho navigateur» (Navigator – General Electric ; MotionTrak – Philips ; PACE – Siemens ; etc.) consiste à placer une zone de détection du signal au niveau du diaphragme sur les images de repérage (fig. 11-7). Les modifications d'intensité de signal le long de cette «boîte» permettent de déterminer la position de la coupole diaphragmatique droite et, par conséquent, de synchroniser les acquisitions par rapport à cette position (*voir* Chapitre 14) ;
- par la réduction du temps d'imagerie (par rapport à la fréquence du mouvement physiologique) ; les séquences d'écho de gradient ou d'écho de spin rapide permettent ainsi de réaliser des images abdominales en apnée (10 à 30 secondes environ), et les séquences d'imagerie instantanées (Snapshot flash, Écho-planar, Haste – *voir* Chapitres 9 et 14), de «geler» le cycle cardiaque ; toutefois, le rapport signal sur bruit est sérieusement diminué. De plus, l'utilisation des techniques d'acquisitions parallèles permet encore de réduire les temps d'acquisition et, en particulier, les temps d'apnée ;
- par l'utilisation de séquences d'imagerie spécifiquement destinées à la réduction des mouvements : il s'agit des techniques d'acquisition reposant sur un codage radiaire du plan de Fourier, associé à un sur-échantillonnage du plan de Fourier ainsi qu'un algorithme de correction des mouvements (PROPELLER – General Electric ; BLADE – Siemens ; RADIAL – Philips ; etc.) (fig. 11-8).

Les artéfacts résultant du deuxième mécanisme sont plus difficiles à corriger car le degré de

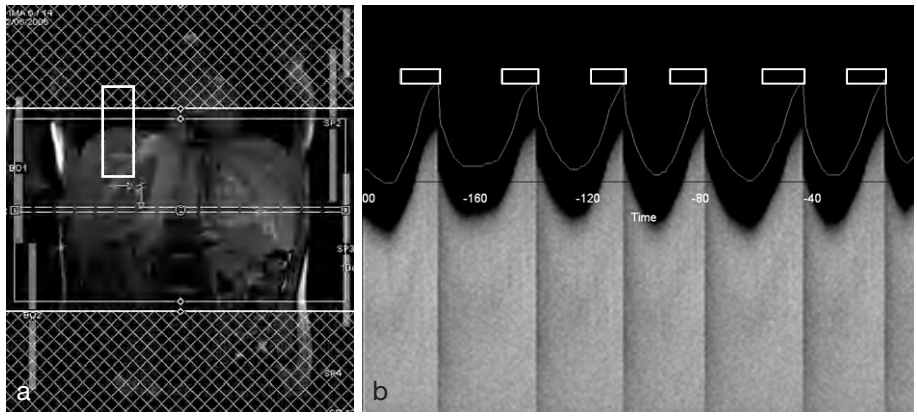



**Fig. 11-7.** Illustration de la mise en place de l'«écho navigateur».
La zone de détection du signal est constituée par une sorte de «boîte», placée au niveau du diaphragme, sur les trois plans de référence. Nous voyons ici son positionnement sur la coupe coronale (a).
Les modifications d'intensité de signal le long de cette boîte, correspondant aux mouvements de la coupole diaphragmatique droite, sont représentées sur une courbe 1D (b). Les zones rectangulaires, se répétant lors d'une position identique du diaphragme, correspondent aux périodes d'acquisition (b).

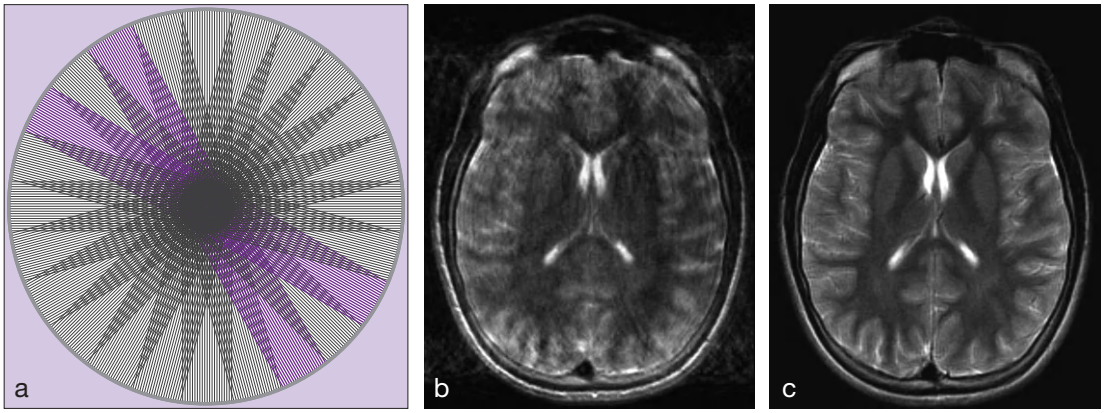



**Fig. 11-8.** Utilisation du codage radiaire pour réduire les artéfacts de mouvements.
Ces techniques reposent sur un codage radiaire du plan de Fourier, associé à un suréchantillonnage du plan de Fourier ainsi qu'un algorithme de correction des mouvements ce qui conduit à un «moyennage» des signaux de basse fréquence (a). Les artéfacts de mouvements, bien visibles sur l'image b sont parfaitement corrigées sur l'image c. Ces techniques sont appelées PROPELLER – General Electric, RADIAL – Philips, ou BLADE – Siemens comme dans notre exemple) ou équivalent.
*Images : P.-E. Zorn.*

mouvement – et donc les décalages de phase induits – ne sont pas les mêmes d'une ligne à l'autre de l'image (sauf si une synchronisation est utilisée). Cependant, un certain nombre de solutions se présentent à l'opérateur :

- la *contention* : pour limiter, en particulier, les effets de la respiration abdominale, la mise en place d'une large sangle abdominale est un moyen simple et d'une efficacité certaine;
- les *gradients de compensation de mouvement* : il s'agit d'une modification des gradients de sélection de coupe et de lecture qui permet de compenser les décalages de phase induits notamment par les flux (*voir* Chapitre 10); ces séquences ont pour corollaire un allongement de leur TE minimal par rapport aux séquences classiques (ce qui risque à nouveau d'augmenter les artéfacts de mouvements !);
- l'*augmentation du nombre d'excitations* (Nex) : elle ne supprime pas les images fantômes mais permet de diminuer leur intensité (en $\frac{1}{\sqrt{\text{Nex}}}$ comme pour le bruit de fond de l'image, par effet de «moyennage»)[1] et de les espacer en les «chassant» du champ de vue; mais, la durée d'acquisition étant proportionnelle au nombre d'excitations (Tac = TR × Np × Nex), cette solution était, jusqu'à récemment, limitée aux séquences courtes (pondérées en T1, séquences en écho de gradient ou, surtout, avec matrice asymétrique); néanmoins, grâce à l'avènement des techniques d'acquisitions parallèles, qui permettent de réduire les temps d'acquisition (*voir* Chapitre 9), cette solution devient tout à fait crédible; enfin, l'espacement des «fantômes» étant aussi proportionnel au TR, une augmentation de ce dernier permet également de les projeter en dehors de la zone d'intérêt avec pour conséquence une augmentation du temps d'acquisition mais aussi une modification du contraste de l'image (*voir* fig. 11-6);
- les *bandes de présaturation* : elles permettent de supprimer le signal d'une structure gênante; une bande de présaturation de quelques centimètres de large placée au niveau de la graisse sous-cutanée abdominale, par exemple, permet de supprimer le signal des protons de cette zone (fig. 11-9) : les artéfacts découlant des mouvements de cette structure de signal intense sont alors diminués (fig. 11-10);
- l'*inversion du gradient de phase et de fréquence* : en effet, les images fantômes ne sont

1 En augmentant le nombre d'excitations, l'acquisition des données pour un objet (ou une structure) en mouvement se fait, lors de chaque excitation, pour des «positions» différentes de cet objet (ou structure) : il devient ainsi intrinsèquement «flou» par rapport aux structures fixes pour lesquelles l'acquisition des données se fait à position identique.

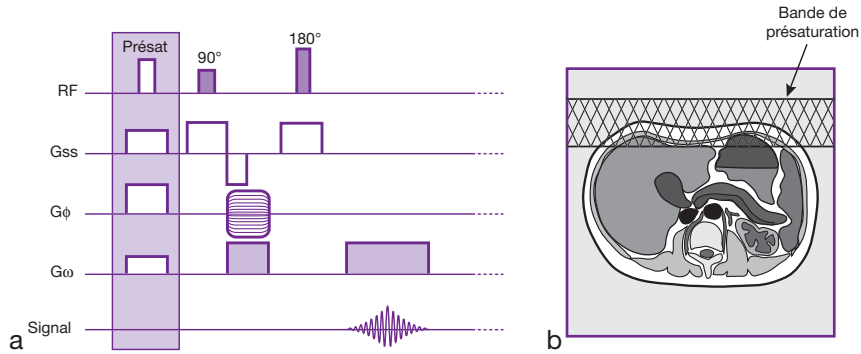



**Fig. 11-9.** Principe des bandes de présaturation.
Elles sont obtenues par l'adjonction, avant le début des éléments habituels de la séquence, d'une impulsion RF supplémentaire, associée à des gradients destinés à «sélectionner» la zone à saturer (a). Dans notre exemple, il s'agit d'une séquence d'écho de spin et d'une seule bande de présaturation (a). Évidemment, l'ajout de cette impulsion RF (elle prend du temps) implique un rallongement du TR si l'on veut conserver le même nombre de coupes.
Le signal des protons de la zone sélectionnée par la bande de présaturation (ici par exemple la graisse, de signal élevé) est alors supprimé : les images fantômes découlant des mouvements de cette structure sont diminuées (b).

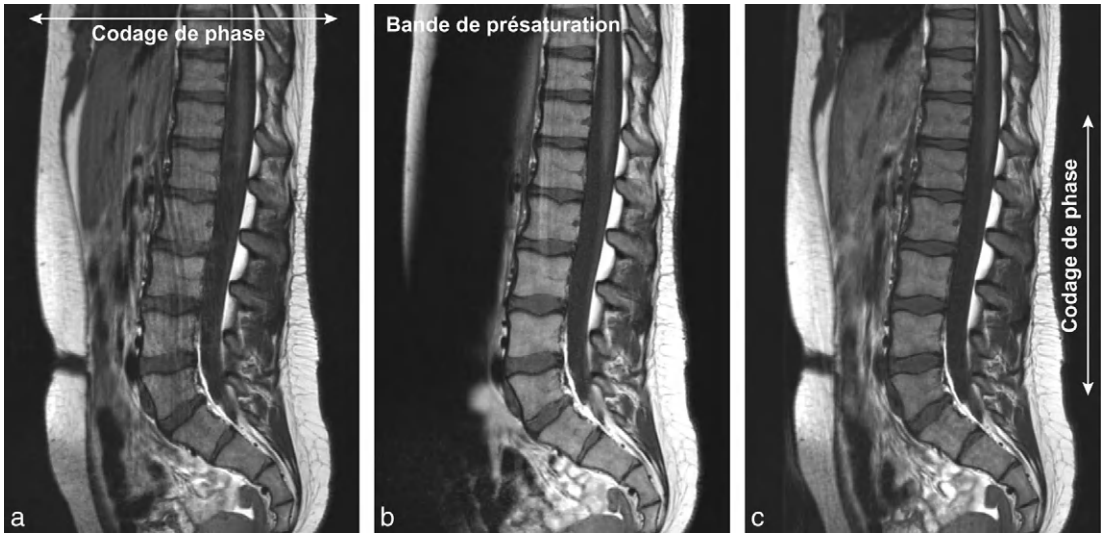



**Fig. 11-10.** Intérêt des bandes de présaturation ou de l'inversion du gradient de phase et de fréquence.
Sur cette coupe sagittale médiane du rachis lombaire réalisée en pondération $T_1$ (a), on peut voir des images fantômes, liées aux mouvements de la graisse sous-cutanée de signal intense, en projection des corps vertébraux et du canal rachidien. Ces artéfacts sont fortement réduits par la mise en place d'une bande de présaturation antérieure (b). Une autre solution consiste à inverser le sens du gradient de codage de phase (c) : il est antéro-postérieur sur l'image (a) et dans la direction haut-bas sur l'image (c), ce qui évite la projection des images fantômes sur la zone d'intérêt.

gênantes que lorsqu'elles se projettent sur une région d'intérêt; en inversant les gradients de codage de phase et de fréquence, on peut déterminer l'axe horizontal ou vertical selon lequel elles vont se propager. Cela peut être intéressant en imagerie thoracique pour «épargner» la région rétrocardiaque «aux dépens» des plages pulmonaires, ou en imagerie du rachis pour diminuer les artéfacts de mouvements respiratoires se projetant sur le canal rachidien (*voir* fig. 11-10).

## Artéfacts liés aux phénomènes de flux

Le flux pulsatile du sang ou du liquide céphalo-rachidien engendre des artéfacts divers (dans la direction du codage de phase) dont l'intensité

est variable en fonction de la prépondérance des effets de temps de vol ou de déphasage (*voir* Chapitre 10).

Ils prennent souvent la forme d'images fantômes (comme pour les artéfacts de mouvements) dans la direction du codage de phase : «fantômes de renforcement» (hyperintenses) ou «fantômes d'annulation» (hypointenses).

Ils sont souvent plus marqués sur les séquences d'écho de gradient où, par rehaussement paradoxal (arrivée de sang non saturé), la lumière des vaisseaux est le siège d'un signal parfois très élevé.

Ces artéfacts de flux sont couramment rencontrés en projection des 3e et 4e ventricules, des siphons carotidiens et du tronc basilaire. On les rencontre souvent aussi dans les explorations abdominales, en regard de l'aorte et de la veine cave inférieure (fig. 11-11 et *voir* fig. 11-14).

Au niveau du genou, on peut se trouver gêné par des artéfacts de flux sur les coupes passant par les vaisseaux poplités (fig. 11-12).

On peut constater la visualisation d'artéfacts équivalents après une injection intraveineuse de gadolinium. En effet, après son administration, on note parfois une prise de contraste persistante dans les vaisseaux à circulation lente (veines), d'où l'apparition d'images fantômes dans le sens du gradient de codage de phase (fig. 11-13).

Différents moyens permettent de diminuer les images fantômes liées au flux :

- la *synchronisation cardiaque* (*voir* Chapitre 14);

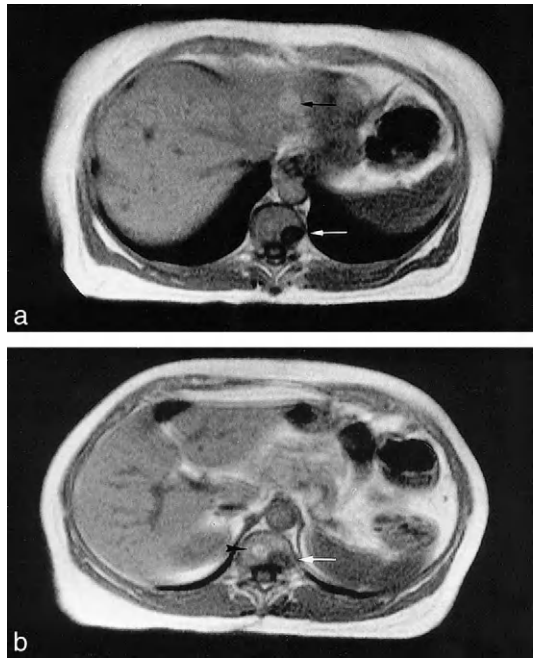



**Fig. 11-11.** Des images fantômes (*flèches*) dues au flux pulsatile se projettent verticalement, dans la direction du codage de phase, sur le corps vertébral (fantôme d'annulation – a,b) ainsi que sur le foie gauche (fantôme de renforcement – a). L'image fantôme (b) est gênante pour la visualisation d'un angiome vertébral (*tête de flèche*).

- les *séquences avec gradient de compensation de flux*. Elles consistent à rajouter des lobes aux gradients de lecture et de sélection de coupe (normalement bipolaires) pour compenser les déphasages dus aux déplacements des spins. En corrigeant les déphasages dus à la

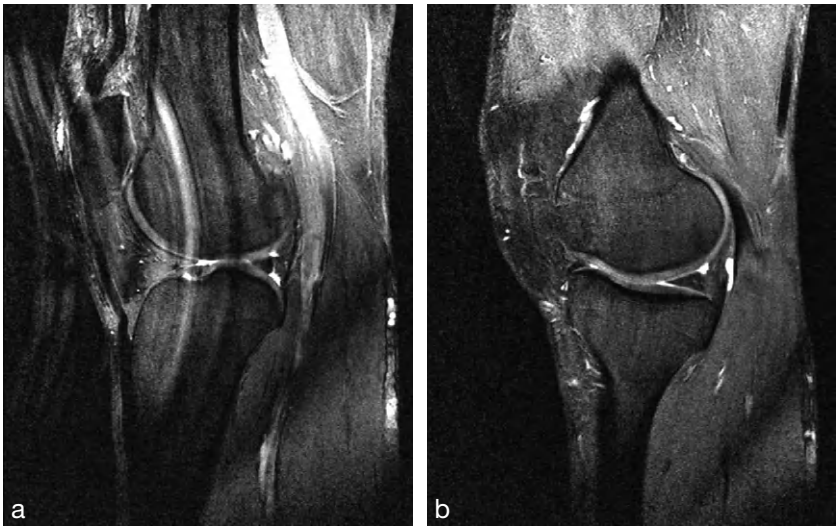



**Fig. 11-12.** Artéfacts de flux, visibles sous forme d'images fantômes dans le sens du gradient de codage de phase (qui est ici antéro-postérieur) sur les coupes passant par les vaisseaux poplités (a). Sur une coupe plus latérale, passant par les ménisques (en dehors des vaisseaux), ces artéfacts disparaissent (b).

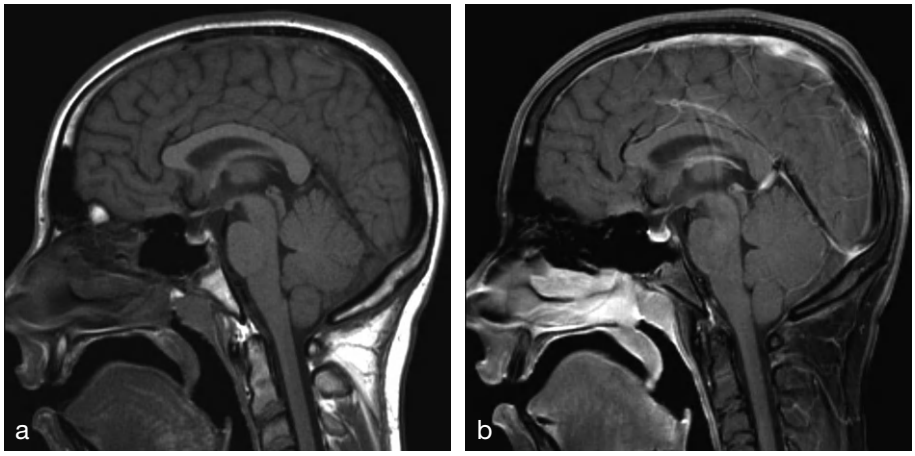



**Fig. 11-13.** Artéfacts de flux, consécutifs à l'injection intraveineuse de gadolinium.
Après injection de gadolinium, on note parfois une prise de contraste persistante dans les vaisseaux à circulation lente (veines), d'où l'apparition d'images fantômes dans le sens du gradient de codage de phase, bien visibles ici sur cette coupe sagittale médiane passant par le sinus longitudinal supérieur (b) en comparaison avec la coupe équivalente réalisée avant injection (a).

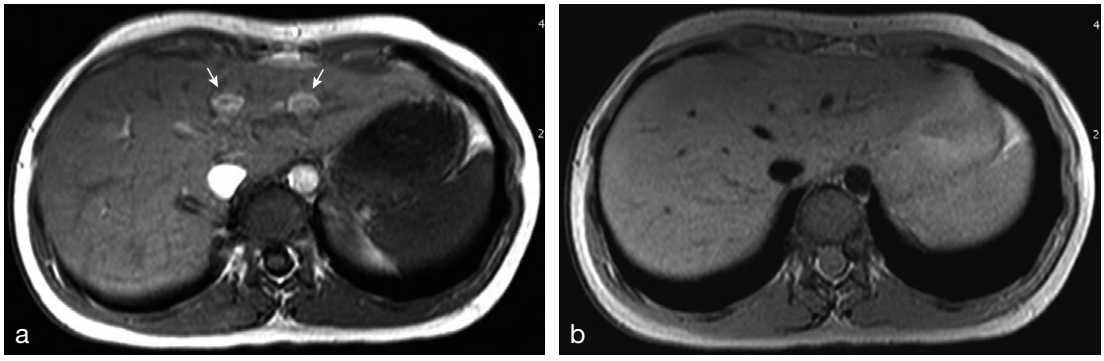



**Fig. 11-14.** Artéfacts de flux et bandes de présaturation.
Artéfacts de flux pulsatile en regard de l'aorte et de la veine cave inférieure (*flèches*) en raison du phénomène de renforcement paradoxal (a). Après mise en place d'une bande de présaturation au-dessus et au-dessous du niveau de coupe concerné, les vaisseaux sont vides de signal et les artéfacts disparaissent (b).

vitesse des spins circulants, les gradients de compensation de flux minimisent les artéfacts pulsatiles du sang ou du liquide céphalorachidien, en particulier dans les séquences pondérées en T2 ou T2* (explorations cérébrales, médullaires, etc.) (*voir* Chapitre 10);

- la *présaturation* : c'est une méthode consistant à appliquer des impulsions sélectives de 90° sur les vaisseaux en amont du ou des plans de coupe sélectionnés. Ces bandes de présaturation ont pour rôle de saturer le sang dans le ou les vaisseaux avant qu'ils ne pénètrent dans les plans de coupe, de telle sorte que les protons intravasculaires ou cavitaires n'émettent pas de signal (fig. 11-14). Elle permet également de diminuer les artéfacts de flux en imagerie cardiothoracique (supprimant par exemple les signaux de flux parasites à l'intérieur des cavités cardio-vasculaires);
- la compensation de flux et la présaturation peuvent être associées, en particulier dans les explorations médullaires;
- l'*inversion des gradients de codage de phase et de fréquence*. Comme pour les autres artéfacts de mouvement, cette méthode ne supprime pas complètement les artéfacts dus au flux mais permet de les projeter en dehors de la zone d'intérêt ou, encore, d'affirmer avec certitude qu'il s'agit bien d'un artéfact et non une structure pathologique (fig. 11-15).

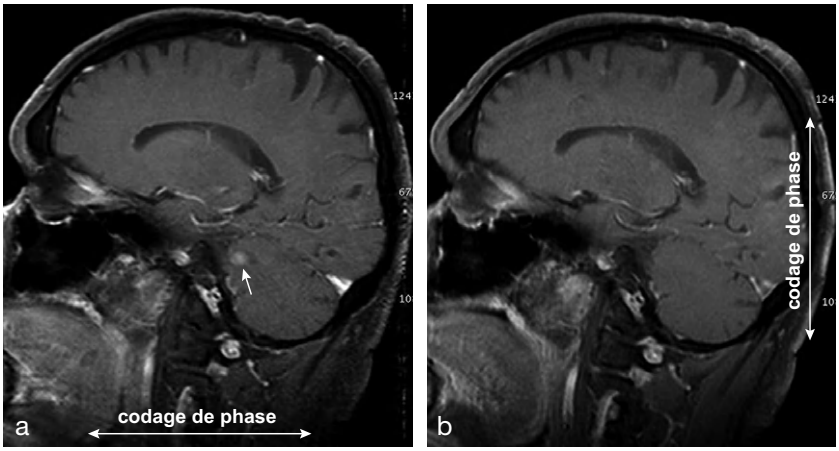



**Fig. 11-15.** Artéfact de flux, consécutif à l'injection intraveineuse de gadolinium, apparaissant sous forme d'image fantôme dans le sens du gradient de codage de phase, en regard du siphon carotidien (*flèche*) (a). En modifiant le sens du gradient de codage de phase, l'artéfact disparaît (b).

## Artéfacts de troncature

Les artéfacts de troncature (également appelés phénomène de Gibbs) prennent leur origine au niveau des interfaces présentant une zone de transition abrupte de signal (exemple graisse/muscle ou LCR/moelle). Ils apparaissent sous forme de bandes périodiques d'intensité faible et élevée (striations) parallèles à la zone de variation brutale de signal; la périodicité des striations (distance entre les bandes) est liée à la taille de la matrice (résolution spatiale). Leur mécanisme est lié au principe même de reconstruction de l'image : en effet, en IRM, l'image est reconstruite par analyse de Fourier impliquant que des formes fort complexes sont obtenues par une combinaison d'ondes sinusoïdales (fig. 11-16).

En principe, une image anatomique contient un éventail infini de fréquences spatiales qui vont être échantillonnées en utilisant un nombre fini de fréquences (bande de fréquence). Les zones les plus difficiles à reconstruire sont celles correspondant à une variation brutale de signal (onde carrée). Pour bien reproduire ces zones de transition, il faudrait disposer d'une gamme infinie d'échantillons (en fréquence et en phase). La limite principale est représentée dans la direction du codage de phase où le nombre d'étapes d'incrémentation du gradient (pas d'échantillonnage en phase = nombre de lignes de la matrice) est limité par la taille de la matrice (nombre de lignes de

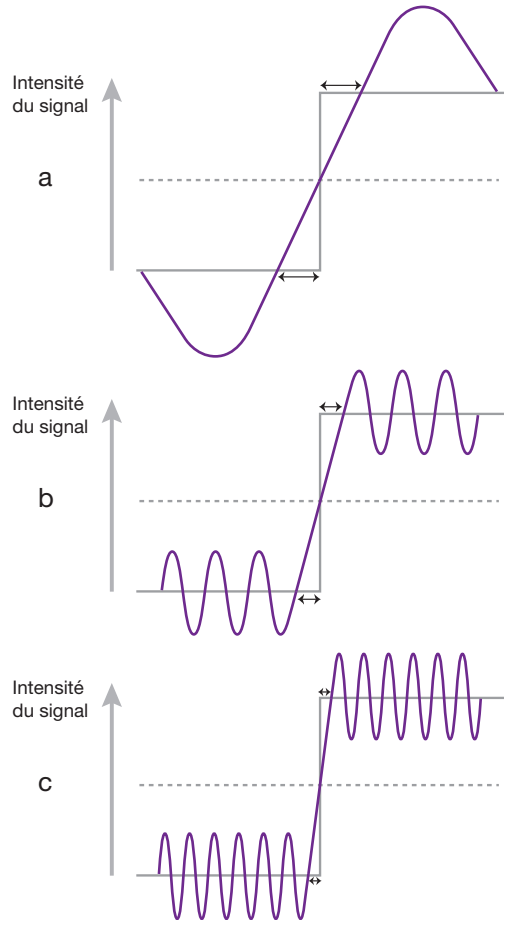



**Fig. 11-16.** Mécanisme de l'artéfact de troncature.
En augmentant la gamme d'échantillonnage des ondes sinusoïdales (de a vers c), les contours de la zone abrupte de signal sont mieux représentés mais les striations (dont la périodicité a augmenté) persistent de part et d'autre de la zone de transition brutale de signal (tout en étant moins visibles car elles sont plus rapprochées).

la matrice qui conditionne par ailleurs la durée d'examen et la résolution spatiale). Pour diminuer la durée d'acquisition des séquences, les matrices utilisées sont souvent asymétriques avec pixels rectangulaires (moins de lignes = diminution de la résolution spatiale) : c'est la raison pour laquelle les artéfacts de troncature sont plus fréquents dans la direction du codage de phase.

Du fait de leur mécanisme, ces artéfacts sont toujours présents à des degrés divers sur une image de résonance magnétique. Ils sont souvent évidents [interface os de la voûte crânienne/graisse sous-cutanée (fig. 11-17), muscle/graisse sous-cutanée, etc.].

Pour les atténuer, il faut augmenter la matrice d'acquisition (résolution spatiale), ce qui, par voie de conséquence, va augmenter la périodicité des striations : lorsqu'elles sont suffisamment proches, elles deviennent quasiment imperceptibles. En pratique, si dans la direction du codage de phase (ou de fréquence) on passe de 96p à 288p (à champ de vue équivalent), la fréquence des striations va tripler et elles deviendront imperceptibles; mais la durée d'acquisition sera également multipliée par trois (*voir* fig. 11-17).

On peut encore expliciter ce phénomène à l'aide d'une approche schématique (fig. 11-18). Prenons comme exemple un véhicule à quatre roues franchissant un dénivelé abrupt d'une certaine hauteur (correspondant à une zone de variation brutale de signal). Ne possédant que deux points d'appui (2 × 2 roues), le véhicule subira des vibrations importantes lorsqu'il franchira le dénivelé. Cela correspond à une matrice de faible taille entraînant des striations bien visibles de part et d'autre de la zone de transition. Considérons à présent un véhicule possédant un nombre de points d'appui plus élevé (char) : il franchira le même dénivelé tout en atténuant les vibrations (grâce à l'augmentation des points d'appui). Cela correspond à une taille de matrice plus élevée permettant de rendre les striations moins perceptibles, la zone de transition de signal étant la même (*voir* fig. 11-18).

Il existe encore d'autres solutions pour diminuer cet artéfact : on peut réduire la taille du champ de vue (FOV) mais au détriment du rapport signal sur bruit; certains filtres éliminant les signaux de hautes fréquences (au détriment de la résolution spatiale) sont également plus ou moins efficaces.

Enfin, parfois, cet artéfact est plus difficile à reconnaître, par exemple au niveau de la moelle épinière où il apparaît sous la forme d'une bande centrale d'intensité variée (proche du signal du liquide céphalorachidien), pouvant simuler une syringomyélie (effet pseudo-syringomyélique). Cependant, les matrices élevées utilisées actuellement ne laissent pas souvent apparaître cet artéfact.

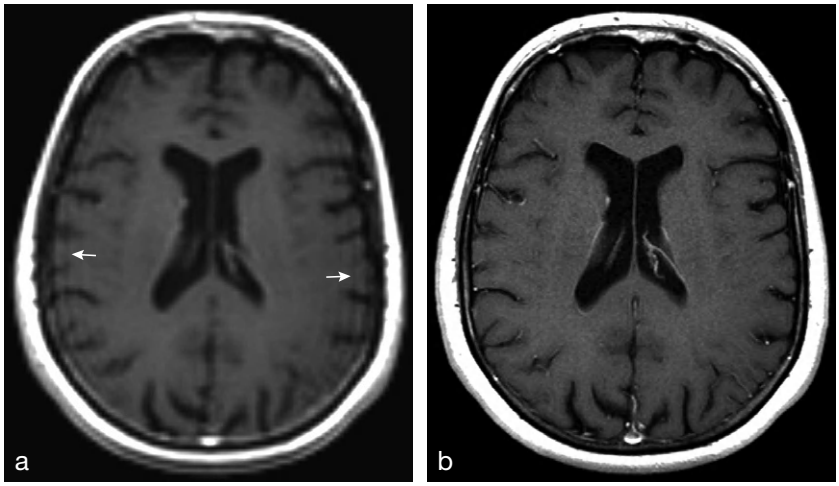



**Fig. 11-17.** Artéfact de troncature se traduisant par des striations curvilignes parallèles à la voûte crânienne frontalo-pariétale (flèches), lié à la transition de signal de l'interface graisse sous-cutanée (signal élevé : blanc)/corticale osseuse (signal faible : noir).
Cet aspect est bien visible sur la coupe frontale pondérée en $T_1$, en matrice 96 × 128 (*flèches*) (a). Les striations deviennent imperceptibles sur l'image (b), réalisée avec une matrice 288 × 384.

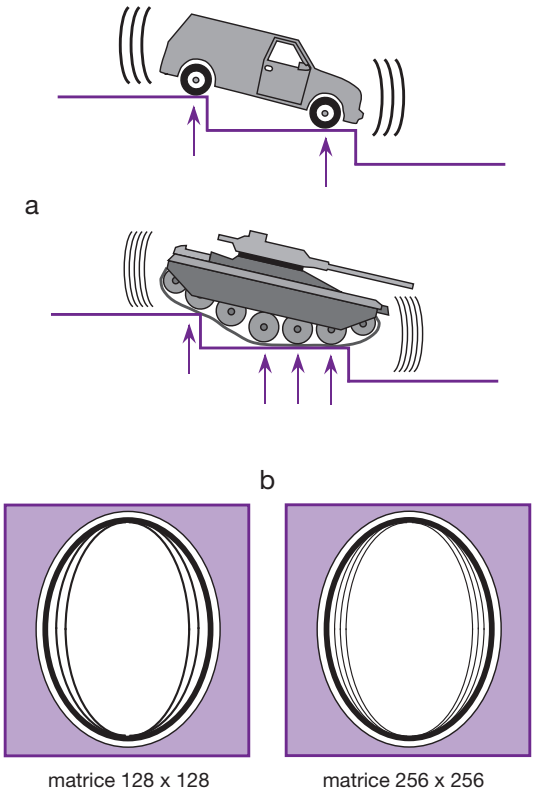



**Fig. 11-18.** Mécanisme de l'artéfact de troncature : approche schématique.
Prenons comme exemple un véhicule à quatre roues franchissant un dénivelé abrupt d'une certaine hauteur (correspondant à une zone de variation brutale de signal). Ne possédant que deux points d'appui (2 × 2 roues), le véhicule subira des vibrations importantes lorsqu'il franchira le dénivelé. Cela correspond à une matrice de faible taille entraînant des striations bien visibles de part et d'autre de la zone de transition. Considérons à présent un véhicule possédant un nombre de points d'appui plus élevé (char) : il franchira le même dénivelé tout en atténuant les vibrations (grâce à l'augmentation des points d'appui !) (a).
En revenant à notre image d'IRM, cela correspond à une taille de matrice plus élevée (256 × 256 par exemple) permettant de rendre les striations moins perceptibles par rapport à une matrice plus petite (128 × 128), la zone de transition de signal (blanc/noir) étant la même (b).

# Aliasing

## Mécanisme

L'aliasing (ou repliement) est un artéfact dont le mécanisme est bien connu. Il apparaît dans les deux directions, de codage de phase et de fréquence, lorsque l'objet est plus grand que le champ de vue et se traduit par un repliement des structures hors champ du côté controlatéral de l'image. Il est important d'en connaître l'origine, car l'utilisation de matrices et champs de vue asymétriques, permettant de réduire les temps d'examen, peut à la fois corriger et être à l'origine de l'aliasing (nécessitant un ajustement correct du champ de vue par rapport à l'objet). En général, le phénomène est évident mais il peut parfois simuler un processus pathologique (fig. 11-19).

L'aliasing dans la direction du codage de fréquence apparaît lorsque sont présentes (hors du champ de vue) des fréquences trop élevées par rapport à la fréquence d'échantillonnage. En effet, pour échantillonner correctement un signal, la fréquence d'échantillonnage doit être au moins double de la plus haute fréquence présente dans le signal (ou, ce qui revient au même, la demi-fréquence d'échantillonnage, appelée fréquence de Nyquist, doit être supérieure ou égale à la fréquence à échantillonner). Dans le cas contraire, on obtient un signal erroné de fréquence plus basse par sous-échantillonnage (fig. 11-20).

Ainsi, une fréquence d'échantillonnage donnée n'est opérationnelle que pour des fréquences n'excédant pas la fréquence de Nyquist. Toutes les fréquences supérieures à celle-ci vont être «confondues» avec des fréquences plus basses (fig. 11-21).

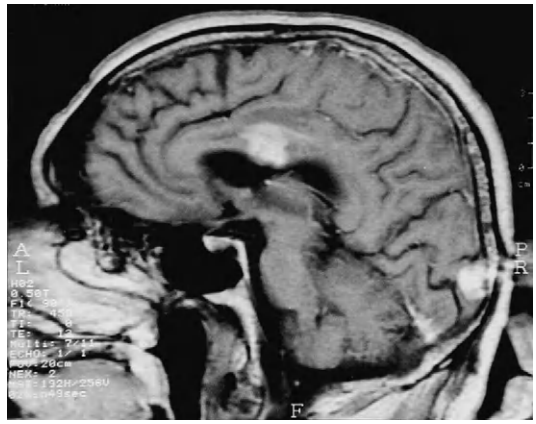


**Fig. 11-19.** Deux zones d'hypersignal sont visibles sur cette coupe sagittale du cerveau pondérée en $T_1$ (après injection de gadolinium) au niveau du corps calleux et du lobe occipital.
La première est liée à une prise de contraste d'un processus tumoral et la seconde est liée au repliement du nez vers la région occipitale (champ trop étroit en antéro-postérieur = sens du codage de phase).

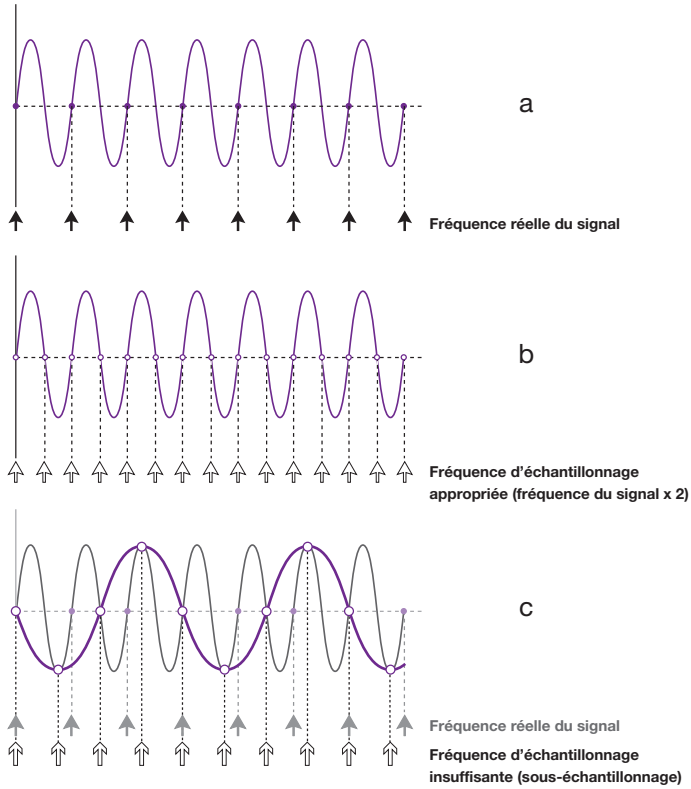



**Fig. 11-20.** Échantillonnage d'un signal. Pour échantillonner correctement le signal représenté en (a), il faut utiliser une fréquence d'échantillonnage au moins double de la fréquence à échantillonner (comme dans la figure b). Si la fréquence d'échantillonnage est insuffisante, par rapport à la fréquence réelle du signal (c), on obtient un signal dont la fréquence est plus basse (sous-échantillonnage) (*trait violet*), erronée par rapport à la fréquence réelle du signal (*trait gris*).

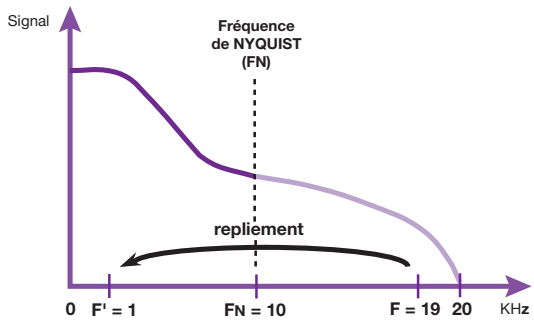



**Fig. 11-21.** Aliasing : exemple.
Prenons un échantillon qui contient une gamme de fréquence de 0 à 20 kHz.
Si la fréquence d'échantillonnage est égale à 20 kHz, tous les signaux supérieurs à la fréquence de Nyquist (FN) = 20/2 = 10 kHz (demi-fréquence d'échantillonnage) vont être confondus avec des fréquences plus basses, d'où repliement de l'image. Ainsi, la fréquence F = FN + 9 kHz donne une fréquence «image» F = FN – 9 kHz. Pour échantillonner correctement ce signal (sans aliasing), il faut utiliser une fréquence d'échantillonnage supérieure ou égale à deux fois la plus grande fréquence contenue dans l'échantillon, soit dans notre exemple supérieure ou égale à 40 kHz (c'est-à-dire ce qui revient au même : dont la demi-fréquence d'échantillonnage = fréquence de Nyquist, soit ici supérieure ou égale à 20 kHz).

## Exemple

Prenons un échantillon qui contient une gamme de fréquence de 0 à 20 kHz. Si la fréquence d'échantillonnage est égale à 20 kHz, tous les signaux supérieurs à la fréquence de Nyquist (FN) = 20/2 = 10 kHz (demi-fréquence d'échantillonnage) vont être confondus avec des fréquences plus basses, d'où repliement de l'image. Ainsi, la fréquence F = FN + 9 kHz donne une fréquence «image» F' = FN – 9 kHz. Pour échantillonner correctement ce signal (sans aliasing), il faut utiliser une fréquence d'échantillonnage supérieure ou égale à deux fois la plus grande fréquence contenue dans l'échantillon soit, dans notre exemple, supérieure ou égale à 40 kHz (c'est-à-dire, ce qui revient au même, dont la demi-fréquence d'échantillonnage = fréquence de Nyquist, soit ici ≥ 20 kHz) (*voir* fig. 11-21).

Or, lors de l'acquisition de l'image, les signaux sont échantillonnés de telle manière qu'aux extrémités du champ de vue on soit, justement, à la fréquence de Nyquist. Ainsi, tous les éléments de l'objet situés à l'intérieur du plan de Fourier sont correctement échantillonnés (fig. 11-22).

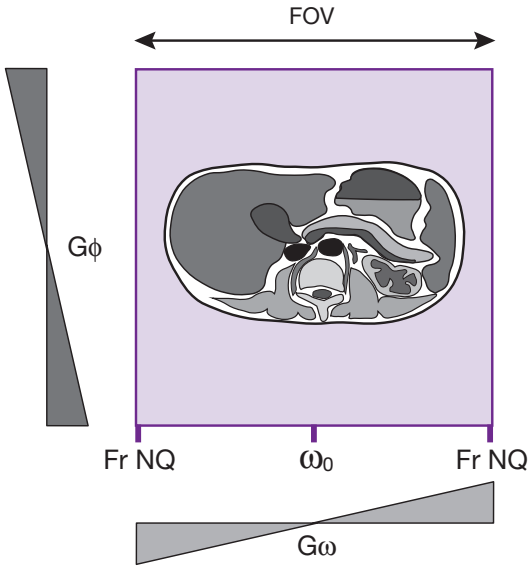



**Fig. 11-22.** Lors de l'acquisition de l'image, les signaux sont échantillonnés de telle manière qu'aux extrémités du champ de vue on soit, justement, à la fréquence de Nyquist.
Ainsi, tous les éléments de l'objet situés à l'intérieur du plan de Fourier sont correctement échantillonnés.

En revanche, lorsque des spins sont situés hors du champ de vue, ils vont acquérir une fréquence de rotation plus élevée (liée au gradient de codage de fréquence). Si celle-ci est supérieure à la fréquence de Nyquist, ils sont codés de façon erronée avec des spins de fréquence plus basse et donc localisés sur l'image au niveau de ces spins (fig. 11-23a).

L'aliasing dans la direction du codage de phase est plus difficile à comprendre. Sur la matrice image, les spins sont codés par leur décalage de phase couvrant schématiquement 360° (un cycle de $2\pi$ radians), de $-180°$ à $+180°$. Lorsque les spins sont situés à proximité (et en dehors) du champ de vue, ils accumulent un décalage de phase supérieur à un demi-cycle ($180° + X°$ ou $-180° - X°$), et ils sont codés de façon erronée (et donc confondus) avec des spins à l'intérieur du champ de vue dont le décalage de phase est de X°, c'est-à-dire controlatéral par rapport à 0 (exemple : $180° + 30° = 210°$ se confond avec $-180° + 30° = -150°$) (fig. 11-23b)[2].

2 Il est plus facile de comprendre l'aliasing dans le sens du codage de phase si l'on considère que le codage spatial se fait sur 360° de 0 à 360° (plutôt que de −180 à + 180°). En effet, si l'on dépasse alors 360°, par exemple 390° = 360° + 30°, cela revient en fait à faire 1 tour et 30° c'est-à-dire 30° au total! Et donc 390° «confondu» avec 30° d'ou repliement en position 30°.

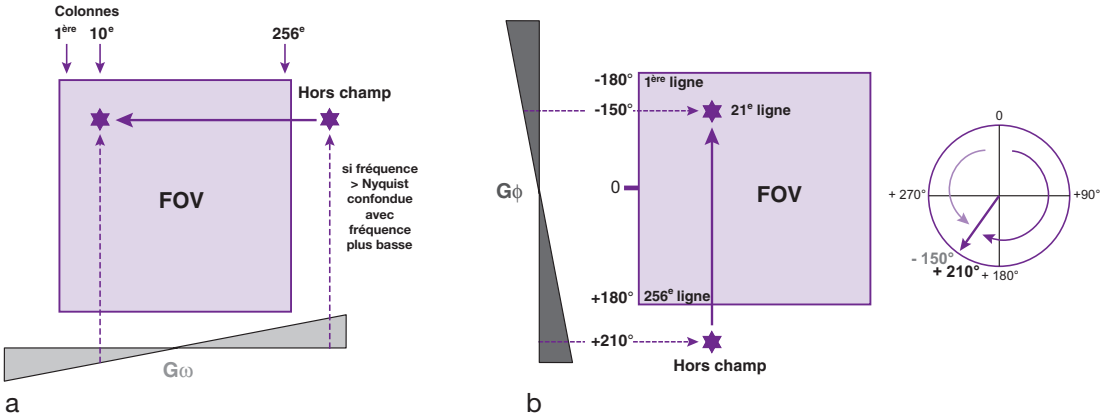



**Fig. 11-23.** (a) Aliasing dans la direction du codage de fréquence (Gω).
À cause du gradient de fréquence, l'étoile, située hors du FOV, va être soumise à une fréquence supérieure à la fréquence de Nyquist (qui est limitée aux extrémités du champ de vue). Elle sera sous-échantillonnée et, par conséquent, représentée par une fréquence plus basse et donc localisée du côté controlatéral de l'image, dans notre exemple au niveau la 10e colonne.
(b) Aliasing dans la direction du codage de phase (GΦ).
Le principe est similaire mais basé sur les décalages de phase. En effet, lors du codage de phase, les déphasages couvrent une amplitude de – 180° à + 180°. L'étoile, située en dehors du FOV, va subir un décalage de phase supérieur (ici + 210°) qui est équivalent à un déphasage de – 150° (comme on le voit aussi lorsque l'on représente les décalages de phase sur un cercle), ce qui correspond environ à la 21e ligne du côté controlatéral.

## Solutions

L'aliasing est facilement éliminé dans la direction du codage de fréquence soit par l'utilisation d'un filtre passe bas (qui élimine les fréquences supérieures à la fréquence de Nyquist), soit en augmentant la fréquence d'échantillonnage (cela augmente la fréquence de Nyquist) : *suréchantillonnage en fréquence*. Ce dernier ne «coûte» pas de temps et peut donc être appliqué systématiquement.

Dans le sens du codage de phase, la réduction du nombre de lignes – nécessaire à la réduction du temps d'acquisition (matrices asymétriques) mais à l'origine du repliement – impose d'autres solutions.

Avec une *matrice asymétrique à FOV rectangulaire* (pixels carrés), on peut orienter les axes de codage de phase et de fréquence de telle sorte que la dimension du champ de vue selon l'axe de phase (respectivement de fréquence) couvre tout l'objet (c'est-à-dire éventuellement les inverser – fig. 11-24). En particulier, si l'objet est de forme ovoïde ou rectangulaire (par exemple : thorax-rachis en coupes sagittales, ou thorax-abdomen en coupes axiales), le codage de phase (qui conditionne la durée d'acquisition) devra être orienté dans la direction où l'objet est le plus court (en orientation antéro-postérieure – *voir* fig. 11-24) (*voir* Chapitre 8).

Les *matrices asymétriques à FOV carré* (pixels rectangulaires), en couvrant une zone d'exploration plus large – avec un gain de temps équivalent – représentent une solution intéressante (rapport signal sur bruit plus élevé) mais au détriment de la résolution spatiale (fig. 11-25) (*voir* Chapitre 8).

Une autre technique consiste à réaliser un *suréchantillonnage en phase* : il s'agit cette fois d'augmenter l'échantillonnage du signal dans la direction de la phase, le champ de vue «reconstruit» (en général rectangulaire) restant le même. Évidemment, le temps d'acquisition croît proportionnellement à l'augmen-tation du pas de codage de phase, le maximum étant le doublement de ce dernier (100 % de suréchantillonnage). Sur certaines machines, ce doublement de l'échantillonnage du signal se fait aux dépens d'une excitation sur deux, requérant de ce fait un minimum de deux excitations ( antirepliement – *no phase wrap* ou *phase over sampling* – fig. 11-26). Cette option «antirepliement» est intéressante car elle supprime l'aliasing en maintenant la qualité d'image. En effet, la baisse du rapport signal sur bruit (diminution de moitié des excitations) est compensée par le doublement du pas de codage de phase, le temps d'acquisition restant alors inchangé (*voir* Chapitre 8).

En pratique, pour une même région d'exploration, plusieurs solutions peuvent être utilisées en recherchant le meilleur compromis

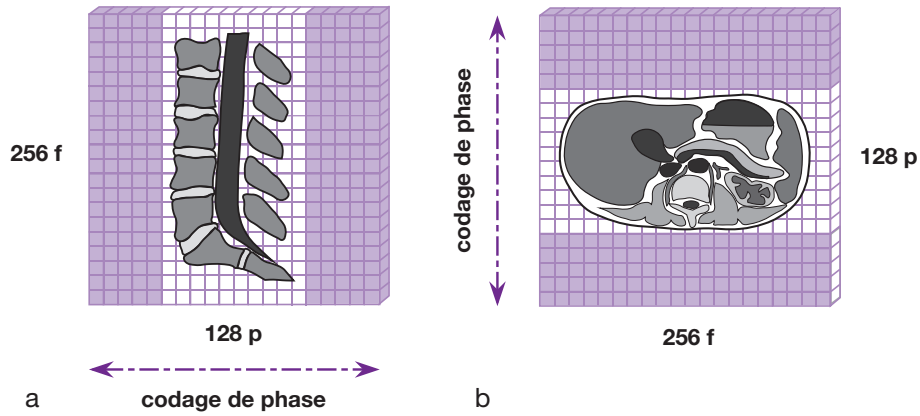



**Fig. 11-24.** Inversion du gradient de codage de phase et de fréquence.
Si les objets sont de forme ovoïde ou rectangulaire, les champs de vue rectangulaires (et matrices asymétriques) s'adaptent à la région d'intérêt par inversion du gradient de codage de phase et de fréquence :
(a) Matrice 256f × 128p, pixels carrés, codage de phase horizontal (option antirepliement).
(b) Matrice 256f × 128p, pixels carrés, codage de phase vertical.

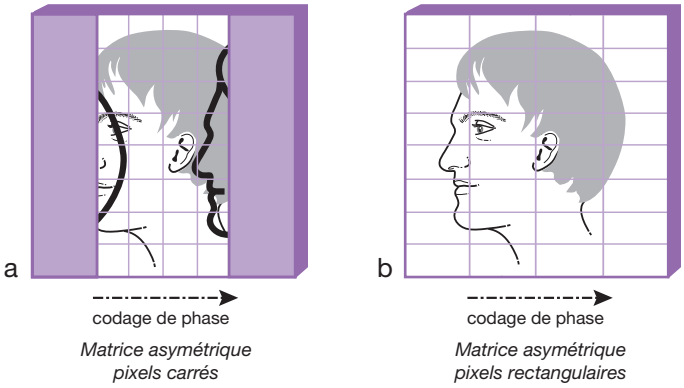



**Fig. 11-25.** (a) Matrice asymétrique à pixels carrés.
Le FOV est rectangulaire et trop étroit par rapport à la région explorée, faisant apparaître l'artéfact de repliement.
(b) Option pixels rectangulaires.
La même matrice asymétrique que sur l'image (a), mais avec des pixels rectangulaires, permet d'explorer une zone plus large (FOV carré) avec un temps d'acquisition équivalent et en supprimant le repliement.
En revanche, la résolution spatiale est diminuée dans le sens de la longueur du pixel.

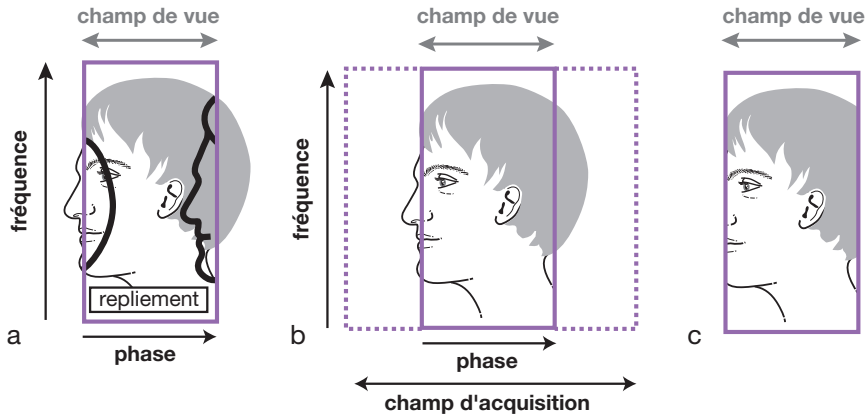



**Fig. 11-26.** Technique de l'antirepliement.
Elle consiste à doubler le champ d'acquisition en doublant le nombre de pas de codage de phase, aux dépens d'une excitation sur deux (elle requiert de ce fait un minimum de deux excitations).
(a) Champ de vue (rectangulaire) trop petit par rapport à l'objet : «double» repliement controlatéral des structures situées hors du champ (nez et occiput).
(b) Doublement du champ d'acquisition (option antirepliement).
(c) Image finale obtenue avec l'antirepliement.

entre résolution spatiale, rapport signal sur bruit et temps d'acquisition (fig. 11-27).

On peut aussi, tout simplement, augmenter la dimension du champ de vue mais au détriment de la résolution spatiale.

Enfin, l'utilisation d'antennes de surface permet de réduire le risque d'artéfact de repliement. En effet, comme le signal ne provient que d'une profondeur réduite, les structures éloignées de l'antenne, même lorsqu'elles sont situées hors champ de vue, ne participent pas au repliement (fig. 11-28).

Pour terminer, rappelons que le repliement est à l'origine des techniques d'acquisitions parallèles permettant de diminuer le temps d'acquisition ou d'améliorer la résolution spatiale des images (*voir* Chapitre 9).

## Artéfacts de déplacement chimique

L'artéfact de déplacement chimique est la conséquence de variations de la fréquence de résonance (fréquence de Larmor) de protons situés dans des environnements chimiques différents. *La fréquence de Larmor des protons de la graisse (aliphatiques) est inférieure à celle*

**Fig. 11-27.** Coupe sagittale du cerveau pondérée en $T_1$.
(a) Double repliement antérieur et postérieur dans le sens du codage de phase (lié au champ de vue rectangulaire avec pixels carrés).
(b) Option antirepliement. Disparition du repliement avec cependant un champ de vue qui ne couvre pas entièrement la zone d'intérêt. Le temps d'acquisition et le rapport signal sur bruit sont inchangés.
(c) Option pixels rectangulaires («étirés» dans un champ de vue carré). Le repliement est supprimé. Le temps d'acquisition est le même que pour les images (a) et (b). Le rapport signal sur bruit est un peu amélioré mais au détriment de la résolution spatiale (pixels plus grands).

*des protons de l'eau* (différence de 3,25 ppm). Lors de l'application des gradients de fréquence (utilisés pour la localisation spatiale et la sélection de la coupe), les protons subissent une variation linéaire de leur fréquence de résonance en fonction de leur position. Comme les protons de la graisse précessent déjà plus lentement, leur localisation spatiale au niveau d'une interface graisse-eau (après application des gradients de fréquence) sera décalée le long de ce même gradient, pour peu que la différence en fréquence (entre la graisse et l'eau) excède le décalage en fréquence d'un ou plusieurs pixels. Par conséquent, on observera le long du gradient de fréquence une ligne claire là où les signaux graisse-eau se superposent (renforcement du signal) et une ligne noire là où ils se séparent (absence de signal) (fig. 11-29).

Les artéfacts de déplacement chimiques sont plus prononcés à haut champ car la différence de fréquence graisse-eau y est plus importante (fig. 11-30).

**Fig. 11-28.** Intérêt des antennes de surface pour la réduction des artéfacts de repliement.
Sur l'image (a), réalisée uniquement avec une réception du signal par des éléments d'antenne postérieurs, aucun artéfact de repliement n'est visible malgré un champ de vue réduit dans la direction antéro-postérieure.
Lorsqu'on active également des éléments d'antenne antérieurs, le signal augmente en dehors du champ de vue et provoque ainsi du repliement (b).

**Exemple**

À 1,5 T, le décalage entre protons de la graisse et protons de l'eau est de : 63,8 MHz (fréquence de Larmor) × 3,25 ppm = 208 Hz; à 0,35 T, ce décalage est de : 15 MHz (fréquence de Larmor) × 3,25 ppm = 48 Hz; avec un gradient de fréquence (lecture) de 400 Hz/cm et un pixel de 1 × 1 mm, le déplacement de l'image sera de 208/400 = 0,5 cm = 5 pixels à 1,5 T et de 48/400 = 0,12 cm = 1 pixel à 0,35 T.

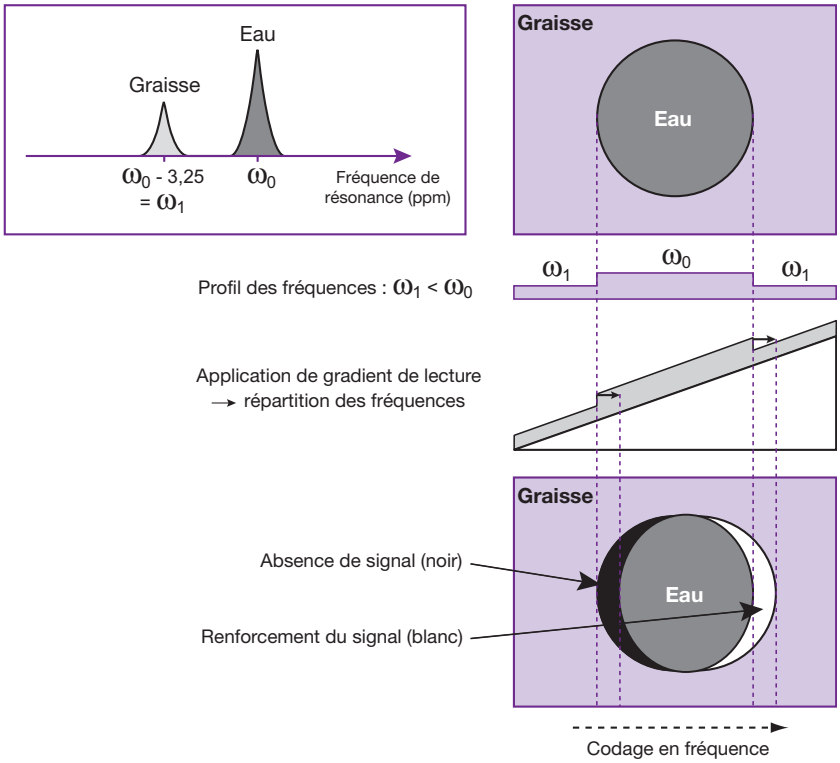



**Fig. 11-29.** Déplacement chimique : principe.
La fréquence de résonance (fréquence de Larmor) des protons de la graisse est inférieure à celle des protons de l'eau (différence de 3,25 ppm : les protons de la graisse précessent plus lentement). Dans le cas d'une interface graisse-eau, cette différence est bien visible sur un profil des fréquences ($\omega_1 < \omega_0$). En « reportant » ce profil sur le gradient de lecture, on s'aperçoit que la répartition des fréquences qui en découle entraîne un décalage (le long de ce gradient) des localisations spatiales des protons de la graisse et des protons de l'eau. Par conséquent, on observera le long du gradient de fréquence une ligne claire là où les signaux graisse-eau se superposent et une ligne noire là où ils se séparent.

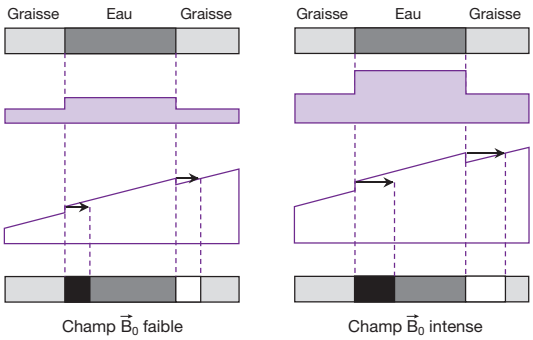



**Fig. 11-30.** Déplacement chimique : influence de l'intensité du champ magnétique $\vec{B}_0$.
L'artéfact de déplacement chimique est plus prononcé à haut champ car la différence de fréquence graisse-eau y est plus importante (on reporte sur le gradient de lecture un profil des fréquences faisant apparaître cette différence).

Le déplacement chimique dépend en outre de la *bande passante du signal* (*voir* Chapitre 8). La valeur du déplacement chimique est d'autant plus importante que la bande passante est étroite.

### Exemple

Pour une bande passante de 16 kHz avec une matrice 256 × 256, la bande de fréquence par pixel est de 16 000/256 = 62,5 Hz. Le décalage entre protons de la graisse et protons de l'eau étant de 208 Hz à 1,5 T, leur image sera décalée d'un peu plus de 3 pixels (208/62,5). Si la bande passante est de 8 kHz, le déplacement sera de plus de 6 pixels (208/31,25) (fig. 11-31).

Les artéfacts de déplacement chimique sont fréquents dans les régions anatomiques où se présente une interface entre un tissu graisseux et un tissu mou («principalement aqueux»). Ils sont généralement faciles à reconnaître. On les rencontre fréquemment, en imagerie abdominale, au niveau de la rate, des reins (fig. 11-32) (où ils peuvent simuler une collection périrénale), au niveau de la vessie dans les explorations pelviennes, en imagerie cardiaque (muscle cardiaque et graisse paracardiaque), dans les régions orbitaires, au niveau des

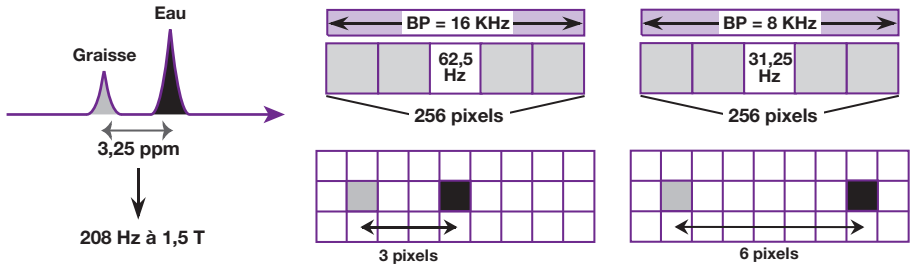



**Fig. 11-31.** Déplacement chimique et bande passante du signal : exemple.
Pour une bande passante de 16 kHz avec une matrice 256 × 256, la bande de fréquence par pixel est de 16 000/256 = 62,5 Hz. Le décalage entre protons de la graisse et protons de l'eau étant de 208 Hz à 1,5 T, leur image sera décalée d'un peu plus de 3 pixels (208/62,5). Si la bande passante est de 8 kHz, le déplacement sera de plus de 6 pixels (208/31,25).

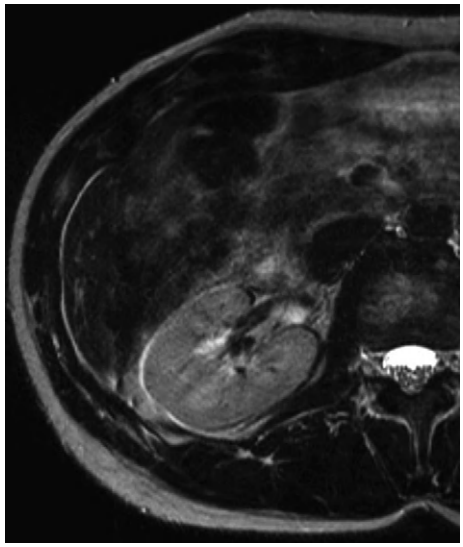


**Fig. 11-32.** Artéfact de déplacement chimique apparaissant au niveau d'un rein.
L'artéfact est lié à l'interface eau (rein) et graisse (périrénale). Il apparaît dans la direction du codage en fréquence (ici droite-gauche sur cette coupe axiale) sous forme d'une bande curviligne claire et sombre de part et d'autre du rein (*flèches*).

membres (*voir* fig. 11-32) et, enfin, au niveau des disques et des corps vertébraux (fig. 11-33).

Une simple inversion des gradients de codage de phase et de fréquence inverse cependant l'axe de projection de l'artéfact et permet de le reconnaître de façon certaine.

Pour diminuer les artéfacts de déplacement chimique, on peut, comme nous l'avons vu plus haut, augmenter la largeur de la bande passante mais au détriment du rapport signal sur bruit (fig. 11-34).

Une autre technique consiste à utiliser des méthodes de *suppression de graisse*, supprimant par la même occasion l'artéfact qui en découle (*voir* Chapitre 12). Ces techniques de suppression de graisse, reposant sur le déplacement chimique entre graisse et eau (FatSat, Dixon), peuvent aussi s'avérer intéressantes lorsque la proximité d'une structure graisseuse «masque» une lésion de signal identique, en particulier après injection de gadolinium (*voir* Chapitre 12).

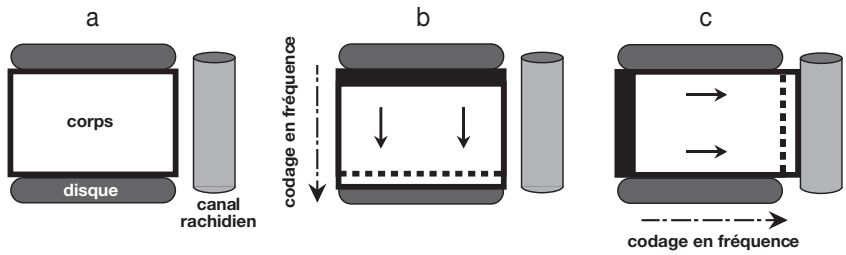



**Fig. 11-33.** Déplacement chimique au niveau des disques et des corps vertébraux.
(a) Image anatomique : l'os spongieux est représenté par le rectangle blanc entouré de la corticale osseuse (*cadre noir*).
(b) Lorsque le codage de fréquence est vertical, l'artéfact de déplacement chimique entraîne un décalage (ici vers le bas) du signal des protons de la graisse (os spongieux – *rectangle blanc*) : la corticale osseuse (*noir*) apparaît plus large d'un côté de la vertèbre (ici partie supérieure) (corticale «pseudo-élargie»).
(c) Le principe est le même lorsque le codage de fréquence est horizontal, pouvant conduire à une «pseudo-réduction» du canal rachidien.

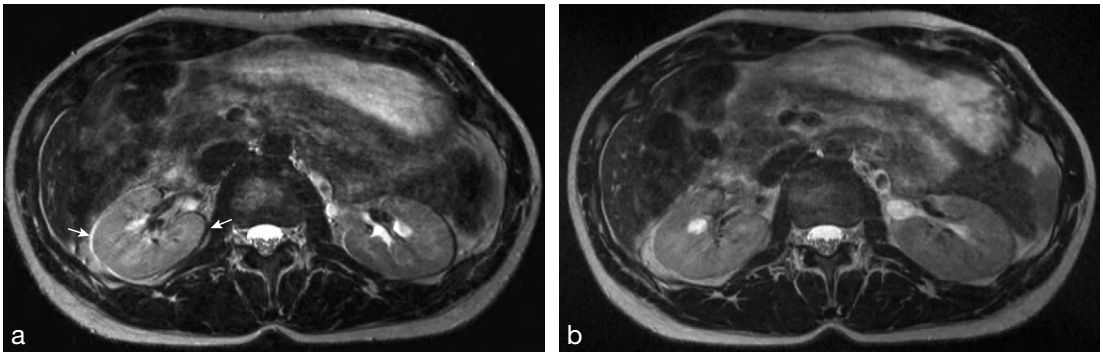



**Fig. 11-34.** Réduction de l'artéfact de déplacement chimique grâce à l'augmentation de la largeur de la bande passante du signal.
Sur l'image (a), réalisée avec une bande passante étroite (100 Hz/pixel), l'artéfact de déplacement chimique est bien visible (*flèches*) dans le sens du codage en fréquence qui est orienté de droite à gauche.
En augmentant la largeur de la bande passante (255 Hz/pixel), l'artéfact est diminué (b).

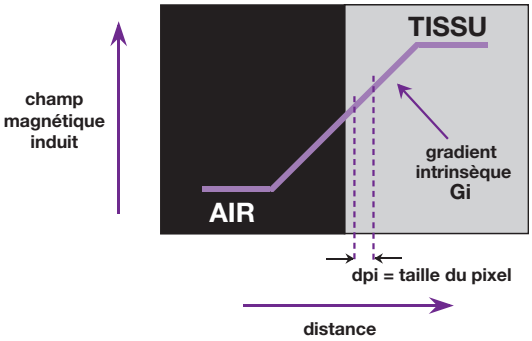



**Fig. 11-35.** Artéfact de susceptibilité magnétique : mécanisme.
À l'interface de deux structures de susceptibilités magnétiques très différentes (air/tissu, hémoglobine/tissu, os/tissu), il existe un gradient de champ magnétique intrinsèque Gi qui déphase les spins dans cette zone transitionnelle. Ce déphasage augmente lorsque le TE est allongé et la taille du pixel est plus grande.

## Artéfacts de susceptibilité magnétique

La susceptibilité magnétique d'un tissu est liée à sa faculté de s'aimanter. Dans les régions où sont juxtaposées deux structures ayant des susceptibilités magnétiques très différentes (air/tissu, hémoglobine/tissu, os/tissu, etc.), il existe un gradient de champ magnétique intrinsèque à leur interface (fig. 11-35).

Ce gradient induit un déphasage des spins au niveau de la zone transitionnelle (exemple : bordure d'une cavité aérique) responsable d'un signal hypo-intense (d'où «élargissement» de la cavité). Cet artéfact est présent au voisinage des structures aériques du crâne (sinus, cellules mastoïdiennes, etc.) (fig. 11-36), au niveau du nasopharynx et des poumons, etc. Il est plus prononcé sur les séquences d'écho de gradient (sensibles aux inhomogénéités de champ), lorsque le TE est allongé et la taille du pixel augmente[3]. Il augmente aussi avec l'intensité du champ magnétique principal et il est donc majoré à 3T par rapport à 1,5T. Il est minimisé en utilisant une séquence d'écho de spin, un TE court et en augmentant la résolution spatiale (*voir* fig. 11-36).

Précisons, par ailleurs, que les artéfacts métalliques sont également dus à des différences de susceptibilité magnétique. Seulement, celles-ci concernent des structures non physiologiques et, de plus, les différences de susceptibilité sont beaucoup plus importantes. Mais il s'agit bien du même type d'artéfact, ce dernier étant beaucoup plus prononcé en présence de métal.

Si cet artéfact est le plus souvent gênant en écho de gradient en raison de la proximité de deux zones de susceptibilité magnétique très différente, il peut pourtant s'avérer utile dans certaines pathologies pour affiner un diagnostic.

3 Le déphasage des spins $\Delta\phi$ est lié au rapport gyromagnétique $\gamma$, au gradient intrinsèque $Gi$, à la taille du pixel $dpi$ et au TE par la relation : $\Delta\phi = \gamma\, Gi\, dpi\, TE$

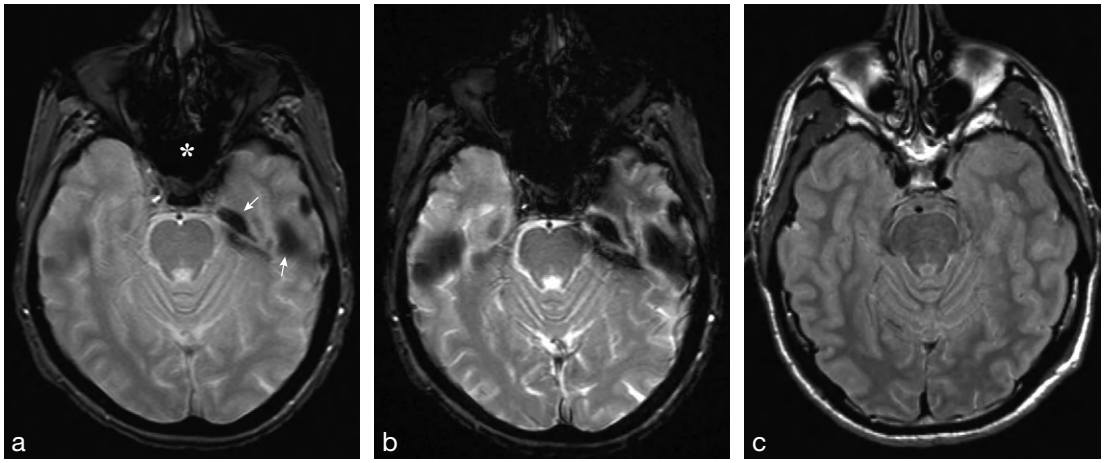



**Fig. 11-36.** Artéfacts de susceptibilité magnétique : exemple.
L'artéfact de susceptibilité magnétique au niveau d'une interface os-tissu (rocher – *flèches*) ou d'une interface air-tissu (*étoile*) est très marqué sur la coupe réalisée en écho de gradient (a). Il est encore plus prononcé lorsque le TE augmente (b). En revanche, il disparaît sur la coupe réalisée en écho de spin rapide (ici à TE effectif court) (c).

C'est le cas des foyers hémorragiques anciens riches en hémosidérine (pigment ferrugineux) (fig. 11-37), des métastases de mélanomes riches en mélanine ou encore des lésions calcifiées.

L'utilisation de séquences en écho de gradient pondérées en T2*, dans ce type de pathologie, est intéressante en confrontation avec la séquence de spin écho, certaines lésions étant mieux mises en évidence en écho de gradient du fait de l'augmentation de l'artéfact de susceptibilité ou encore grâce à l'augmentation du TE.

Dans ce cas, on peut aussi utiliser des techniques spécifiques d'imagerie de susceptibilité magnétique permettant d'obtenir un contraste lié aux différences d'aimantation des tissus (*voir* Chapitre 12).

Enfin, l'effet de susceptibilité magnétique doit dans la mesure du possible être minimisé pour les matériaux employés en IRM interventionnelle. Dans ce but, on utilise des alliages non ferromagnétiques pour les aiguilles de ponction (*voir* aussi Chapitre 13).

## Phénomène d'excitation croisée

C'est l'excitation des coupes adjacentes d'une coupe donnée par une impulsion RF destinée (normalement uniquement) à cette coupe. En

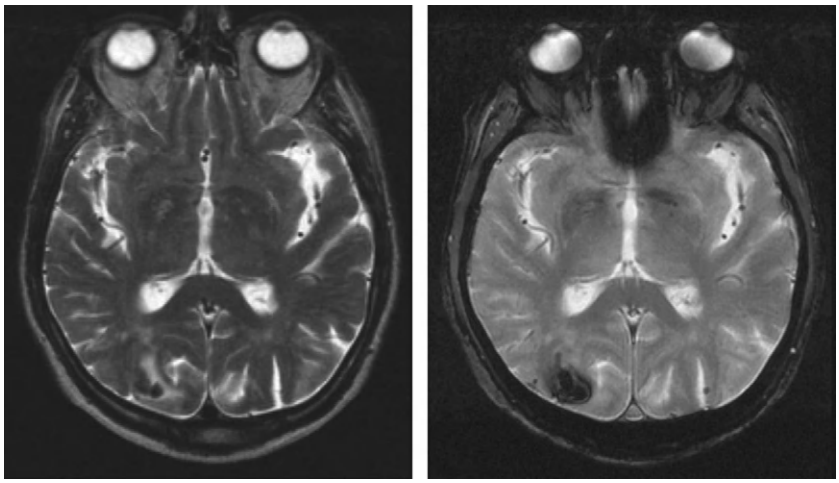


**Fig. 11-37.** Illustration de l'intérêt de l'artéfact de susceptibilité magnétique.
Séquelle hémorragique, visible sous forme d'une zone d'hyposignal occipitale droite, sur la séquence réalisée en écho de spin rapide (a). La lésion est beaucoup mieux visible en séquence d'écho de gradient par majoration de l'artéfact de susceptibilité magnétique (b).

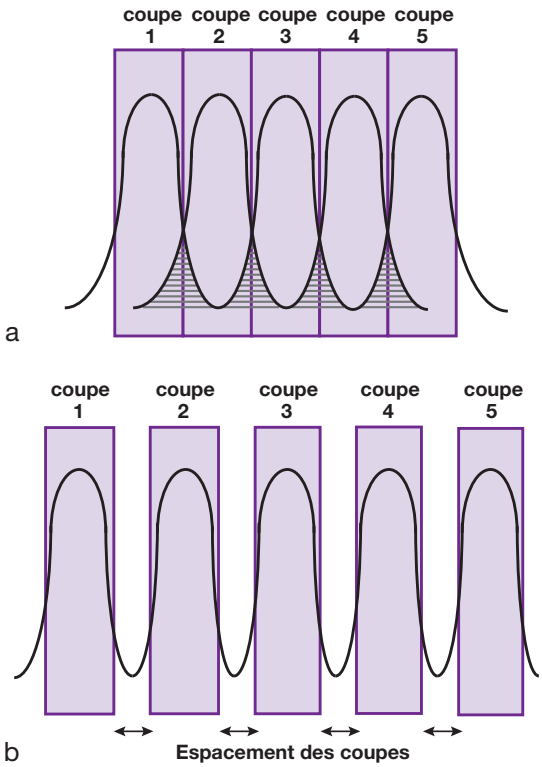



**Fig. 11-38.** Phénomène d'excitation croisée.
Le profil de coupe d'une impulsion RF n'est jamais parfaitement rectangulaire mais plutôt trapézoïdal, d'où l'excitation des coupes adjacentes (a). L'espacement des coupes (minimum : 1 mm) permet de l'éviter (b).

effet, le profil de coupe d'une impulsion RF n'est jamais parfaitement rectangulaire mais plutôt trapézoïdal (fig. 11-38). Dans une séquence de spin écho, l'impulsion de 180° va exciter la coupe en question, mais également les deux coupes adjacentes avec comme conséquence une réduction du rapport signal sur bruit et une modification du contraste (composante T1 surajoutée en séquences pondérées en T2). Cet artéfact est surtout marqué sur les séquences d'écho de spin à TR et TE longs. L'espacement des coupes (minimum 1 mm) permet de l'éviter (*voir* fig. 11-38).

## Artéfacts liés à des techniques particulières

On peut encore considérer certains artéfacts qui se produisent dans des conditions particulières, soit à la suite de l'utilisation de certaines séquences, soit en raison de l'emploi de techniques spécifiques.

### Artéfacts liés aux techniques d'imagerie ultrarapides

Dans cette catégorie, on peut citer les artéfacts consécutifs à l'utilisation des séquences d'écho-planar (EPI). En effet, en séquence EPI, en particulier en « *single shot* », les artéfacts de susceptibilité magnétique sont majorés, conduisant parfois à des distorsions géométriques importantes. Cet effet est, évidemment, plus marqué dans les séquences EPI-EG par rapport aux séquences EPI-SE (comme dans les séquences d'écho de gradient par rapport aux séquences d'écho de spin). C'est d'ailleurs pour cette raison que les séquences d'EPI-EG sont mises en œuvre en imagerie de perfusion et en imagerie « Bold », ces techniques nécessitant une bonne sensibilité au phénomène de susceptibilité magnétique (*voir* Chapitre 15).

Pour réduire ces artéfacts, l'élément le plus important à prendre en compte est, probablement, l'espace inter-écho. Ce dernier correspond au temps séparant deux échos consécutifs. Pour simplifier, il peut être assimilé, en EPI, au temps séparant le milieu de l'application de deux gradients de fréquence consécutifs (fig. 11-39). En écho de spin rapide, il est représenté par le temps séparant l'application de deux impulsions RF de 180° consécutives (*voir* fig. 11-39).

En diminuant l' espace inter-écho, on réduit cet artéfact de distorsion en EPI. Cela peut être obtenu en réduisant la matrice, en augmentant le champ de vue et en raccourcissant le temps d'observation (TO), ce qui revient à augmenter la bande passante du signal (*voir* Chapitre 8) ou, encore, en faisant de l'EPI multishot. Évidemment, on est aussi tributaire des performances des gradients (une vitesse de montée plus rapide permet de réduire l'espace inter-écho). Une dernière solution consiste à mettre en œuvre des techniques d'acquisitions parallèles (*voir* Chapitre 9).

Un autre artéfact fréquemment rencontré en imagerie rapide est ce qu'on appelle le « *blurring* » c'est-à-dire une sorte de « flou » de

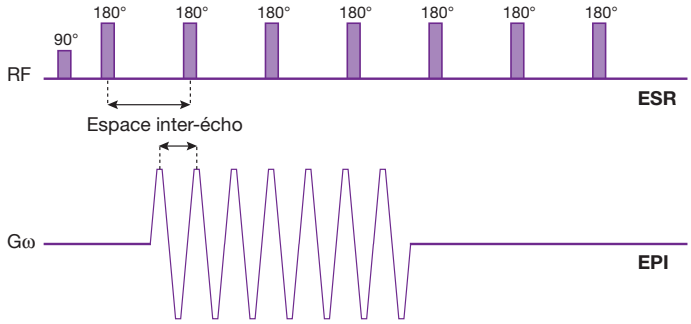



**Fig. 11-39.** Définition de l'espace inter-écho.
Il correspond au temps séparant deux échos consécutifs. Pour simplifier, il peut être assimilé, en EPI, au temps séparant le milieu de l'application de deux gradients de fréquence consécutifs. En écho de spin rapide, il est représenté par le temps séparant l'application de deux impulsions RF de 180° consécutives.

l'image apparaissant dans les séquences d'écho de spin rapide lorsqu'on utilise des trains d'échos élevés. Là encore, la diminution de l'espace inter-écho permet de réduire cet artéfact.

## Artéfacts liés aux antennes en réseau phase

La majorité des antennes disponibles actuellement comportent de multiples éléments. Or, le signal réceptionné par une antenne de surface est limité en profondeur (*voir* Chapitre 13). Ainsi, lorsqu'on souhaite «couvrir» un grand volume avec une antenne en réseau phasé, certaines zones anatomiques, situées à distance des éléments d'antenne, ont un signal diminué et, au contraire, les zones situées à proximité de l'antenne ont un signal fortement augmenté. On peut rencontrer ce phénomène en particulier au niveau de l'abdomen et du pelvis mais, également, dans le cas des explorations cérébrales effectuées avec des antennes comportant de nombreux éléments (fig. 11-40). Afin d'homogénéiser le

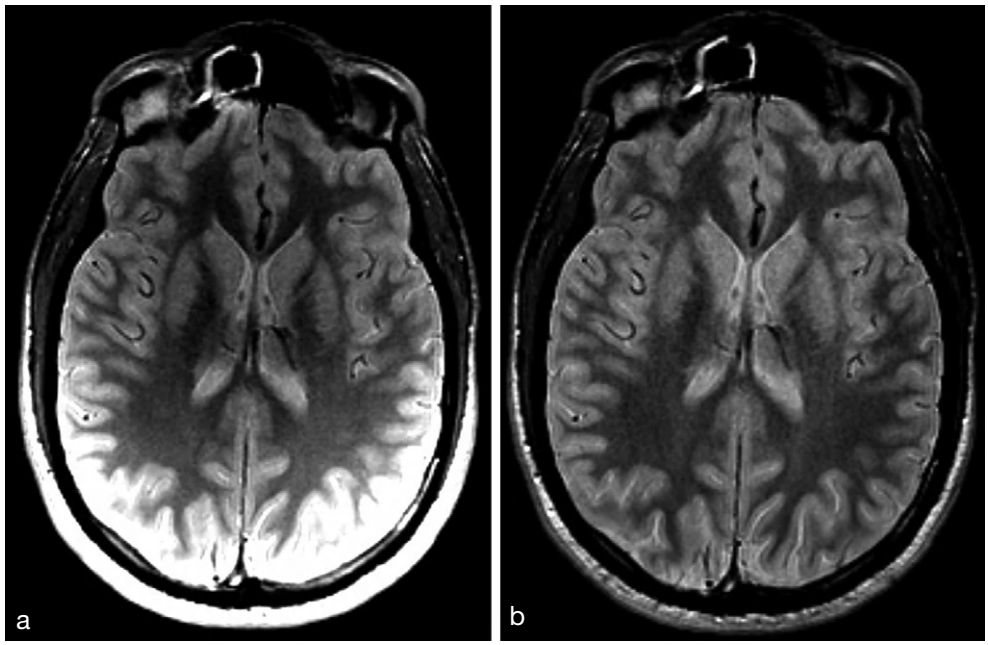



**Fig. 11-40.** Diminution du signal au niveau des zones anatomiques situées à distance des éléments d'antenne en réseau phasé, en particulier au centre de l'image, et augmentation du signal des zones situées à proximité des éléments d'antenne (ici bien visible dans la partie postérieure de l'image) (a). Ce défaut peut être corrigé par la mise en œuvre de filtres de «normalisation» (SCIC – General Electric; Normalize – Siemens; Homogeneity Correction – Philips; etc.) (b).
Précisons que les images ci-dessus ont été réalisées avec une antenne tête à 12 éléments et que le fenêtrage est identique sur les deux images.
*Images : J.P. Dillenseger.*

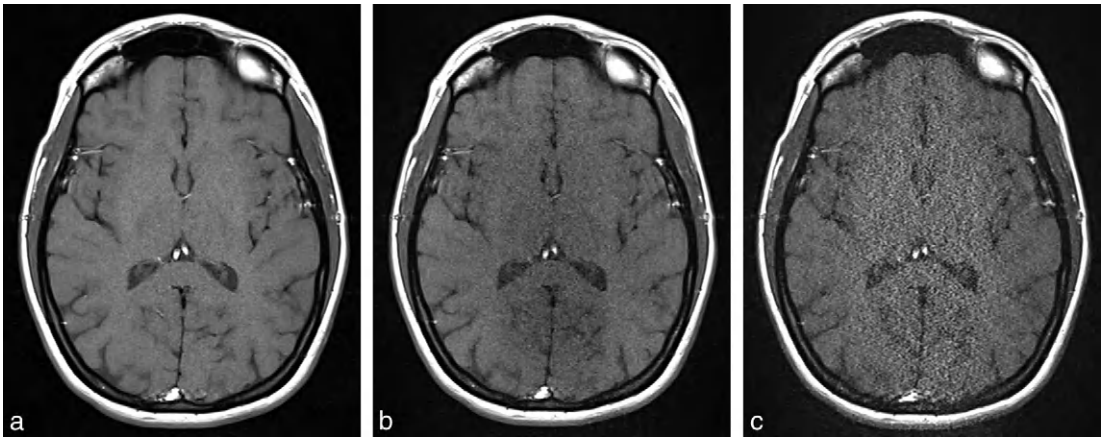



**Fig. 11-41.** Artéfacts liés au facteur d'accélération en acquisition parallèle.
(a) Coupe transverse du cerveau en séquence spin-écho rapide pondérée T1 (TR = 400 ms, TE = 10 ms, épaisseur de coupe = 2,5 mm, pixels = 0,60 x 0,75 mm), sans acquisition parallèle, temps d'acquisition = 2'03.
(b) Mêmes paramètres avec acquisition parallèle de type GRAPPA, facteur d'accélération = 3, temps d'acquisition = 0'42. L'acquisition est plus rapide mais on note une dégradation de l'image sous forme de bruit au centre de l'image.
(c) Même acquisition qu'en b mais avec un facteur d'accélération de 4, temps d'acquisition = 0'38. L'image est encore plus dégradée avec un facteur d'accélération plus élevé
*Images : P.-E. Zorn.*

signal sur l'ensemble du volume étudié, les constructeurs proposent de mettre en œuvre des filtres de «normalisation» (SCIC – General Electric; Normalize – Siemens; Homogeneity Correction – Philips; etc.) (*voir* fig. 11-40).

## Artéfacts liés aux techniques d'acquisition parallèle

Le repliement est à l'origine d'artéfacts comme nous l'avons vu un peu plus tôt dans ce chapitre. Mais il est aussi à la base des techniques d'acquisitions parallèles qui reposent sur le «dépliement» dans le plan image (technique SENSE ou équivalent) ou dans le plan de Fourier (technique SMASH ou équivalent) (*voir* Chapitre 9).

Rappelons que ces techniques permettent de diminuer le temps d'acquisition (à résolution spatiale identique) ou d'améliorer la résolution spatiale à temps d'acquisition inchangé. Le facteur déterminant la réduction du temps d'acquisition dépend du nombre d'éléments d'antennes en place au niveau du récepteur : il est appelé «facteur d'accélération R».

Cependant, ces méthodes sont elles-mêmes à l'origine de nouveaux artéfacts se présentant soit, sous forme d'artéfacts de repliement additionnels lorsque le champ de vue est vraiment trop étroit, soit, sous forme de bruit localisé dans le centre de l'image lorsque le facteur d'accélération est trop élevé (fig. 11-41).

## Phénomène de l'angle magique

Les tendons et les ligaments sont constitués de filaments de collagène organisés sous forme de fibres. Cette structure particulière (anisotropique, c'est-à-dire dont les propriétés diffèrent selon la direction de mesure dans l'espace) induit des modifications des mouvements moléculaires de l'eau contenue dans ces tissus[4]. Ces caractéristiques entraînent une réduction importante du T2 (et du T2*) de ces tissus et par conséquent du signal mesuré. Ainsi, le T2 des ligaments et des tendons est réduit à quelques centaines de millisecondes aux valeurs de champs magnétiques usuels, d'où

4 Nous verrons, dans le Chapitre 15, qu'il existe un phénomène similaire au niveau des fibres de substance blanche.

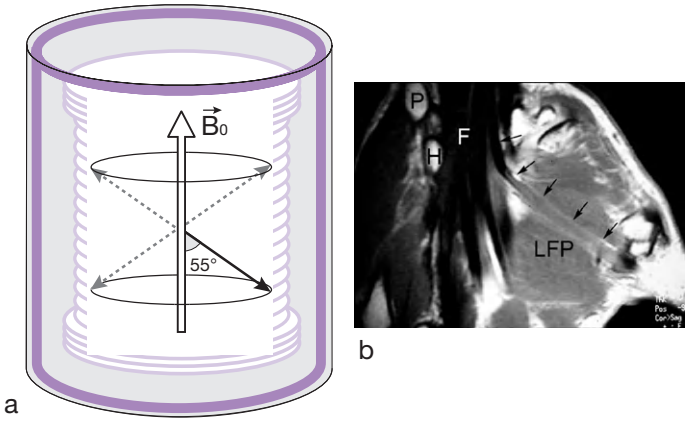



**Fig. 11-42.**
Phénomène de l'angle magique.
(a) *Principe*. Les ligaments et les tendons étant des structures anisotropiques, il a été démontré que, s'ils présentent une orientation de 55° par rapport à $\vec{B}_0$, ils peuvent être le siège d'une augmentation de signal alors qu'habituellement ils sont hypo-intenses.
(b) *Exemple*. Coupe coronale de la main en pondération T1. Phénomène de l'angle magique du tendon long fléchisseur du pouce (LFP) (*flèches*). Le tendon présente un signal intense au niveau de l'éminence thénar en raison de son orientation par rapport à $\vec{B}_0$. Son signal est normal dans le canal carpien, identique aux autres tendons fléchisseurs (F). P : pisiforme; H : hamulus (H).
*Image : J.-L. Drapé.*

un hyposignal avec les TE utilisés habituellement (de 10 à quelques dizaines de millisecondes). Le signal de ces tissus dépend cependant de leur orientation dans le champ magnétique. Il a été démontré que, si la structure présente une orientation de 55° par rapport à l'axe de $\vec{B}_0$, son T2 est rallongé, conduisant à une augmentation de signal (en particulier dans les séquences à TE court : pondération T1 ou ρ). Cet effet est connu sous le nom de phénomène de «l' angle magique» (fig. 11-42).

Pour vérifier qu'il s'agit bien d'une fausse image, on peut, éventuellement, orienter différemment la structure à visualiser (ligament ou tendon), en modifiant la position d'un membre, par exemple.

D'autre part, cet artéfact apparaissant sur les séquences à TE court, on peut comparer les images de ces dernières avec celles obtenues à TE long (en pondération T2).

Enfin, il existe de nombreux artéfacts liés à un défaut du système, mais d'origine trop diverses pour être reproductibles.

## À retenir

**Artéfacts métalliques**

*Origine*
Distorsion du champ magnétique due à la présence de matériel ferromagnétique.

*Conséquence*
Zone de vide de signal avec renforcement en périphérie.

*Remèdes*
Retirer tout matériel ferromagnétique externe (bijoux, montre, dentier, soutien-gorge, ceinture) se projetant en regard de la zone d'intérêt. Séquence en écho de spin ou en écho de spin rapide (et non écho de gradient).

**Artéfacts de mouvements**

*Origine*
Mouvements de structures pendant l'acquisition de l'image entraînant une erreur de codage spatial.

*Conséquence*
Flou et images fantômes le long du codage de phase.

*Remèdes*
- Bonne sédation.
- Synchronisation cardiaque (et/ou respiratoire); aléa : fixe le TR.
- Synchronisation sur le mouvement du diaphragme.
- Séquences rapides.
- Techniques d'acquisition radiales.
- Augmenter Nex (réduit les images fantômes en $\frac{1}{\sqrt{Nex}}$)
- Gradient de compensation de mouvements (compensation de flux).
- Présaturation.
- Placer le codage de phase dans la direction de la plus petite dimension de la matrice (limite les effets des images harmoniques).

## À retenir

- Inverser les axes de codage de phase et fréquence pour «épargner» une région d'intérêt.
- Contention abdominale par sangle.

**Artéfacts de troncature**

*Origine*
Difficultés de décrire une onde carrée (zone de transition abrupte de signal) avec un nombre fini d'ondes sinusoïdales.

*Conséquence*
Multiples bandes d'intensité faible et élevée parallèles à la zone de variation brutale de signal («*periodic edge imaging*», distribuée dans la direction du codage de phase (et/ou de fréquence). Le plus gênant : moelle épinière (*effet pseudo-syringomyélique*).

*Remèdes*
- Augmenter la résolution spatiale (réduire la taille du pixel), soit :
  – par augmentation de la taille de la matrice d'acquisition; aléa : augmente la durée d'acquisition;
  – par diminution du champ de vue (à matrice d'acquisition égale; aléa : aliasing).
- Utiliser Gf (gradient de fréquence) là où il y a le plus de zones de transition abrupte de signal («plus théorique que pratique»).
- *Constructeur :* filtres pour éliminer les signaux de haute fréquence; aléa : dégradation de la résolution spatiale.

**Aliasing**

*Origine*
L'objet à examiner est plus grand que le champ de vue.

*Conséquences*
Repliement des structures hors champ du côté controlatéral de l'image; apparaît dans la direction de codage de fréquence et de phase; il peut simuler un processus pathologique.

*Remèdes*
- Bien orienter les axes de codage de phase et fréquence pour couvrir tout l'objet (en particulier si rectangulaire ou ovoïde) :
  – technique antirepliement (*No phase wrap*);
  – élargir le champ de vue;
  – utiliser une antenne de surface.
- *Constructeur :*
  – utiliser un filtre passe bas (élimine les fréquences supérieures à la fréquence de Nyquist);
  – augmenter la fréquence d'échantillonnage (pour que la fréquence de Nyquist soit supérieure aux fréquences contenues dans le signal).

**Artéfact de déplacement chimique**

*Origine*
Différence de fréquence de résonance (Larmor) des protons de l'eau et de la graisse ($\omega_0$ graisse $< \omega_0$ eau).

*Conséquences*
Déplacement au niveau d'une interface graisse/eau des protons de la graisse et de l'eau le long du gradient de codage de fréquence; en inversant Gf et Gp (gradient de phase), on inverse l'artéfact : permet de l'identifier de façon formelle; plus prononcé à champ élevé.

*Remèdes*
- Augmentation de la bande passante du signal.
- Séquences pour séparer la graisse et l'eau : FatSat, Dixon ou STIR.
- Constructeur : augmenter la puissance des gradients de fréquence.

**Artéfact de susceptibilité magnétique**

*Origine*
Gradient de champ magnétique intrinsèque à l'interface de deux structures de susceptibilité magnétique très différente (exemple : air/eau).

*Conséquence*
Zones élargies de signal hypo-intense (cavités aériques du crâne, poumons, etc.).

*Remèdes*
Écho de spin, TE court, augmenter la résolution spatiale.

**Phénomène d'excitation croisée**

*Origine*
En spin écho, excitation par l'impulsion de 180° des coupes adjacentes à la coupe concernée.

*Conséquence*
Réduction de rapport signal sur bruit et modification du contraste (composante $T_1$ en séquences pondérées en $T_2$).

*Remède*
Espacement des coupes (1 mm minimum).

**Artéfacts liés à la technique**

***Artéfacts liés aux techniques d'imagerie ultrarapides***

*Origine*
En EPI, distorsions géométriques liées aux artéfacts de susceptibilité magnétique majorés. En écho des spins rapide, «*blurring*».

## À retenir

*Remède*
Diminution de l'espace inter-écho.

***Artéfacts liés aux antennes en réseau phasé***

*Origine*
Couverture d'un grand champ avec des antennes de surface limitées en profondeur.

*Remède*
Filtres de normalisation.

***Artéfacts liés aux techniques d'acquisition parallèles***

*Conséquences*
Artéfacts de repliement additionnels et bruit localisé au centre de l'image.

*Remède*
Diminution du facteur d'accélération R.

**Phénomène de l'angle magique**

***Origine***
Augmentation du signal dans les ligaments et les tendons (habituellement hypointenses), lorsqu'ils sont orientés de 55° par rapport à $\vec{B}_0$, dans les séquences à TE court.

***Remèdes***
- Orienter différemment la structure à visualiser.
- Comparer les images des séquences à TE court avec celles obtenues à TE long.

# Chapitre 12

# Techniques de suppression tissulaire et de modification du contraste

D. Vetter, B. Kastler

Nous avons décidé de regrouper dans ce chapitre différentes méthodes (séquences d'IRM ou options) permettant de supprimer le signal de certains tissus, de renforcer le signal d'autres tissus ou encore de modifier le contraste obtenu grâce à des techniques spécifiques.

## Suppression de graisse

Si la présence de graisse est souvent intéressante pour le contraste en IRM, elle peut néanmoins compliquer la visualisation de lésions pathologiques de signal élevé au sein ou au contact de structures graisseuses. Cette délimitation peut encore devenir plus difficile pour de telles lésions lorsqu'elles sont hyperintenses après injection de gadolinium.

De plus, la graisse est responsable d'artéfacts de déplacement chimique ou d'artéfacts de mouvements lorsqu'il s'agit de structures mobiles (*voir* Chapitre 11). L'utilisation d'antennes de surface peut la rendre gênante, l'hypersignal de la graisse sous-cutanée se produisant à proximité de l'antenne.

Les techniques de suppression de graisse peuvent donc s'avérer utiles pour améliorer la précision diagnostique dans certaines pathologies ou pour améliorer la qualité d'image en IRM.

Les principales techniques de suppression de graisse sont les suivantes :

- la séquence STIR;
- la technique de saturation sélective;
- les techniques de séparation de la graisse et de l'eau;
- la méthode d'excitation de l'eau.

### Séquence STIR

Dans certains cas, il peut être intéressant de modifier le contraste naturel obtenu par les différences en T1 des tissus. Pour ce faire, on peut utiliser une particularité de la séquence d'inversion récupération (IR).

En effet, dans cette séquence, tous les tissus passent par 0 lors de la repousse (pour un temps d'inversion TI = 0,69 T1 du tissu concerné, *voir* Annexe 11) : cette annulation du contraste peut être mise à profit pour supprimer de l'image une structure donnée, comme par exemple la graisse. Il suffit pour cela de choisir un temps d'inversion tel que *TI = 0,69 T1 graisse*[1] (fig. 12-1). Ce TI est relativement court par rapport à celui d'une séquence d'IR «classique», d'où l'appellation STIR (*Short Tau Inversion Recovery*)[2]. Il est important de noter que la majorité des appareils ne tient pas compte de la portion négative de $\vec{M}z$ : le signal est recueilli en module,

1 À 1,5 Tesla, le T1 de la graisse est d'environ 200 ms, d'où TI = 0,69 × 200 ≈ 140 ms.

2 Tau = *Inversion Time*, c'est-à-dire TI.


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

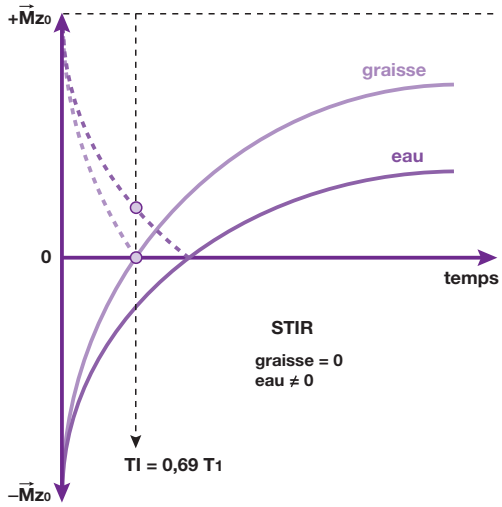



**Fig. 12-1.** Séquence STIR *(Short Tau Inversion Recovery)*.
La courbe du signal de la graisse s'annule au temps d'annulation = 0,69 $T_1$ graisse. En choisissant un temps d'inversion TI égal à ce temps, on annule sur l'image le signal de la graisse. À noter que la majorité des appareils ne tient pas compte de la portion négative de $\vec{M}z$ : le signal est recueilli en module, c'est-à-dire uniquement en valeurs positives.

c'est-à-dire uniquement en valeurs positives (*voir* fig. 12-1). Elle permet, par déduction, d'identifier un hypersignal graisseux ou de mettre en évidence une structure noyée dans la graisse (fig. 12-2).

Cette séquence présente quelques particularités. En effet, le temps d'inversion court précisément choisi permet de supprimer le signal de la graisse; mais cette diminution du TI a également des conséquences sur les autres tissus. En effet, lors du recueil du signal en «amplitude» (= module), les tissus qui ont un $T_1$ plus long que celui de la graisse se situent dans la portion négative de $\vec{M}z$ (comme on ne tient compte que du module du signal, le tissu le plus «négatif» aura le signal le plus élevé). Le signal de certains tissus peut alors être «inversé», comme par exemple substance blanche/substance grise par rapport à des séquences d'IR à TI long ou des séquences spin écho (SE) à TR court et TE court. Si le TE est court, le contraste obtenu est, en fait, comparable à celui d'une séquence d'écho de spin pondérée en densité protonique, hormis pour les tissus graisseux dont le signal est supprimé. L'augmentation du TE ajoute une composante $T_2$ dans le contraste obtenu.

Une autre conséquence de la réduction du TI est l'effet cumulatif d'un $T_1$ long et d'un $T_2$ long sur le contraste des tissus. En effet, lorsque les courbes de relaxation sont situées dans la portion négative de $\vec{M}z$ (en pratique $T_1$ supérieur à celui de la graisse), le contraste dû à la différence de $T_1$ entre deux structures est encore accentué si le tissu à $T_1$ le plus long possède également le $T_2$ le plus long (effet cumulatif) (fig. 12-3). C'est ce dernier tissu qui aura, en pratique, le signal le plus intense (l'effet $T_2$ étant d'autant plus marqué lorsque le TE augmente). En revanche, lorsque les courbes de relaxation parviennent dans la portion positive de $\vec{M}z$ (en pratique lorsqu'on allonge le TI), l'effet du $T_2$ long s'oppose à celui du $T_1$ long, ce qui diminue plutôt le contraste entre les tissus (*voir* fig. 12-3).

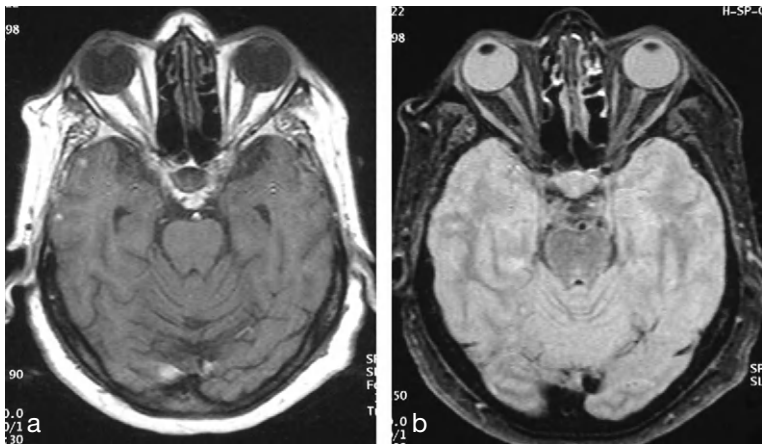



**Fig. 12-2.** Utilisation pratique d'une séquence STIR pour annuler le signal de la graisse rétro-orbitaire et ainsi permettre de bien visualiser les nerfs optiques
(a) Séquence SE pondérée $T_1$.
(b) Séquence STIR.

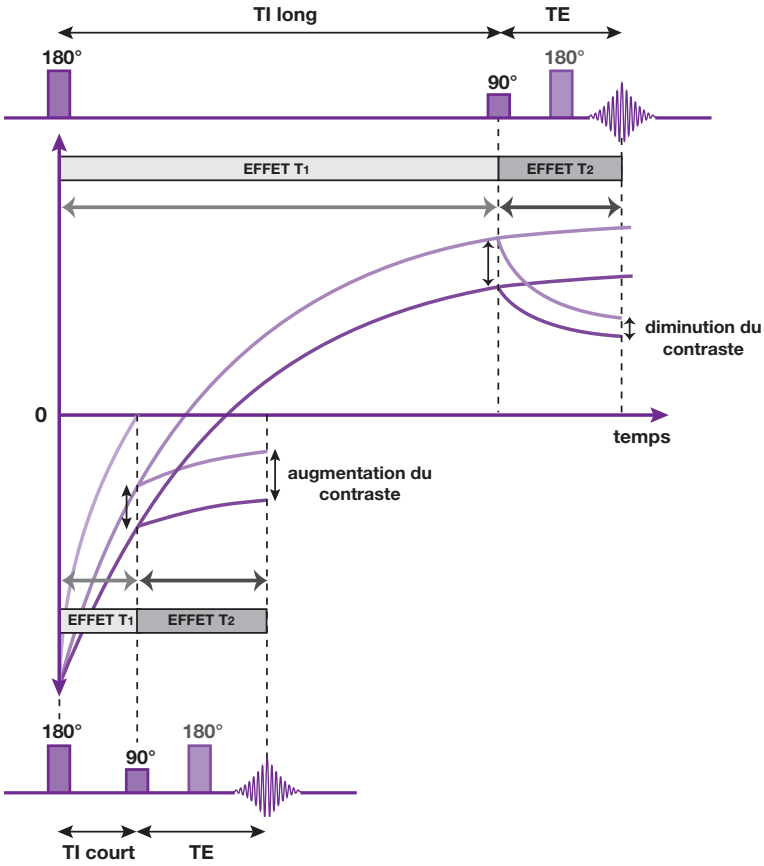



**Fig. 12-3.** Principe de l'effet cumulatif d'un T1 long et d'un T2 long en séquence STIR.
Lorsque les courbes de relaxation sont situées dans la portion négative de $\vec{M}z$ (en pratique T1 supérieur à celui de la graisse), le contraste dû à la différence de T1 entre deux structures est encore accentué si le tissu à T1 le plus long possède également le T2 le plus long (effet cumulatif). C'est ce dernier tissu qui aura le signal le plus intense. En revanche, lorsque les courbes de relaxation parviennent dans la portion positive de $\vec{M}z$ (en pratique lorsqu'on allonge le TI), l'effet du T2 long s'oppose à celui du T1 long, ce qui diminue plutôt le contraste entre les tissus.
*Adapté et modifié d'après Dwyer et al.*

Malheureusement, la séquence STIR standard présente des temps d'acquisition longs (liés au long TR nécessaire à la repousse des aimantations longitudinales tissulaires – double parcours !) qui limitent l'utilisation de ce type de séquence. Ces temps d'acquisition peuvent être considérablement réduits en utilisant une séquence d'inversion récupération rapide, reposant sur une séquence d'écho de spin rapide, précédée d'une impulsion de 180° (*voir* Chapitre 9). Cette séquence de type STIR ESR (Fast STIR ou Turbo STIR) présente les mêmes avantages que la séquence STIR, c'est-à-dire la suppression du signal de la graisse et l'addition des effets T1 et T2 des tissus permettant d'obtenir un hypersignal de certaines structures pathologiques. De plus, dans les séquences SE rapide, la graisse est plus intense qu'en SE conventionnel, ce qui augmente encore l'intérêt de réduire son signal. Le contraste graisse/lésion ou muscle/lésion est alors augmenté.

Ainsi, le contraste de ce type de séquence est comparable à celui d'une séquence STIR conventionnelle : lorsque le TE est court, il s'apparente à une «véritable» pondération en densité protonique (sauf pour la graisse évidemment) en raison du TR utilisé en IR rapide, ce dernier étant beaucoup plus long qu'en IR conventionnelle. L'augmentation du TE ajoute une composante T2, comme en écho de spin rapide (fig. 12-4).

En ce qui concerne les applications de la séquence STIR, il s'agit, d'abord, en supprimant la graisse, de mettre en évidence des lésions à proximité ou au sein de structures graisseuses, ou d'identifier avec certitude une composante graisseuse au sein d'une lésion (fig. 12-5).

Dans les explorations abdominales, la graisse sous-cutanée est souvent responsable d'artéfacts de mouvements respiratoires se traduisant par des images fantômes dans le sens du codage de

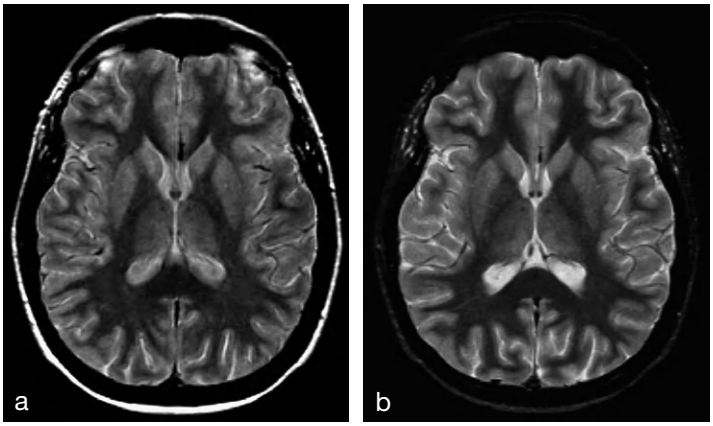



**Fig. 12-4.** Contraste en séquence STIR «rapide».
(a) Séquence d'écho de spin rapide, TR = 3 500 ms, TE = 20 ms.
(b) Séquence Turbo STIR, TR = 3 500 ms, TE = 22 ms, TI = 150 ms
Le contraste de la séquence STIR «rapide» (b) correspond à une «véritable» pondération en densité protonique (sauf pour la graisse qui est supprimée), comparable à celui obtenu en ESR avec un temps d'écho court (a), avec des liquides un peu plus hyperintenses à TR équivalent.

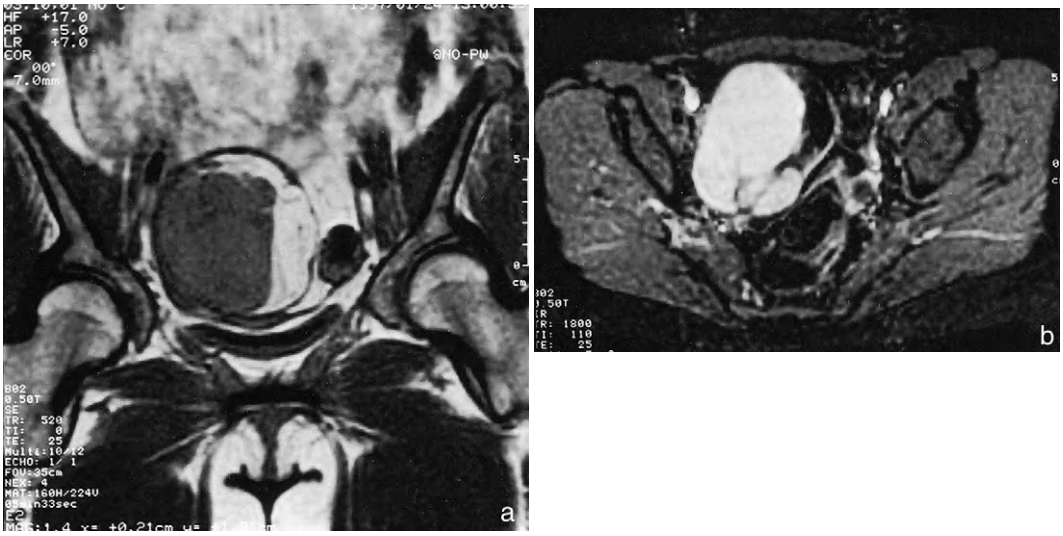



**Fig. 12-5.** Exemple d'application de la séquence STIR.
(a) Coupe coronale du pelvis en pondération T1 ; kyste dermoïde de l'ovaire droit. Deux contingents sont visibles sur cette lésion : l'un de signal intermédiaire, l'autre hyperintense pouvant correspondre à de la graisse.
(b) Coupe axiale en séquence STIR. On retrouve les deux contingents : l'un très hyperintense (contenu mucoïde), l'autre hypo-intense : graisse.

phase. En supprimant la graisse, les artéfacts découlant des mouvements de cette structure de signal élevé sont diminués.

De plus, des lésions à T2 allongé peuvent se confondre avec la graisse qui possède également un T2 relativement long. La suppression de graisse peut remédier à ce problème.

D'autre part, comme les autres techniques de suppression de graisse, la séquence STIR permet de s'affranchir de l'artéfact de déplacement chimique.

Avec les antennes de surfaces, elle évite d'être gêné par l'hypersignal de la graisse sous-cutanée qui se produit à proximité de l'antenne.

L'un des intérêts essentiels de cette séquence est l'effet cumulatif du T1 long et du T2 long des tissus, associé à la suppression du signal des tissus à T1 court. Ainsi, les lésions tumorales apparaissent particulièrement hyperintenses par rapport aux tissus environnants et peuvent ainsi être bien délimitées. Le contraste tumeur/graisse et tumeur/muscle est particulièrement intéressant. Il permet, par exemple, de mieux délimiter les tumeurs du foie par contraste avec le tissu hépatique dont le signal est fortement diminué (fig. 12-6).

Néanmoins, cet effet n'est pas spécifique : il sera le même pour d'autres structures (tissu inflammatoire, œdème, hémangiomes, etc.) qui ont, comme les tissus néoplasiques, un T1 et un T2 longs. On peut noter aussi la meilleure visualisation, en séquence STIR, des lésions démyélinisantes médullaires par rapport aux séquences d'ESR pondérées T2 utilisées habituellement dans cette région (fig. 12-7).

Un inconvénient de la séquence STIR est la suppression de signal de tissus dont le T1 est proche de celui de la graisse, comme par exemple des lésions hémorragiques ou des lésions hyperintenses après injection de gadolinium en raison du raccourcissement de leur T1. L'injection de produit de contraste présente donc peu d'intérêt dans la séquence STIR.

D'autre part, en raison du TI court de cette séquence, l'aimantation longitudinale des tissus (autres que la graisse qui est égale à 0) est relativement faible. La séquence STIR est, par conséquent, relativement «bruitée» par rapport aux autres séquences. Cet inconvénient est moindre à haut champ où la différence T1 graisse/T1 eau est plus importante (d'où un meilleur rapport signal sur bruit), mais

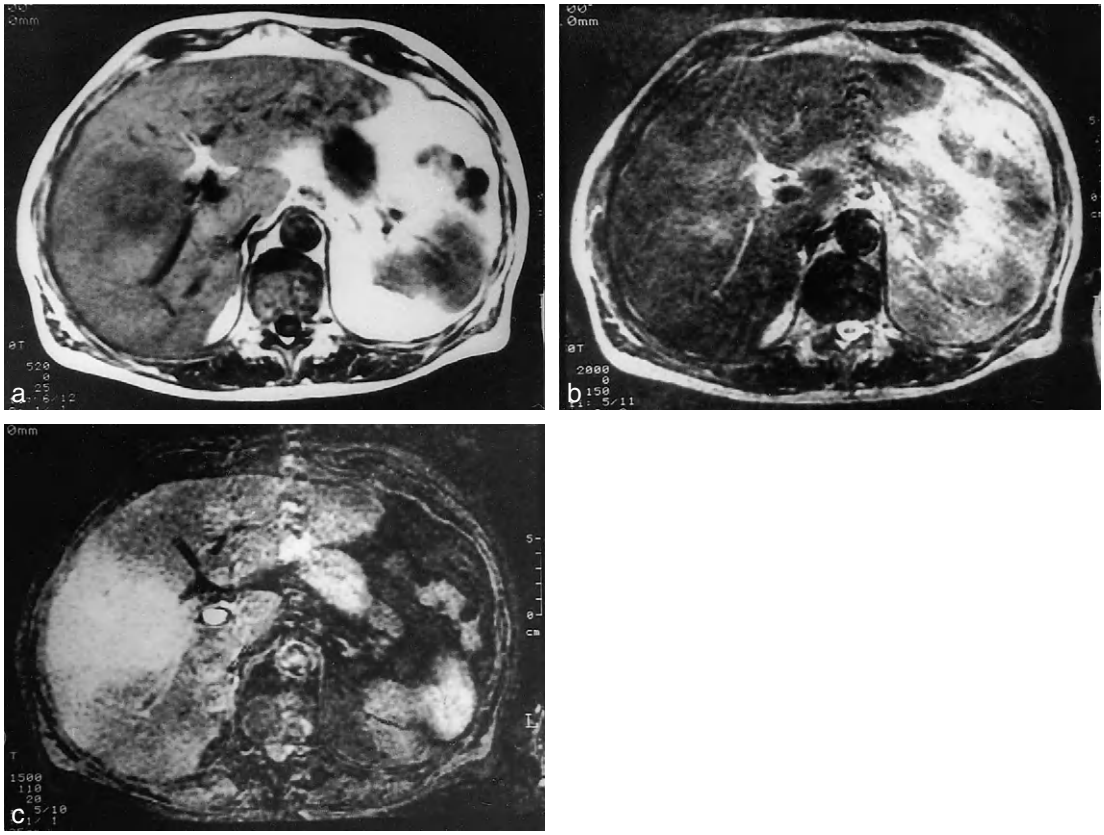



**Fig. 12-6.** Effet cumulatif T1 long et T2 long en séquence STIR : exemple.
Coupes axiales passant par le foie – hépatocarcinome; (a) SE T1, (b) SE T2, (c) STIR. La formation tumorale est hypointense en T1 (a) et hyperintense en T2 (b); elle est toutefois encore mieux visible en séquence STIR (zone plus hyperintense) (c) en raison de l'effet cumulatif du T1 long et du T2 long de la tumeur.

**Fig. 12-7.** Comparaison entre séquence ESR et STIR en imagerie médullaire.
Les lésions démyélinisantes médullaires, apparaissant sous forme d'hypersignaux intramédullaires, mieux visibles en séquence Turbo STIR (b) qu'en séquence d'ESR pondérée T2 (a).
*Images : P. Dorer.*

également en séquence d'ESR rapide. Dans ce cas, la suppression de graisse est encore plus appropriée pour réduire l'artéfact de déplacement chimique, ce dernier augmentant avec l'intensité du champ magnétique (*voir* Chapitre 11).

## Technique de saturation sélective

Les protons de la graisse ont une fréquence de résonance différente des protons de l'eau (*voir* Chapitre 11, «Artéfact de déplacement chimique»). Cette différence est de 3,25 ppm, soit environ 208 hertz à 1,5 T. Il est ainsi possible de supprimer la composante graisseuse des tissus stationnaires ou pathologiques. On réalise cela en incorporant dans la séquence une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de la graisse (impulsion dont la fréquence est décalée de 208 Hz par rapport à l'impulsion habituelle), d'où la «destruction» de l'aimantation longitudinale de ce tissu (saturation). Ainsi, lors de l'impulsion de 90° suivante, le signal de la graisse n'aura pas eu le temps de «repousser» par rapport aux autres tissus : on réalise de cette façon une suppression de son signal (fig. 12-8). Cette technique est habituellement appelée FatSat ou ChemSat.

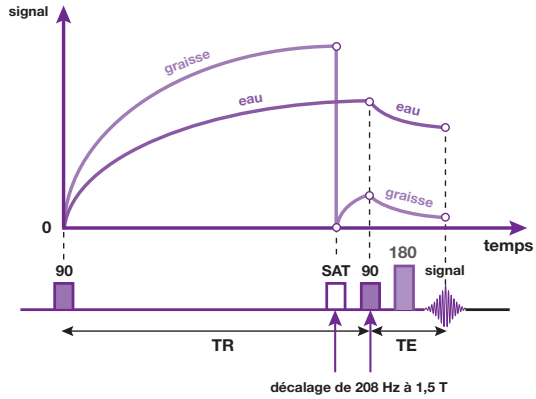



**Fig. 12-8.** Principe de la saturation sélective.
Les protons de la graisse ont une fréquence de résonance différente des protons de l'eau (différence de 3,25 ppm soit environ 208 hertz à 1,5 T). Pour supprimer le signal de la graisse, on incorpore dans la séquence une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de la graisse (impulsion dont la fréquence est décalée de 208 Hz par rapport à l'impulsion habituelle), d'où «destruction» de l'aimantation longitudinale de ce tissu (saturation). Ainsi, lors de l'impulsion de 90° suivante, le signal de la graisse n'aura pas eu le temps de «repousser» par rapport aux autres tissus : on réalise de cette façon une suppression de son signal. Cette technique est habituellement appelée FatSat ou ChemSat.

Elle est particulièrement intéressante pour mettre en évidence des lésions à proximité de structures graisseuses en particulier après injection de gadolinium (fig. 12-9 et 12-10). De plus, elle ne supprimera que le tissu de la graisse

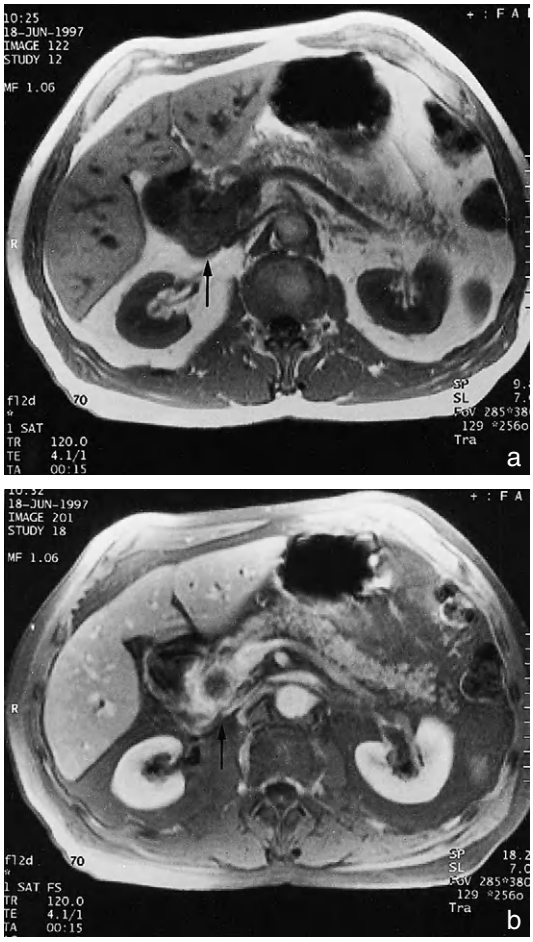



**Fig. 12-9.** Dilatation des voies biliaires (*voir* cholangiographie-IRM, fig. 9-36) sur obstacle : cancer de la tête du pancréas (*flèches*).
(a) Séquence Flash pondérée T1.
(b) Séquence Flash avec saturation de graisse et injection de gadolinium.
*Images : D. Krause.*

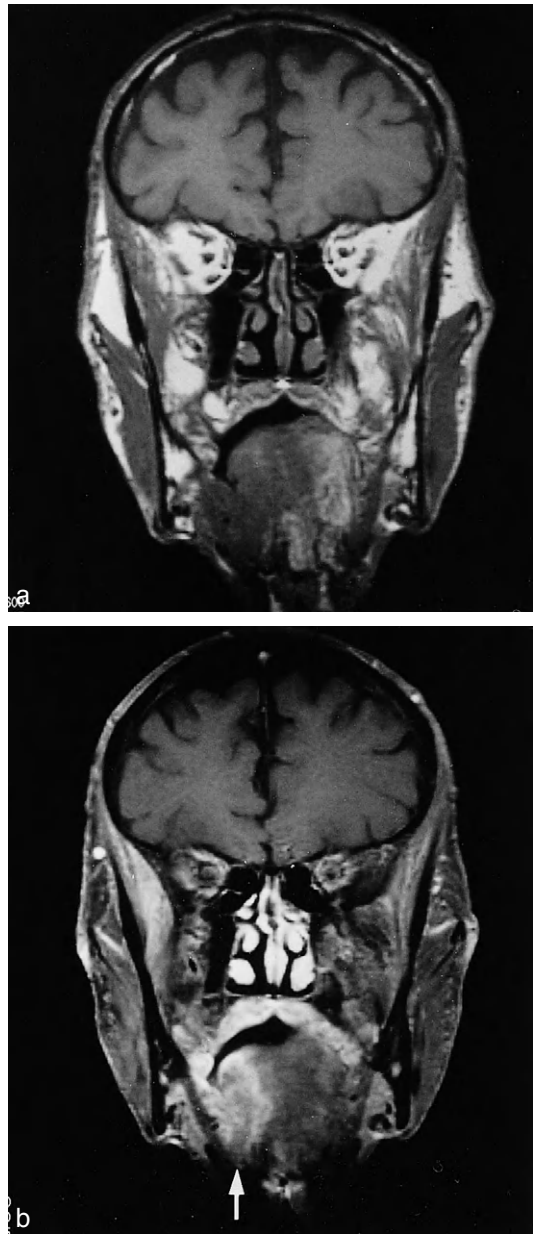



**Fig. 12-10.** Coupes frontales passant par la cavité buccale : carcinome épidermoïde pelvi-lingual étendu à la langue mobile.
La lésion iso-intense par rapport aux muscles pelvi-linguaux et hypointense par rapport aux muscles de la langue mobile n'est que partiellement délimitée en séquence pondérée T1 sans contraste (a). La séquence de suppression de graisse avec injection de gadolinium (b) permet de bien mettre en évidence la lésion globalement rehaussée, et donc bien délimitée, à la fois au niveau de la langue mobile (effacement du signal graisseux) et au niveau pelvi-lingual (rehaussement du signal lésionnel par rapport aux muscles pelvi-linguaux restant en hyposignal – *flèche*).
*Images : C. Clair.*

sans altérer les tissus ayant des T1 équivalents. D'autre part, cette technique ne modifie pas le contraste global de l'image (contrairement à la séquence STIR) et elle est applicable dans la majorité des séquences (ES, ESR, EG, EPI, etc.) en pondération T1, densité protonique ou T2.

Cependant, pour être opérationnelles, ces séquences nécessitent un champ magnétique statique $\vec{B}_0$ très homogène. De plus, lorsqu'on s'éloigne du centre de $\vec{B}_0$, la saturation sélective est moins efficace en raison de la perte d'homogénéité. Ainsi, cette méthode donne

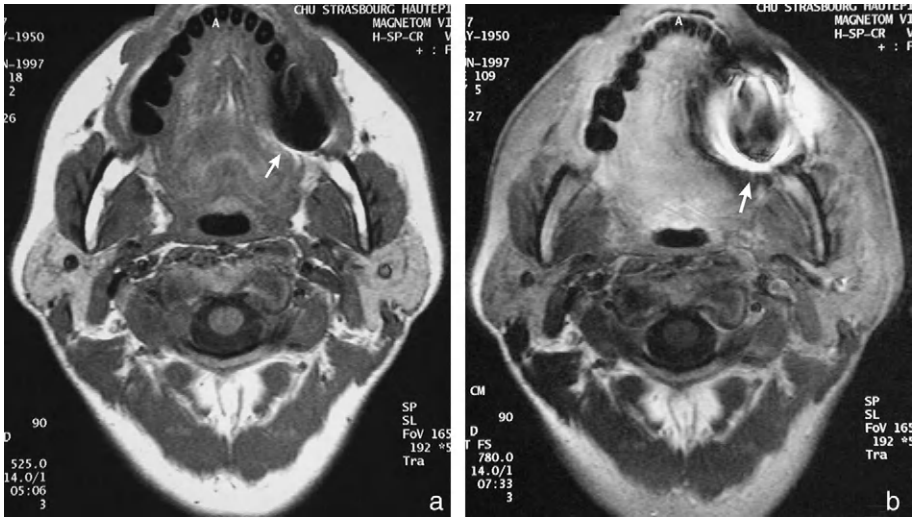



**Fig. 12-11.** Suppression de graisse incomplète en séquence de saturation sélective (b) en raison de la présence d'un amalgame dentaire responsable d'un artéfact métallique (*flèche*), déjà visible en séquence spin écho pondérée $T_1$ (a).
*Images : P. Dorer.*

les meilleurs résultats sur de faibles volumes permettant d'utiliser des petits FOV. Lorsque le volume à explorer augmente (abdomen, pelvis, par exemple), la séquence STIR donne parfois un résultat plus homogène.

Les artéfacts liés à une suppression de graisse incomplète sont courants, en particulier au niveau des interfaces air/graisse en raison des variations importantes de susceptibilité magnétique entre ces deux structures (*voir* aussi Chapitre 11). Ces artéfacts sont encore augmentés par la présence de métal : implants métalliques dentaires, matériel chirurgical ferromagnétique, etc. (fig. 12-11).

Pour y remédier, il est possible de procéder (avant la séquence) à un réglage fin de l'homogénéité du champ $\vec{B}_0$ (ajustement du «shim»). Cette procédure permet d'homogénéiser le champ magnétique de façon à obtenir une saturation sélective optimale. Ces réglages permettent parfois d'obtenir une saturation de la graisse tout à fait correcte, même en présence de métal et sur des champs de vue relativement grands (fig. 12-12).

D'autre part, l'ajout d'une impulsion RF supplémentaire dans la séquence risque d'augmenter les problèmes de SAR (*voir* Chapitre 13).

Une évolution de cette technique consiste à combiner les effets de la saturation sélective et de la séquence STIR. En effet, dans la séquence STIR, l'impulsion RF initiale de 180° (de la séquence d'inversion récupération) est appliquée avec une bande de fréquences large pour qu'elle agisse aussi bien sur les protons de la graisse que les protons de l'eau. Il est possible,

**Fig. 12-12.** Intérêt du réglage fin du shim en séquence de saturation sélective.
Certains réglages spécifiques du shim permettent d'obtenir une bonne saturation de graisse sur une zone précise de l'image (ici la jambe gauche par rapport à la jambe droite) malgré la présence de métal (séquelles postopératoires).
*Images : P. Dorer.*

au contraire, d'appliquer plutôt une impulsion RF sélective, centrée sur la fréquence de la graisse (comme dans la technique FatSat), puis poursuivre avec les paramètres de la séquence STIR. On bénéficie ainsi d'une suppression de graisse plus efficace. Plusieurs séquences reposant sur ce principe (avec quelques nuances) ont été développées :SPIR (Spectral Inversion Recovery – Philips), SPAIR (SPectral Attenuated Inversion Recovery – Philips, ou Spectral Adiabatic Inversion Recovery – Siemens) ou encore SPECIAL (SPECtral Inversion At Lipids – General Electric) entre autres.

## Technique de séparation de la graisse et de l'eau

Il existe plusieurs méthodes basées sur ce principe. Comme pour la saturation sélective, elles reposent sur le déplacement chimique entre la graisse et l'eau. Les techniques les plus connues dans cette catégorie sont les séquences Dixon et leurs dérivées.

Comme les fréquences de résonance des protons de la graisse et de l'eau sont décalées (environ 208 Hz à 1,5 T), ces deux tissus sont «périodiquement» déphasés l'un par rapport à l'autre. Cela se produit tous les 2,4 ms environ à 1,5 T (déphasage entre graisse et eau après un temps $t = 1/2(\omega e - \omega g)$ où $\omega e$ est la fréquence de résonance de l'eau et $\omega g$ celle de la graisse) (fig. 12-13).

On peut mettre à profit ce phénomène en réalisant une séquence d'écho de spin légèrement modifiée. Rappelons que dans ce type de séquence, le temps qui sépare l'impulsion de 90° à celle de 180° est identique au temps séparant l'impulsion de 180° de la «remontée» du signal; la réception du signal au temps TE correspond au centre du gradient de lecture. Dans la méthode de Dixon, on effectue en fait deux acquisitions en écho de spin : la première est de type habituel (comme décrite précédemment) et permet d'obtenir le signal 1 (S1) pour lequel les protons de l'eau et de la graisse sont en phase; dans la seconde acquisition, on modifie légèrement le moment de l'application de l'impulsion de 180° afin de décaler la «remontée» du signal et le centre du gradient de lecture d'environ 2,4 ms; on obtient un signal 2 (S2) pour lequel les

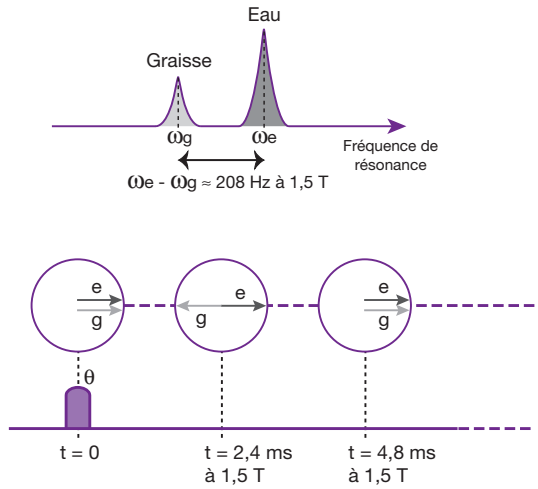



**Fig. 12-13.** Les fréquences de résonance des protons de la graisse et de l'eau étant décalées d'environ 208 Hz à 1,5 T ($\omega e - \omega g$ où $\omega e$ = fréquence de résonance de l'eau et $\omega g$ = fréquence de résonance de la graisse), ces deux tissus sont périodiquement déphasés l'un par rapport à l'autre. Cela se produit environ tous les 2,4 ms à 1,5 T. Ainsi, les protons de la graisse et de l'eau sont en opposition de phase après 2,4 ms, puis de nouveau en phase au bout de 4,8 ms, et ainsi de suite.

protons de l'eau et de la graisse sont déphasés (le TE restant le même); en additionnant S1 et S2, on obtient une image visualisant les protons de l'eau (suppression de la graisse) et, en soustrayant S1 et S2, on obtient une image mettant en évidence les protons de la graisse (suppression de l'eau) (fig. 12-14). Ce procédé nécessitant deux images est appelé séquence Dixon « 2 points », les deux images étant décalées en phase de 180° (0, 180°). Cependant, cette séquence est très sensible aux inhomogénéités de champ magnétique en raison d'erreurs de déphasages, rendant parfois la suppression de graisse imparfaite. Pour contourner ce problème, une troisième acquisition permet de compenser les inhomogénéités du champ et donc une meilleure robustesse de la technique (Dixon 3 points).

Les séquences de type Dixon donnent donc d'emblée deux images par coupe : une image «eau» et une image «graisse». Comme pour la saturation sélective, cette technique est intéressante pour mettre en évidence des lésions prenant le contraste à proximité de structures graisseuses après injection de gadolinium (fig. 12-15) ou pour affirmer la présence d'une composante graisseuse au sein d'une lésion comportant des structures tissulaires différentes.

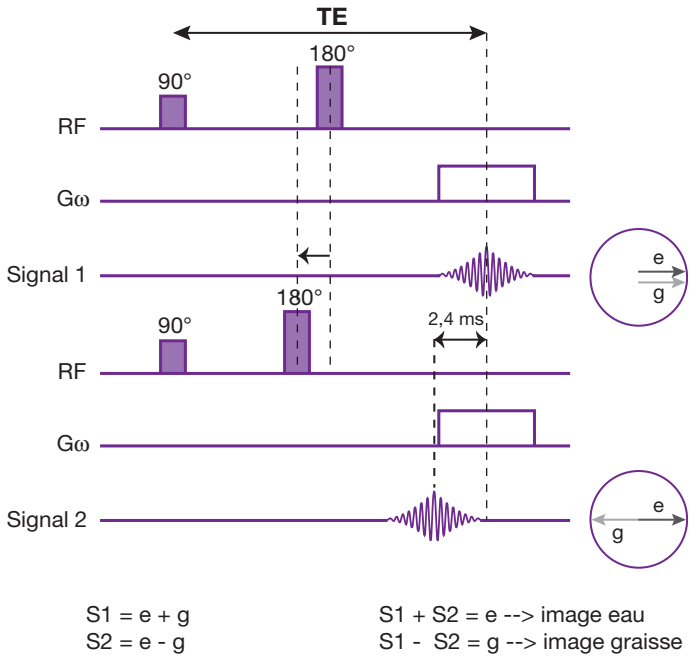



**Fig. 12-14.** Principe de la séquence Dixon.
On effectue deux acquisitions en ES : la première est de type habituel, le temps séparant l'impulsion de 90° à celle de 180° étant identique au temps séparant l'impulsion de 180° de la «remontée» du signal; la réception du signal au temps TE correspond au centre du gradient de lecture et permet d'obtenir le signal 1 ($S_1$) pour lequel les protons de l'eau et de la graisse sont en phase; dans la seconde acquisition, on modifie légèrement le moment de l'application de l'impulsion de 180° afin de décaler la « remontée» du signal et le centre du gradient de lecture d'environ 2,4 ms; on obtient un signal 2 ($S_2$) pour lequel les protons de l'eau et de la graisse sont déphasés (le TE restant le même); en additionnant $S_1$ et $S_2$, on obtient une image visualisant les protons de l'eau (suppression de la graisse), et en soustrayant $S_1$ et $S_2$, on obtient une image mettant en évidence les protons de la graisse (suppression de l'eau).

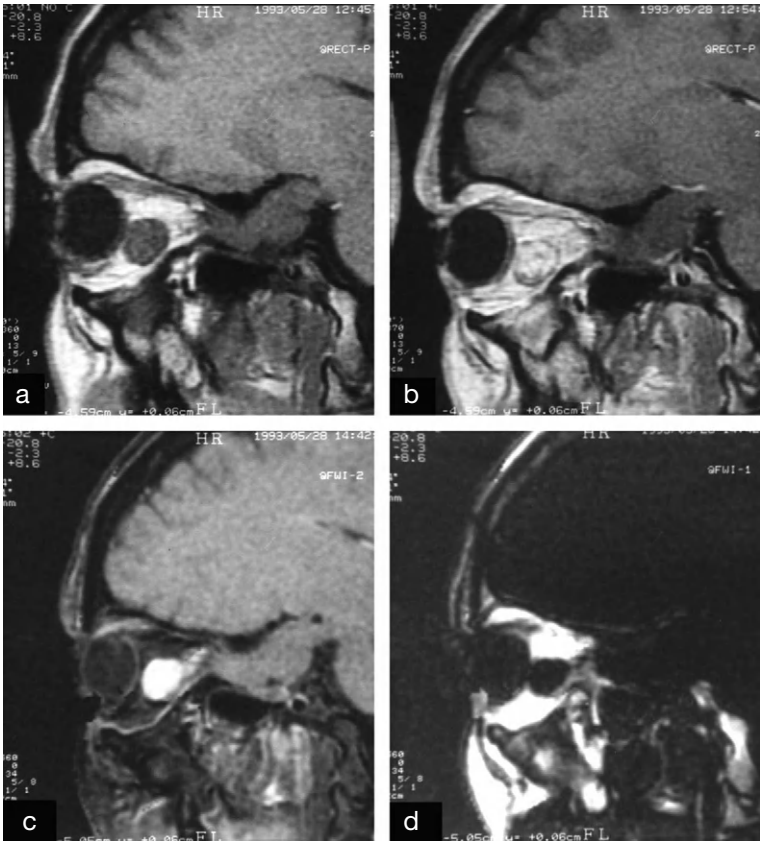



**Fig. 12-15.** Exemple d'application de la séquence Dixon.
Sur ces coupes sagittales obliques dans le plan du nerf optique, la lésion (hémangiome caverneux) est iso-intense au muscle en séquence SE pondérée $T_1$ avant injection de gadolinium (a), et hyperintense après injection de produit de contraste se confondant, alors, avec la graisse intra-orbitaire (b).
La séquence Dixon, appliquée sur la même coupe, permet d'obtenir deux images : une image comprenant uniquement les protons de l'eau (sans la graisse), permettant de bien mettre en évidence la lésion (c), et une autre réservée aux protons de la graisse (sans les protons de l'eau) (d).

Mais, en plus de la double acquisition, elle nécessite un post-traitement relativement long. Elle est également très sensible aux inhomogénéités de champ magnétique rendant parfois la suppression de graisse imparfaite.

Le principe du déphasage périodique, dans le temps, des protons de la graisse et des protons de l'eau, a trouvé une autre extension dans les séquences d'écho de gradient : en fonction du TE choisi, on peut obtenir des images dans lesquelles la graisse et l'eau sont en opposition de phase. Les interfaces entre ces deux tissus apparaissent ainsi en hyposignal en raison de l'artéfact de déplacement chimique. Cette méthode permet de différencier, éventuellement, une petite lésion d'une structure graisseuse (fig. 12-16).

Sur les imageurs actuels, la technique est automatisée, permettant l'acquisition, pour chaque coupe, d'une image où graisse et eau sont en phase et une autre où graisse et eau sont en opposition de phase (séquences *In phase Out of phase* (IP et OP), *Dual*, *Dual Echo*, etc.). Une évolution de la séquence Dixon 3 points a été développée. Elle comprend toujours l'acquisition de trois images décalées en phase afin de compenser les inhomogénéités de $\vec{B}_0$ réceptionnées à des temps d'échos optimisés (écho asymétriques). Un algorithme spécifique de décomposition des signaux de la graisse et de l'eau permet d'augmenter l'efficacité de la séparation des tissus (séquence IDEAL : iterative decomposition of water and fat with echo asymetric and least-squares estimation - General Electric). Quatre images par coupe sont générées : image de l'eau, de la graisse, comme dans la séquence Dixon standard, mais également une image en phase et une autre en opposition de phase, comme dans la séquence IP et OP évoquée plus haut. Récemment, la séquence Dixon 2 points a permis une évolution identique, permettant aussi une séparation graisse – eau plus efficace et l'obtention également des quatre images, eau, graisse, IP, OP (mDixon – Philips ou équivalent).

## Méthode d'excitation de l'eau

Pour supprimer la graisse, une autre approche consiste à sélectivement exciter les protons de l'eau.

Dans cette technique, on utilise, comme précédemment, le déphasage périodique existant entre les protons de l'eau et les protons de la graisse (consécutif à leur déplacement chimique).

Ainsi, on applique une série d'impulsions RF comportant des phases différentes. La méthode la plus simple repose sur deux

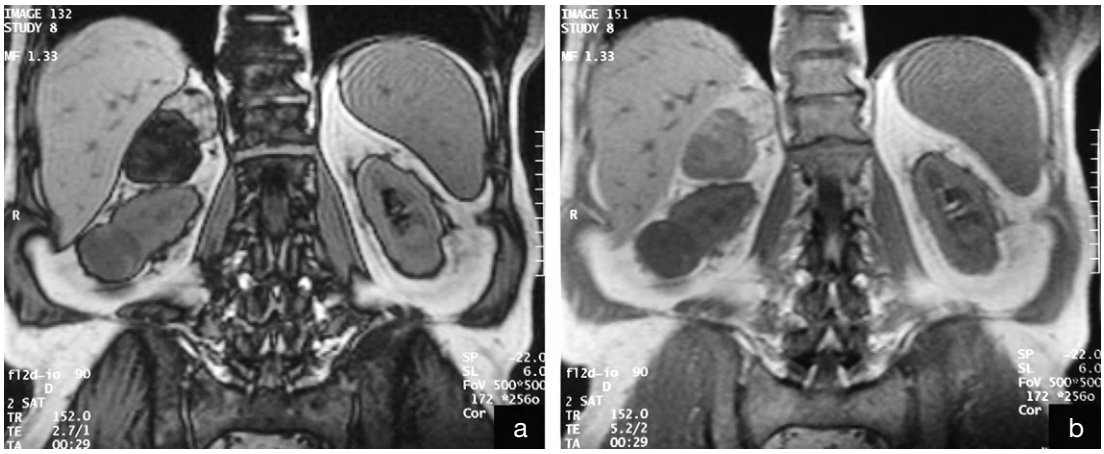



**Fig. 12-16.** Application du déphasage périodique des protons de l'eau et des protons de la graisse (séquences *In phase Out of phase*, *Dual*, *Dual Echo*, etc.).
Coupes coronales abdominales passant par les reins en séquence d'écho de gradient : (a) TE = 2,7 ms ; (b) TE = 5,2 ms. Avec le temps d'écho appliqué pour obtenir l'image (a), les protons de la graisse et de l'eau sont en opposition de phase : les interfaces entre ces deux tissus apparaissent alors en hyposignal en raison de l'artéfact de déplacement chimique. Cela permet de bien délimiter les lésions tumorales (rénale droite et surrénalienne droite) par rapport à l'image (b), sur laquelle la graisse et l'eau sont en phase.

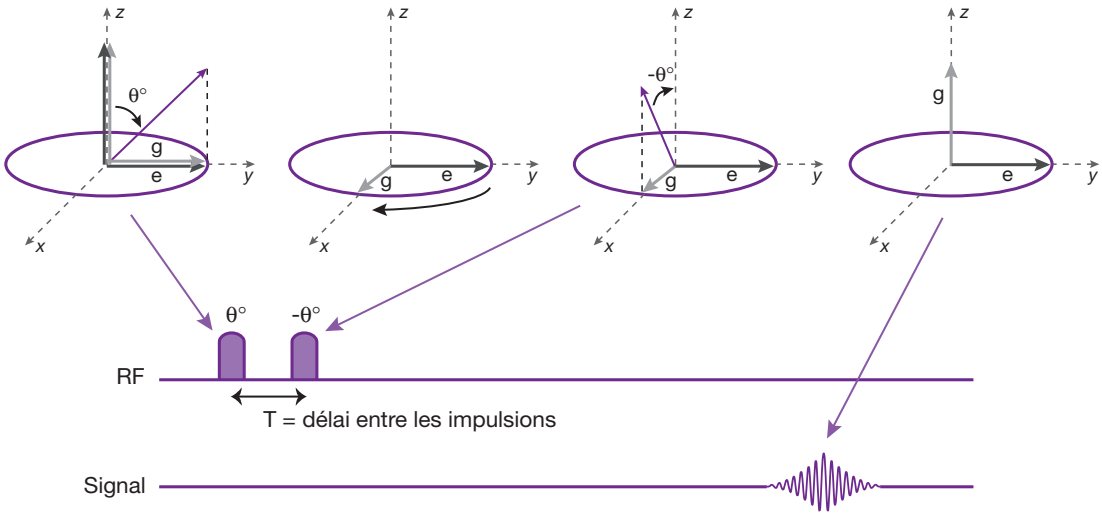



**Fig. 12-17.** Principe de la séquence d'excitation de l'eau.
On applique une série d'impulsions RF comportant des phases différentes. La méthode la plus simple repose sur deux impulsions, de même amplitude, séparée dans le temps par un délai T :
– la première impulsion, d'angle de bascule θ°, permet d'obtenir une aimantation transversale (en phase) des protons de l'eau et des protons de la graisse;
– puis les vecteurs représentant la graisse et l'eau se déphasent en raison du déplacement chimique;
– après un délai T, on applique une impulsion – θ°, de même amplitude que la première, mais décalée en phase (en fonction du déphasage entre graisse et eau) de manière à ne «toucher» que l'aimantation de la graisse : ainsi, son vecteur d'aimantation est «rebasculé» dans le plan longitudinal;
– les protons de l'eau ne seront pas affectés par cette seconde impulsion et seront seuls à l'origine du signal réceptionné.

impulsions, de même amplitude (on les note 1 : 1), et séparées dans le temps par un délai T[3] (fig. 12-17) :

- la première impulsion, d'angle de bascule θ°, permet d'obtenir une aimantation transversale (en phase) des protons de l'eau et des protons de la graisse;
- puis les vecteurs représentant la graisse et l'eau se déphasent en raison du déplacement chimique;
- après un délai T, on applique une impulsion – θ° de même amplitude que la première, mais décalée en phase (en fonction du déphasage entre graisse et eau) de manière à ne «toucher» que l'aimantation de la graisse : ainsi, son vecteur d'aimantation est «rebasculé» dans le plan longitudinal;
- les protons de l'eau ne seront pas affectés par cette seconde impulsion et seront seuls à l'origine du signal réceptionné.

Cette technique est connue sous le nom de *Water Excitation* (WE) ou encore *Principle of Selective Excitation Technique* (PROSET).

Elle est efficace pour supprimer la graisse et elle est moins sensible aux inhomogénéités du champ magnétique que la méthode de saturation sélective. Mais, surtout, elle permet de réduire le temps d'acquisition (toujours par rapport à la saturation sélective) grâce au raccourcissement du TR possible (pas d'impulsion supplémentaire de saturation incluse dans la séquence). Elle permet également de diminuer l'énergie de haute fréquence transmise au patient (réduction du SAR) par rapport à la saturation sélective ou par rapport à la séquence d'écho de spin rapide. Elle est aussi bien applicable dans des séquences 2D que 3D.

Elle peut être utilisée, par exemple, en imagerie ostéo-articulaire pour bien visualiser le cartilage (fig. 12-18).

3 Comme nous l'avions vu dans le paragraphe précédent, les protons de la graisse et de l'eau sont totalement déphasés après un temps $t = 1/2(\omega e - \omega g)$ où $\omega e$ = fréquence de résonance de l'eau et $\omega g$ = fréquence de résonance de la graisse). En fonction de ce temps t et du délai T entre les deux impulsions RF, on peut déterminer le déphasage $\Delta\varphi$ entre ces deux impulsions : $\Delta\varphi = \pi(1 - T/t)$.

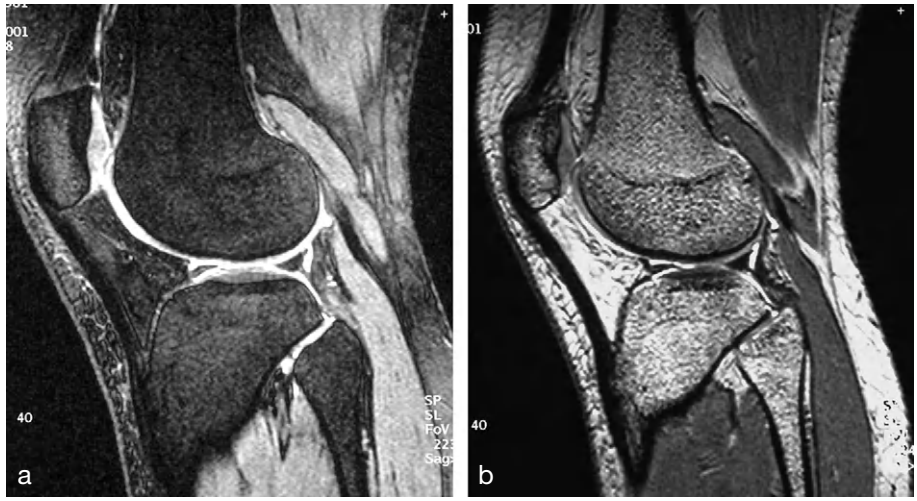



**Fig. 12-18.** Exemple d'application de la méthode d'excitation de l'eau.
Coupes sagittales du genou droit :
(a) séquence DESS 3D, épaisseur de coupe = 1,5 mm, excitation de l'eau (WE);
(b) séquence DESS 3D, même épaisseur de coupe, sans excitation de l'eau.
L'excitation de l'eau permet de mieux visualiser le cartilage articulaire (hyperintense), le signal de l'os spongieux (contenant de la graisse) étant fortement diminué (a) par rapport à une séquence équivalente sans excitation de l'eau (b).
*Images : P. Dorer.*

Mais, comme les autres techniques reposant sur la différence de fréquence de résonance entre graisse et eau, elle est plus difficile à appliquer lorsque l'intensité du champ magnétique diminue.

Une suppression de graisse plus efficace est obtenue en augmentant le nombre d'impulsions RF utilisées et en modifiant leurs amplitudes (1 : 2 : 1 ou 1 : 3 : 3 : 1), mais au détriment du temps d'acquisition (délai entre les impulsions augmenté).

## Suppression de liquide

Dans une séquence de type inversion récupération, en modifiant le temps d'inversion, il est possible (comme pour la graisse en STIR) de supprimer le signal d'autres tissus. On peut, par exemple, supprimer le signal des liquides (liquide céphalorachidien) en appliquant cette fois un TI beaucoup plus long (environ 2 200 à 2 500 ms à 1,5 T)[4] : c'est la séquence FLAIR (*FLuid Attenuated Inversion Recovery*) (fig. 12-19), également connue sous le nom de «*Dark Fluid*». Les temps d'acquisition avec une séquence FLAIR standard sont très longs (bien plus que pour une STIR). Les séquences FLAIR ne sont en pratique utilisables que couplées à une séquence d'écho de spin rapide (ESR). On peut alors utiliser des TR très longs (> 9 000 ms) et également des temps d'écho longs. Le contraste obtenu est de type T2, sauf pour l'eau dont le signal a été annulé. Elles sont utiles notamment pour détecter des plaques périventriculaires (comme en densité protonique) (fig. 12-20).

## Transfert d'aimantation

La notion de densité protonique recouvre le pool de protons «mobiles» qui sont directement à l'origine du signal de résonance magnétique. Dans certains tissus, il existe cependant une quantité non négligeable de protons de mobilité restreinte (fixés à des macromolécules, protéines, membranes). Les protons mobiles ont un T2 plus long et une bande spectrale étroite et les protons «fixes» un T2 plus court et une bande spectrale plus large. Le transfert d'aimantation incorpore, dans une séquence, une impulsion RF non sélective décalée en fréquence (1,5 kHz) par rapport à la fréquence de

4 À 1,5 Tesla, le T1 du liquide céphalorachidien est d'environ 3 600 ms, d'où TI = 0,69 × 3 600 = 2 500 ms.

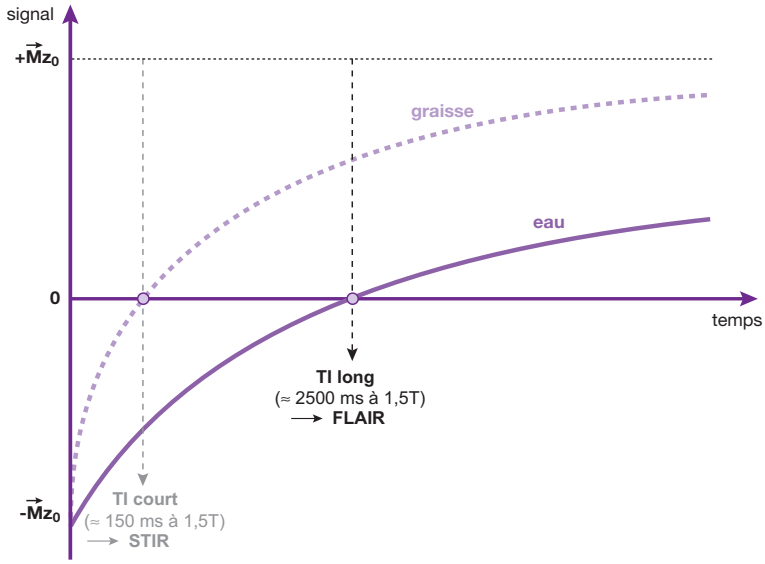



**Fig. 12-19.** Principe de la séquence FLAIR.
Comme la séquence STIR, elle est fondée sur une séquence d'inversion récupération : en choisissant un TI beaucoup plus long (environ 2 500 ms à 1,5 T), on annule le signal de l'eau.

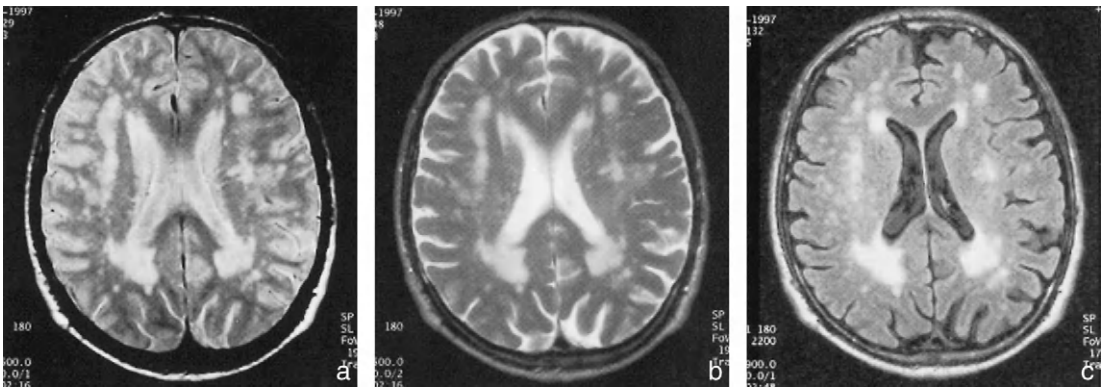



**Fig. 12-20.** Séquence FLAIR : exemple.
Coupes axiales cérébrales.
(a,b) Séquence ESR double écho/TR = 3 500 ms, TE = 20 ms (a) et 120 ms (b).
(c) Séquence IR rapide/TR = 9 900 ms, TE = 110 ms, TI = 2 200 ms (FLAIR).
Plages de démyélinisation périventriculaire mieux visibles en séquence FLAIR (c), en particulier par rapport à la séquence ESR écho 2 (b) en raison de la suppression du signal du liquide céphalorachidien.

Larmor (par rapport aux protons mobiles). Cette impulsion n'affecte pas directement les protons mobiles mais sature les protons fixes. Comme il existe un échange permanent d'aimantation avec le pool des protons mobiles (transfert de saturation), le signal des protons mobiles est réduit de façon significative (jusqu'à 50 %) (fig. 12-21). Le transfert d'aimantation est efficace sur les tissus comportant un pool important de protons «fixes», à savoir le cerveau, le foie et le muscle (contrairement au liquide céphalorachidien, au sang et à l'urine dont le signal est inchangé). En ARM, le transfert d'aimantation aura pour objectif de réduire le signal de la substance blanche et grise par rapport à celui des vaisseaux renforçant ainsi le contraste intravasculaire des petites structures vasculaires.

## Imagerie de susceptibilité magnétique

La susceptibilité magnétique caractérise la manière dont réagit une substance dans un champ magnétique. Plus précisément, elle

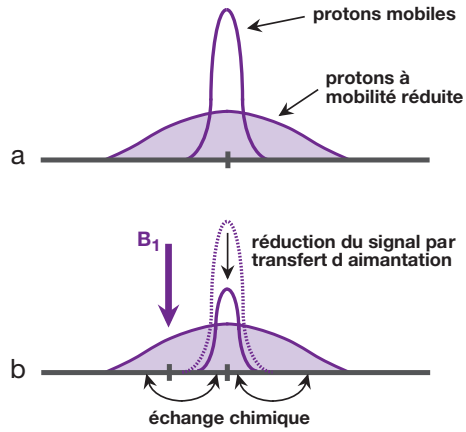



**Fig. 12-21.** Principe du transfert d'aimantation.
Les protons mobiles ont un T2 plus long et une bande spectrale étroite, et les protons «fixes» un T2 plus court et une bande spectrale plus large (a). Le transfert d'aimantation consiste à appliquer une impulsion RF non sélective décalée en fréquence (1,5 kHz) par rapport à la fréquence de Larmor (par rapport aux protons mobiles) qui va saturer les protons fixes. Du fait de l'échange permanent d'aimantation entre le pool des protons fixes et mobiles (transfert de saturation), le signal des protons mobiles est réduit de façon significative (b).

détermine, en physique, le rapport entre le champ induit dans une substance et le champ inducteur, c'est-à-dire l'aimant, et elle est représentée par la lettre grecque $\chi$ (khi) (qui n'a pas d'unité). Concrètement, il s'agit donc de la «faculté» d'une substance ou d'une structure à s'aimanter plus ou moins[5]. La plupart des tissus biologiques sont des milieux diamagnétiques, mais dont la susceptibilité magnétique peut varier d'une structure à l'autre. Certaines substances sont paramagnétiques (méthémoglobine, hémosidérine, etc.) et présentent donc une susceptibilité magnétique encore beaucoup plus élevée que les autres structures. Ce sont ces différences de susceptibilité qui sont exploitées dans certaines techniques comme l'IRM fonctionnelle (effet BOLD) ou l'imagerie de perfusion (*voir* Chapitre 15). Mais elles sont aussi à l'origine de l'artéfact de susceptibilité magnétique (*voir* Chapitre 11). Comme nous l'avons vu dans le Chapitre 11, les séquences d'écho de gradient sont beaucoup plus sensibles à ces phénomènes en raison de l'absence d'impulsion de rephasage de 180° (et encore plus lorsqu'on augmente le TE !).

Il faudrait pouvoir profiter de ce «contraste» naturel lié à ces différences d'aimantations des tissus.

C'est ce qui a conduit au développement de nouvelles techniques permettant de mettre en évidence ces différences de susceptibilité.

La première méthode, appelée SWI (Susceptibility-Weighted Imaging) utilise les images en phase générées lors de l'acquisition IRM. En effet, les données brutes donnent accès à deux types d'images :

- celles visualisées habituellement en IRM, appelées images en « magnitude » ou en « module » qui rendent compte de l'aimantation dans chaque voxel ;
- et les images en « phase » qui informent sur la phase du vecteur d'aimantation (en fait son angle par rapport au repère tournant) ; ces dernières ne sont pas reconstruites habituellement et l'opérateur ne visualise que les images en magnitude.

Or, la phase du vecteur d'aimantation varie en fonction des différences de susceptibilité magnétique entre les tissus[6] : une image en phase représente donc une sorte de « cartographie » de ces différences de susceptibilités magnétiques. Alors que sur l'image habituelle en magnitude, ces différences apparaissent sous forme de réduction du T2*. Il est important de noter que la phase induite par les substances diamagnétique est positive (0 à $+\pi$) alors

5 Il existe différents types de magnétisme et donc de susceptibilité magnétique : le *diamagnétisme* qui présente une susceptibilité magnétique négative, le *paramagnétisme* qui présente une susceptibilité magnétique positive (100 à 1 000 fois supérieure à celle d'un milieu diamagnétique), le *superparamagnétisme*, particularité de groupements d'atomes (nanoparticules) de susceptibilité magnétique beaucoup plus élevée, et enfin le *ferromagnétisme* caractérisant les milieux qui conservent une aimantation en dehors du champ magnétique. Les trois derniers ont déjà été évoqués dans le paragraphe du Chapitre 5 traitant des produits de contraste.

6 La différence de phase entre deux tissus en fonction du temps s'écrit : $\Delta\phi = - \gamma \Delta B$ TE, où $\gamma$ est le rapport, gyromagnétique, $\Delta B$ est la variation locale du champ induite par la susceptibilité et TE est le temps d'écho.

qu'elle est négative pour les substances paramagnétiques (0 à –π).

La séquence SWI est basée sur une séquence d'écho de gradient 3D (cette séquence étant particulièrement sensible aux variations de susceptibilité magnétique) avec compensation de flux dans les trois directions et un TE relativement long (plus court en 3T). L'image en phase est filtrée pour aboutir à un « masque de phase » dans lequel ne sont conservées que les valeurs négatives de phase. Ensuite, ce masque est combiné (par multiplication) avec l'image en magnitude afin d'accentuer les zones à phase négative (c'est à dire les structures paramagnétiques). Enfin, on applique un mini-MIP consistant en une projection des intensités minimales (soit l'inverse du MIP qui projette les intensités maximales) pour accentuer encore le contraste obtenu (fig. 12-22).

La deuxième méthode consiste à utiliser une séquence d'écho de gradient 3D multi-échos pondérée en T2* dans laquelle on procède à une sommation d'images obtenues à des TE distincts (possédant donc des contrastes T2* différents) grâce à un algorithme de reconstruction spécifique. Ce principe permet de favoriser la pondération à la susceptibilité magnétique (séquence SWAN – T2 Star Weighted ANgiography – General Electric). La reconstruction est aussi complétée par un mini-MIP.

Ces techniques sont intéressantes pour visualiser les structures veineuses cérébrales, grâce à la différence de susceptibilité entre le sang artériel qui est diamagnétique, comme les autres tissus, et le sang veineux qui est paramagnétique (comme pour l'effet BOLD). Elles présentent, par ailleurs, un intérêt dans de nombreux domaines, en complément ou en remplacement des séquences d'écho de gradient pondérées en T2*, comme, par exemple, les malformations vasculaires, les tumeurs cérébrales, les séquelles hémorragiques, la mise en évidence de calcifications (fig. 12-23) etc.

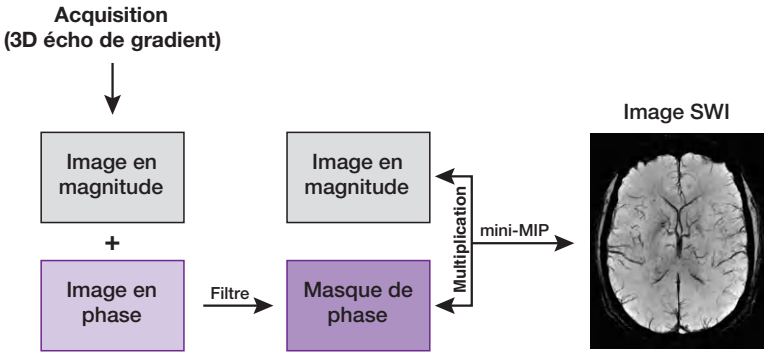



**Fig. 12-22.** Principe de la technique SWI.
L'acquisition en séquence d'écho de gradient 3D avec compensation de flux dans les trois directions donne une image en magnitude et une image en phase. Cette dernière est filtrée pour aboutir à un « masque de phase » dans lequel ne sont conservées que les valeurs négatives de phase. Ce masque est multiplié (environ 4 fois) avec l'image en magnitude. Enfin, on applique un mini-MIP pour obtenir l'image SWI finale.

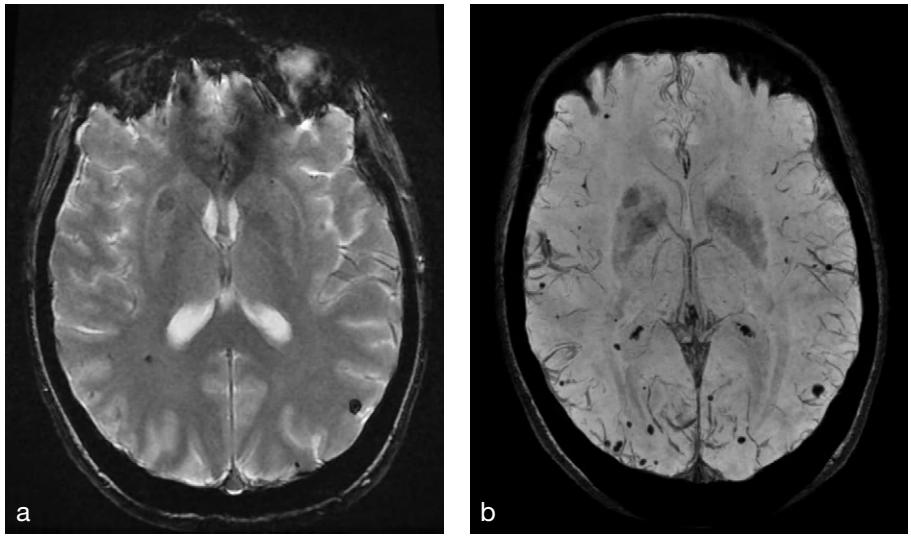



**Fig. 12-23.** Intérêt de la séquence de susceptibilité magnétique.
Coupes transverses du cerveau en écho de gradient pondéré T2* (TR = 820 ms, TE = 20 ms) (a) puis en séquence de susceptibilité magnétique (3D SWAN) et reconstruction mini-MIP. Les multiples zones de signal hypointense correspondant à des calcifications sont identifiées en plus grand nombre en imagerie de susceptibilité.
*Images J.-L. Dietemann.*

## À retenir

- Les principales techniques de suppression de graisse sont les suivantes :
  - la séquence STIR;
  - la technique de saturation sélective;
  - les techniques de séparation de la graisse et de l'eau;
  - la méthode d'excitation de l'eau.
- La première repose sur la différence de $T_1$ entre les tissus : on utilise une séquence d'IR à TI court permettant de supprimer le signal de la graisse au moment de sa repousse.
- Les trois autres sont fondées sur le déplacement chimique entre la graisse et l'eau (différence de 3,25 ppm). Cette différence de fréquence de résonance permet soit de saturer sélectivement le pic de la graisse par une impulsion dont la fréquence est appropriée à ce tissu (FatSat ou équivalent), soit d'utiliser le déphasage périodique entre graisse et eau induit par leurs fréquences de résonance spécifiques (séquences Dixon ou techniques d'excitation de l'eau).
- La séquence d'IR permet aussi de supprimer les liquides grâce à l'utilisation d'un TI long associé à une séquence d'IR rapide (FLAIR).
- Le transfert d'aimantation modifie le contraste des tissus en réduisant le signal des tissus comportant un important pool de protons fixes (cerveau, foie, muscle) par comparaison aux protons mobiles (liquide céphalorachidien, sang, urine) dont le signal apparaît donc comparativement plus élevé.
- L'imagerie de susceptibilité magnétique utilise les différences de susceptibilité magnétique des tissus pour créer un nouveau contraste mettant en évidence les substances paramagnétiques.

# Chapitre 13

# Instrumentation IRM et modalités pratiques des explorations

D. Vetter, B. Kastler

L'IRM est une technique complexe, qui nécessite de la part de l'opérateur une bonne connaissance de l'appareillage et surtout des paramètres d'exploration permettant d'optimiser la qualité de l'image (*voir* Chapitre 8). Elle suppose aussi le respect de quelques règles quant à l'accueil, l'installation et la surveillance du patient afin d'assurer sa sécurité et favoriser le rendement diagnostique pour un résultat optimal, sans oublier les règles de sécurité qui doivent s'appliquer au personnel.

Le déroulement d'une exploration IRM doit tenir compte de ces éléments matériels et humains et respecter une chronologie stricte pour éviter toute erreur préjudiciable au patient ou à la réussite de l'examen.

## Instrumentation IRM

### L'aimant principal

Il s'agit de l'élément de base de l'appareil. Il produit le champ $\vec{B}_0$ qui doit être intense et homogène.

L'intensité de $\vec{B}_0$ est un des éléments conditionnant la qualité d'image : le rapport signal sur bruit augmente en même temps que lui (*voir* Chapitres 2 et 8). Sur les appareils commerciaux actuels, elle varie de 0,2 à 3 Tesla (et jusqu'à 11 T sur des appareils de recherche).

L'homogénéité de champ est assurée par des bobines additionnelles de correction, appelées bobines de shim.

Les hauts champs, tout en permettant l'obtention d'un signal élevé, présentent cependant certains inconvénients : diminution du contraste en T1, majoration des artéfacts de mouvement, de déplacement chimique et de susceptibilité magnétique.

Néanmoins, ils sont plus performants dans les applications spectroscopiques.

Les aimants peuvent être classés en trois catégories selon leur type.

#### Les aimants résistifs

Ce sont des électro-aimants constitués par un enroulement de fil de cuivre. Forts consommateurs de courant électrique, ils nécessitent un système de refroidissement (dégagement de chaleur). Les champs obtenus sont de faible intensité ($\approx$ 0,3 T) et d'homogénéité moyenne. En revanche, leur coût d'installation est modéré et il est possible de les «éteindre».

#### Les aimants permanents

Ils sont constitués d'un bloc aimanté : ils ne consomment donc aucun courant électrique et ne nécessitent aucun refroidissement.

*Inconvénient :* un poids qui reste élevé (malgré l'arrivée d'alliages) pour un champ magnétique relativement faible.

*Avantage :* champ vertical : pas de champ de bordure; bon accès au patient : intérêt potentiel en IRM interventionnelle, en IRM pédiatrique, pour les patients claustrophobes et


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

pour les patients obèses (on parle souvent de «champ ouvert» ou «d'IRM ouverte»).

## Les aimants supraconducteurs

Ce sont les plus répandus. Ils utilisent le phénomène de supraconduction : il s'agit de la particularité que présentent certains alliages métalliques (niobium-titane par exemple) de présenter une résistance électrique nulle à des températures proches du zéro absolu (des températures de l'ordre de – 269 °C ou 4 °Kelvin).

Un tel aimant est constitué d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide à – 269 °C, permettant de maintenir la bobine à l'état supraconducteur.

*Avantage :* ces aimants permettent l'obtention de champs élevés, sans pratiquement consommer de courant électrique. La majorité des appareils installés actuellement ont un champ de 1,5 T ou 3 T (on note aussi le développement des aimants de champ plus élevé).

Ces aimants supraconducteurs sont munis d'un système permettant de réduire le taux d'évaporation de l'hélium liquide (cryogénérateur), ce qui permet d'en espacer le rechargement dans le temps.

La tendance actuelle est au raccourcissement des aimants conjugué à l'augmentation du diamètre du tunnel à 70 cm (au lieu de 60 cm), ce qui conduit aux mêmes avantages que ceux des aimants «ouverts» évoqués plus haut.

## Les bobines de gradient

Les gradients de champs magnétiques réalisent une variation graduelle de champ magnétique dans l'espace, permettant le codage spatial de l'image (*voir* Chapitre 6).

Il faut, au minimum, deux bobines pour produire un gradient de champ magnétique. Selon l'axe z (celui de $\vec{B}_0$), les bobines sont placées en configuration dite de «Maxwell», qui est la plus simple : deux bobines sont placées face à face, le courant électrique circulant en sens inverse dans une bobine par rapport à l'autre ce qui permet de produire un gradient linéaire de champ magnétique (fig. 13-1).

En ce qui concerne les axes x et y, on utilise une configuration dite de «Golay», composée,

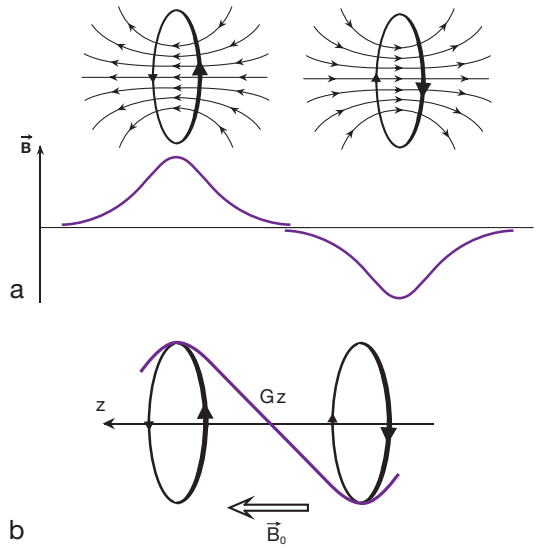



**Fig. 13-1.** Production d'un gradient de champ magnétique dans la direction de $\vec{B}_0$.
Quand on observe le champ magnétique créé par une bobine, on s'aperçoit qu'il décroît lorsqu'on s'éloigne de part et d'autre du plan de la bobine et que le sens des lignes de champ dépend du sens du courant électrique. Ainsi, deux champs magnétiques opposés sont produits dans des bobines dans lesquelles le courant circule en sens inverse l'un de l'autre (a).
En combinant ces deux champs magnétiques produits par deux bobines situées face à face (configuration dite en «Maxwell»), on obtient, d'une part, un champ magnétique nul à mi-distance entre les deux bobines et, d'autre part, un champ qui varie linéairement par rapport à ce centre suivant la direction de $\vec{B}_0$ auquel il s'ajoute et se retranche : c'est le gradient Gz (b).
*Schéma : P. Choquet.*

pour chaque gradient, de quatre bobines en forme de selle de cheval. Dans ce cas, ce sont les quatre arcs se faisant directement face qui contribuent à la production du gradient (fig. 13-2).

D'une manière générale, il faut souligner que, dans tous les cas, les gradients produisent des modifications de champs magnétiques qui s'ajoutent ou se retranchent de $\vec{B}_0$.

Ainsi, l'appareil comprend trois paires de bobines, une pour chaque orientation dans l'espace, l'ensemble constituant ce qu'on appelle un «canon de gradients» (fig 13-3).Ces bobines sont alimentées à une cadence plus ou moins rapide selon le type de séquence produisant, ainsi, le bruit caractéristique de fonctionnement de l'appareil. En effet, lorsqu'on injecte du courant électrique dans une bobine, les

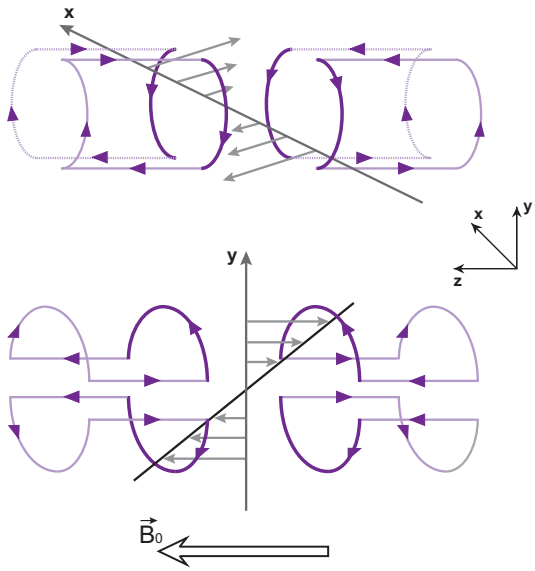



**Fig. 13-2.** Production des gradients dans les directions perpendiculaires à $\vec{B}_0$.
On utilise ici une configuration dite de «Golay», composée, pour chaque gradient, de quatre bobines en forme de selle de cheval. Dans ce cas, ce sont les quatre arcs se faisant directement face (en *gras* sur le schéma) qui contribuent à la production du gradient.
*Schéma : P. Choquet.*

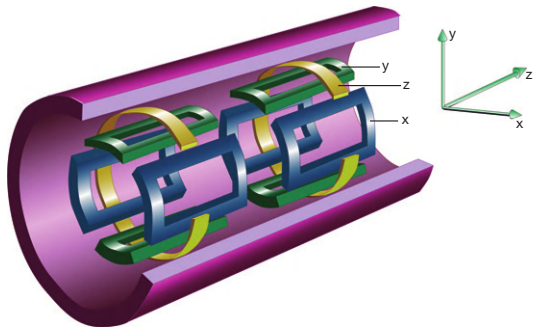



**Fig. 13-3.** Représentation des trois gradients de l'appareil dans les trois axes (x, y, z) : c'est ce qu'on appelle un «canon de gradient».

forces de Laplace générées se manifestent sous forme mécanique en faisant «vibrer» la bobine : cette vibration est à l'origine de la nuisance sonore de l'IRM. Ce bruit est proportionnel à l'intensité du courant injecté et au champ magnétique statique (*voir* plus loin «La sécurité en IRM»).

Les performances des gradients sont d'une grande importance dans la détermination de certains paramètres des séquences (épaisseur de coupe, champ de vue, matrice, temps d'acquisition, TE minimum). Les caractéristiques déterminant les performances d'un gradient sont, essentiellement, l'amplitude maximale (en milliTesla par mètre – mT/m), le temps de montée (en microsecondes – µs) et la vitesse de montée (en Tesla/mètre/seconde – T/m/s) (*voir* Annexe 12). Certaines séquences comme l'écho-planar, par exemple, sollicitent énormément les gradients.

## Les antennes

Elles permettent l'émission des impulsions RF et la réception du signal. Le signal RMN étant extrêmement faible, l'antenne de réception doit être d'excellente qualité, afin d'obtenir le rapport signal sur bruit le plus élevé.

On distingue globalement deux types d'antennes.

### Les antennes de volume

Elles sont soit émettrices et réceptrices, soit, parfois, uniquement réceptrices (dans ce cas, l'antenne corps est émettrice). Elles peuvent contenir une région de l'organisme (antenne tête, genou, etc.), voire tout le corps (antenne corps).

L'antenne corps est directement incorporée à l'aimant. Elle est toujours émettrice et réceptrice.

Les antennes de volume permettent d'obtenir un signal homogène sur tout le volume exploré. Le signal obtenu est d'autant plus élevé que le diamètre de l'antenne diminue (fig. 13-4).

### Les antennes de surface

Elles sont uniquement réceptrices (l'antenne corps étant émettrice). Elles sont appliquées le plus près possible des régions explorées.

Trois considérations découlent de leur utilisation :

- le signal recueilli par une antenne de surface est important, sa détection étant favorisée par la proximité des tissus qui l'émettent ;
- le volume exploré par l'antenne est limité, en particulier en profondeur. En effet, le signal

diminue lorsque la profondeur augmente. On estime en général que la pénétration d'une antenne de surface est égale au diamètre ou à la longueur de l'antenne ;

- le bruit est diminué, le volume qui le produit étant plus petit.

Ainsi, les antennes de surface favorisent un rapport signal sur bruit élevé, ce qui permet d'utiliser des champs d'exploration plus petits et de diminuer l'épaisseur de coupe, d'où une augmentation de la résolution spatiale (voxels plus petits).

Le gain en rapport signal sur bruit augmente lorsque le diamètre de l'antenne diminue (permettant une meilleure résolution spatiale) mais au détriment du volume exploré (*voir* fig. 13-4).

Les antennes de surface peuvent présenter des formes variées pour s'adapter aux différentes régions de l'organisme : boucles plates circulaires, rectangulaires, incurvées, antennes souples, antennes endocavitaires, etc.

Pratiquement toutes les antennes sont, aujourd'hui, à polarisation circulaire (on dit aussi antennes en quadrature). En effet, elles sont constituées d'un bobinage capable de détecter deux composantes orthogonales (en quadrature) d'un signal de radiofréquence, ce qui apporte un gain en rapport signal sur bruit de 40 % à la réception (fig. 13-5).

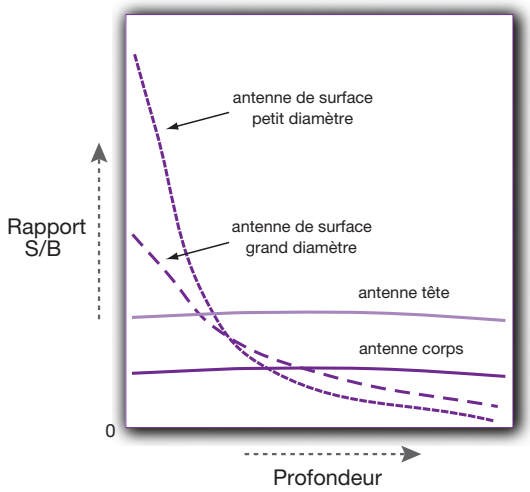



**Fig. 13-4.** Représentation du rapport signal sur bruit en fonction de la profondeur explorée et selon le type d'antenne utilisé.
Pour les antennes de surface, le rapport signal sur bruit est élevé en superficie, mais décroît très rapidement en profondeur. Ce rapport signal sur bruit est d'autant plus important que le diamètre de l'antenne diminue.
Les antennes de volume génèrent un rapport signal sur bruit plus faible, mais le signal est homogène en profondeur. Il est plus élevé lorsque le diamètre de l'antenne diminue (par exemple antenne tête/antenne corps).

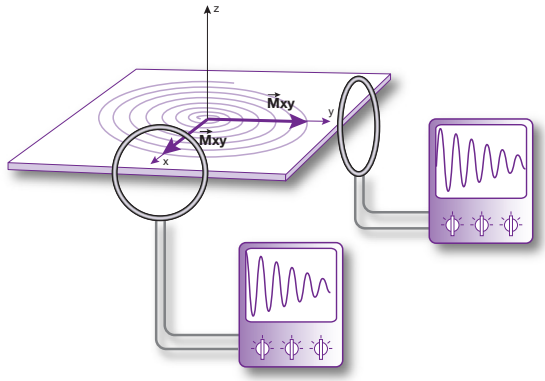



**Fig. 13-5.** Principe des antennes en quadrature (ou à polarisation circulaire).
Ce type d'antenne comprend deux bobines, permettant de réceptionner deux composantes du signal décalées de $\pi/2$ (en quadrature), ce qui conduit à un gain en rapport signal sur bruit de $\sqrt{2}$, soit environ 40 %.

Aujourd'hui, la plupart des antennes de surface comprennent plusieurs éléments : ce sont les antennes en «réseau phasé» ou «*phased array coils*». Il s'agit de combiner le bon rapport signal sur bruit produit par une antenne de petit diamètre (qui ne permet d'imager qu'un faible volume) avec l'exploration d'un grand champ de vue. Pour ce faire, il faut placer, dans un même support, plusieurs antennes de petit diamètre : chaque antenne possède sa propre chaîne de réception du signal et peut recevoir le signal de la «zone» qu'elle couvre ; on obtient ainsi une image (et également un plan de Fourier) par antenne (petit champ de vue), toutes ces images étant ensuite combinées en une seule image en «réseau» (grand champ de vue) (fig. 13-6).

Cette technique est actuellement utilisée pour la majorité des antennes disponibles. D'une manière générale, le nombre d'éléments de réception, par antenne, est en constante augmentation. En outre, on associe couramment plusieurs antennes en réseau phasé afin de «couvrir» un grand volume d'exploration. De plus, l'utilisation de ces antennes constitue un prérequis pour les techniques d'acquisitions parallèles (*voir* Chapitre 9). Une «panoplie» représentative des antennes couramment utilisées est illustrée dans la figure 13-7.

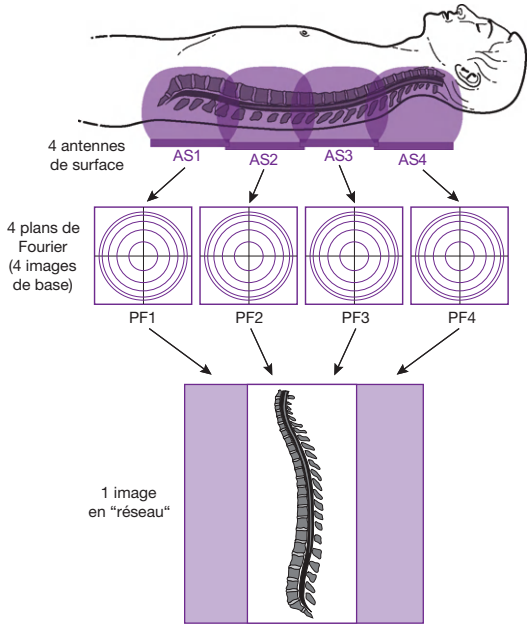



**Fig. 13-6.** Principe des antennes en réseau phasé.
Dans notre exemple, l'antenne en réseau phasé destinée à l'exploration du rachis comporte quatre éléments : chaque élément (antenne de surface de petit diamètre) possède sa propre chaîne de réception du signal et permet, par conséquent, l'acquisition d'une image; ici quatre images sont acquises (par l'intermédiaire de quatre plans de Fourier) (petit champ de vue), puis combinées en une seule image en «réseau» (grand champ de vue).

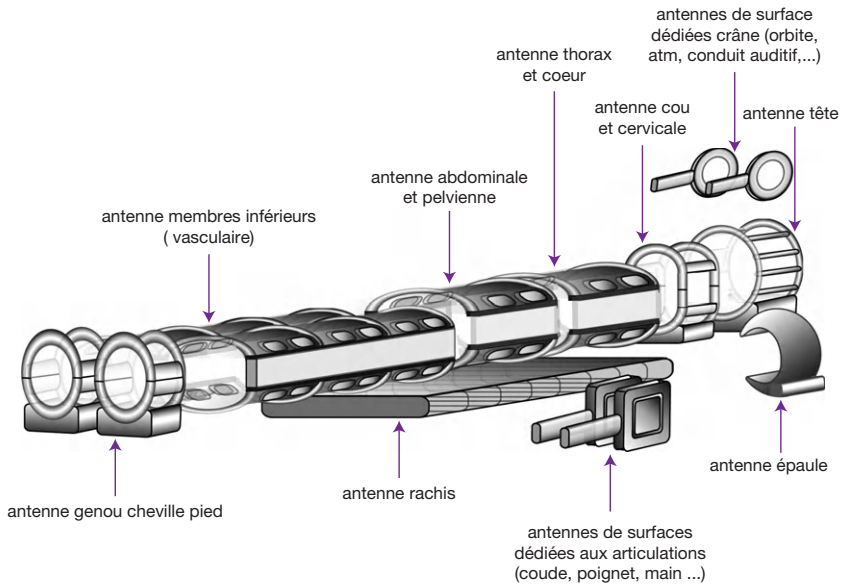



**Fig. 13-7.** Représentation d'un ensemble d'antennes couramment utilisées en IRM.
L'antenne tête est soit une antenne de volume (réceptrice ou émettrice-réceptrice), soit une antenne en réseau phasé à plusieurs éléments (actuellement 8 ou 32 éléments). Les antennes dédiées au thorax, à l'abdomen, au pelvis, au rachis et aux membres inférieurs sont en réseau phasé. L'antenne genou est une antenne de volume ou une antenne à plusieurs éléments. L'antenne épaule est, en général, également en réseau phasé. Une autre antenne couramment utilisée, non représentée ici, est l'antenne sein.
D'une manière générale, le nombre d'éléments de réception, par antenne, est en constante augmentation. Plusieurs antennes en réseau phasé peuvent être couplées en fonction du nombre de canaux de réception disponibles sur l'appareil.
*Schéma : J.-P. Dillenseger.*

Cependant, la multiplication des éléments d'antenne impose des contraintes matérielles importantes, en particulier en ce qui concerne le nombre de canaux de réception disponibles sur l'appareil. En effet, au niveau de la chaîne de réception, le signal provenant de chaque élément d'antenne est dirigé, après amplification, vers un convertisseur analogique-numérique (CAN) (ou

ADC – *analog-digital converter*) : c'est ce qu'on appelle un canal de réception. Une technologie récente intègre ces CAN directement au niveau des antennes, supprimant ainsi la contrainte liée au nombre de canaux de réception.

## Les autres organes de l'appareil

L'installation comprend encore :
- un lit d'examen motorisé ;
- un ordinateur et des processeurs rapides, permettant l'acquisition des données selon les paramètres établis par l'opérateur, la reconstruction des images et la gestion des organes périphériques ;
- une ou plusieurs consoles (contrôle, visualisation), constituant le lien entre l'opérateur et la machine ; leurs fonctions : mise en place des paramètres, contrôle, visualisation des coupes, mesures, etc. ;
- des armoires d'alimentation du système.

Les principaux éléments constitutifs d'un imageur d'IRM sont représentés sur la figure 13-8.

## Contraintes sur l'environnement et sur l'opérateur

La présence d'un champ magnétique intense impose certaines règles (*voir* plus loin « La sécurité en IRM ») :
- tous les accessoires que l'on trouve habituellement à proximité d'une table d'exploration doivent être composés de matériaux non ferromagnétiques : potence, escabeau, brancard (aluminium, inox amagnétique, PVC), meubles de rangement (pas de charnières ferromagnétiques), paniers de perfusion (plastique), etc. En effet, toute masse ferromagnétique importante à proximité de l'aimant peut perturber l'homogénéité du champ $\vec{B}_0$ et ainsi induire des artéfacts. De plus, des objets ferromagnétiques peuvent suffisamment être attirés pour constituer des projectiles (effet « missile ») ou, inversement, le champ magnétique peut détériorer certains objets (montres, cartes de crédit, etc.), ce qui impose une deuxième règle :
- l'opérateur doit systématiquement retirer de sa tenue (et du patient !) tous les objets ferromagnétiques (pinces, ciseaux, clés, pièces de monnaie, trombones, etc.) et enlever montres et cartes de crédit.

En ce qui concerne l'« espace radiofréquences », la protection contre les ondes radio parasites extérieures est assurée par une cage de Faraday, constituée d'un assemblage de plaques de cuivre ou de plaques d'inox amagnétique (la continuité de cette protection est assurée partout, même au niveau de la porte et de la baie vitrée de contrôle).

# Accueil du patient

Comme d'autres explorations d'imagerie, l'examen d'IRM est souvent « impressionnant » pour le patient, d'autant plus que ce dernier sera positionné dans un tunnel d'une longueur

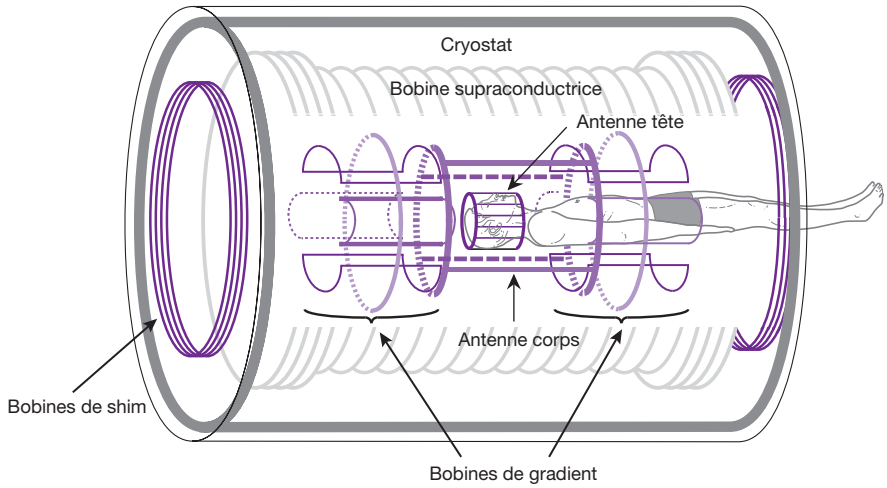



**Fig. 13-8.** Représentation schématique d'un imageur par résonance magnétique à bobine supraconductrice.
*Schéma : P. Choquet.*

non négligeable (même si les tunnels actuels sont de plus en plus courts). Pour que l'exploration se déroule dans de bonnes conditions, quelques précautions s'imposent.

*Tout d'abord informer, rassurer :* des explications (même très brèves) concernant le déroulement de l'examen et le fonctionnement de l'appareil faciliteront la coopération ultérieure du patient durant les séquences et donc son immobilité. Cet aspect psychologique de la prise en charge du patient n'est jamais à négliger, surtout chez ceux qui sont anxieux ou chez les patients se disant claustrophobes (peu de patients sont véritablement claustro-phobes).

Une affiche installée en salle d'attente (ou éventuellement une vidéo fonctionnant en boucle) permet de lui fournir les explications concernant le déroulement de l'examen d'IRM.

Les personnes qui le désirent peuvent se faire accompagner durant l'examen (en particulier les enfants), à condition de respecter pour elles les mêmes précautions d'usage.

*Faire retirer au patient tous les objets préjudiciables à la qualité de l'exploration ou pouvant être attirés par l'aimant* (effet missile des objets ferromagnétiques : clés, pièces de monnaie, pinces à cheveux, fermetures Éclair, agrafes de soutien-gorge. Faire retirer les objets risquant d'être endommagés (montres, cartes de crédit, etc.).

Le déshabillage complet du patient n'est pas une nécessité absolue si tous les objets précités ont été retirés (même si, dans la pratique, il est plus prudent de le faire déshabiller et de lui faire revêtir une chemise d'hôpital à lacets).

*Les personnes hospitalisées* nécessitent quelques précautions supplémentaires : éliminer les chemises d'hôpital avec des boutons-pression, les électrodes ECG non spécifiques à l'IRM, les seringues électriques, etc.

Enfin, il faut veiller au *respect des contre-indications*, élément essentiel pour la sécurité des patients. Elles sont liées essentiellement à la présence du champ magnétique statique $\vec{B}_0$, aux effets de l'onde RF et aux effets des gradients (*voir* plus loin «La sécurité en IRM»).

## Contre-indications absolues

- Certains dispositifs médicaux implantables actifs :
  - stimulateurs cardiaques (pacemaker);
  - défibrillateurs cardiaques implantables. Des patients porteurs de certains de ces dispositifs de fabrication récente ont pu bénéficier d'une exploration IRM au prix du suivi d'une procédure extrêmement précise mais relativement contraignante pour le personnel et le patient;
  - neurostimulateurs (il existe de très grandes restrictions d'utilisation pour certains modèles). Là aussi, certains modèles peuvent être classés dans les contre-indications relatives, l'IRM étant possible en respectant une procédure très stricte. Exemple : le stimulateur du nerf vague nécessite l'utilisation d'une antenne tête émettrice-réceptrice et de ne pas dépasser un SAR de 1,3 W/kg (*voir* plus loin le paragraphe. La sécurité en IRM);
  - implants cochléaires.
- Certains systèmes d'injection automatisée implantés : pompes à insuline.
- Les clips vasculaires ferromagnétiques intracérébraux (ils peuvent se déplacer lorsqu'ils sont situés dans une structure molle comme le cerveau).
- Les corps étrangers métalliques, en particulier intra-oculaires, ou situés à proximités de zones «à risques» : système nerveux, système vasculaire. Certaines professions sont à ce titre fortement exposées (fraiseurs de métaux, etc.). En cas de doute, une radiographie peut s'avérer utile.

## Contre-indications relatives

- *Les implants métalliques plus ou moins ferromagnétiques* : tout dépend de la nature de l'implant et du site d'implantation. En cas de doute sur l'innocuité d'un implant ou d'un dispositif médical implanté en rapport avec une exploration IRM à réaliser, il faut :
  - obtenir la référence exacte du matériel implanté;
  - se référer aux instructions du fabriquant du matériel concernant son utilisation dans l'environnement d'un imageur IRM.

La décision est donc à prendre au cas par cas. Une source de référence est le site internet du Dr Schellock (www.mrisafety.com) qui fournit des informations de sécurité ainsi qu'une liste d'implants testés dans des champs magnétiques de différentes intensités. Même si le matériel

est compatible, il faut être attentif à tout effet indésirable qui serait ressenti par le patient durant l'exploration IRM.

Dans le cas des implants, quelle attitude doit-on adopter en cas d'exploration IRM postopératoire ? Après mise en place d'implants «passifs», non ferromagnétiques, l'IRM peut être effectuée immédiatement; pour des implants légèrement ferromagnétiques, il convient d'attendre 6 à 8 semaines avant d'effectuer un examen IRM.

Concernant les coils, stents et filtres : aucune règle générale ne peut être fixée. Il faut vérifier pour chaque référence au cas par cas. Certaines références nécessitent le respect de conditions techniques particulières (en particulier au niveau des gradients). Comme précisé précédemment, les références légèrement ferromagnétiques nécessitent d'attendre 6 à 8 semaines avant d'effectuer un examen IRM.

Précisons que les valves cardiaques et les anneaux d'annuloplastie ne sont pas contre-indiqués, y compris à 3T. Il en est de même pour les systèmes de contraception intra-utérins.

Pour tous les autres types d'implants ou dispositifs implantés, on peut se référer au site www.mrisafety.com.

- *Les corps étrangers métalliques autres que ceux classés dans les contre-indications absolues.* Là aussi, il faut tenir compte de la nature et de la topographie de l'objet (balles, éclats métalliques, etc.). Il y a risque de déplacement et d'échauffement. Comme évoqué plus haut, une radiographie peut s'avérer utile.
- *La grossesse :* en général, les 3 premiers mois sont contre-indiqués en application du principe de précaution. Cependant, si l'apport diagnostique est évident, en remplacement d'une exploration irradiante et si aucune autre technique non irradiante n'est adaptée, l'IRM (jusqu'à 3T) peut être réalisée chez la femme enceinte, sachant que, pour l'instant, aucun effet nocif des explorations IRM durant la grossesse n'a pu être mis en évidence. De même, l'injection de gadolinium peut être pratiquée chez la femme enceinte si elle paraît indispensable pour le diagnostic, après étude du rapport bénéfice/risque pour la patiente et avec son consentement.
- *Injection d'agents de contraste à base de gadolinium.* Ils nécessitent, en théorie, les mêmes précautions que les produits iodés. Certains produits sont contre-indiqués chez les insuffisants rénaux sévères (clairance de la créatinine < 30 ml/min) en raison du risque de fibrose néphrogénique systémique (FNS).
- Autres :
  - claustrophobie (rare);
  - dispositifs transdermiques (patchs) : risques de brûlures avec certains patchs contenant un feuillet métallique;
  - certains tatouages ou maquillages permanents : également risques de brûlures lorsqu'ils sont situés dans la zone à étudier;
  - les piercings : risques de brûlure éventuels qui doivent conduire à les faire retirer ou à éviter qu'ils soient en contact avec la peau ;
  - certaines valves de dérivation ventriculaire (valves à débit variable) doivent être vérifiées (neurochirurgie) après une exploration IRM qui est possible jusqu'à 3 T.
  - faire retirer les appareils auditifs externes. Cependant, certains systèmes comportent à la fois un appareil externe et un dispositif implanté, ce qui contre-indique alors la procédure, comme pour les implants cochléaires.

Les règles de base à respecter lors de l'accueil du patient consistent à :

- être en possession d'une demande d'examen spécifique à l'IRM;
- procéder à un interrogatoire soigneux;
- expliquer, rassurer;
- faire retirer les objets métalliques ou ceux pouvant être endommagés.

Il ne faut jamais perdre de vue que l'opérateur constitue le dernier filtre avant l'entrée du patient dans la machine.

## Installation et centrage

L'installation du patient se fait selon des protocoles préétablis : ces derniers permettent un gain de temps appréciable, ainsi qu'une reproductibilité des explorations. Ils sont propres à chaque type d'appareil ou à chaque utilisateur. Néanmoins, quelques règles générales peuvent être dégagées.

## Positionnement et choix de l'antenne

Ils se font selon la région ou l'organe explorés. Le décubitus dorsal est la position la plus fréquente. Pour les explorations abdominales ou pelviennes, le décubitus ventral peut être tenté chez les patients se disant claustrophobes.

Pour l'étude des membres inférieurs, le patient peut être placé les pieds vers le tunnel.

Le choix de l'antenne répond à des protocoles précis, en tenant compte de la morphologie du patient et de la région à visualiser.

D'une manière générale, on choisira l'antenne en fonction du volume étudié en essayant d'obtenir un bon facteur (ou coefficient) de remplissage : il s'agit du rapport entre le volume total de l'antenne et le volume placé dans l'antenne. En effet, le signal utile ne provient que de la région explorée mais le bruit provient de l'ensemble du volume placé dans l'antenne. Ainsi, le facteur de remplissage doit être le plus proche possible de 1.

**Exemple**

Un genou exploré dans l'antenne corps conduira à un mauvais facteur de remplissage (d'où une baisse du rapport signal sur bruit) ; il faut évidemment utiliser pour cette exploration une antenne spécifique (soit antenne de volume «genou», soit antenne de surface souple ou à défaut antenne «tête») pour améliorer le facteur de remplissage.

Enfin, une antenne de surface ne couvrira qu'une région superficielle, comme nous l'avons vu, mais en donnant un signal important, offrant ainsi la possibilité d'augmenter la résolution spatiale ; une antenne de volume fournira un signal plus homogène et sera mieux adaptée à une exploration en profondeur (*voir* fig. 13-4).

## Confort et contention

Le respect de ces deux éléments permet d'assurer l'immobilité du patient et par conséquent la réduction des artéfacts de mouvement.

Le confort peut être assuré à l'aide de coussins adaptés (sous les genoux) ou de cales en mousse. Les antennes peuvent être placées dans des coussins adaptés.

On peut proposer des protecteurs contre le bruit (c'est parfois indispensable), voire des écouteurs pour diffuser de la musique. La contention est assurée à l'aide de sangles, de bandes Velcro, etc. Dans certains cas, la contention permet de maintenir une position indispensable à l'exploration (membres inférieurs en rotation interne pour l'exploration des hanches par exemple).

## Centrage

Il est réalisé selon trois plans de l'espace (faisceaux laser).

Une règle générale est à respecter : le centre d'intérêt de la région à explorer doit être disposé au milieu de l'antenne et cette dernière doit être placée au centre de l'aimant (homogénéité maximale du champ magnétique).

Dans certains cas, le patient sera décalé par rapport à l'axe du tunnel afin d'amener la région à explorer en son centre (épaule par exemple).

## Surveillance et précautions

Le maintien d'un contact avec le patient durant l'exploration permet de le rassurer et ainsi de favoriser son immobilité. Diverses possibilités sont proposées à l'opérateur : interphone (entre les séquences), caméra vidéo, poire d'appel pour le patient, etc.

Deux éléments sont à surveiller particulièrement :

- le débit d'absorption spécifique (DAS), plus connu sous la dénomination de SAR (*Specific Absorption Rate*), c'est-à-dire l'énergie de haute fréquence absorbée par unité de temps et par kilogramme de poids corporel ;
- les stimulations nerveuses périphériques qui peuvent être produites par la commutation extrêmement rapide des gradients en séquence EPI.

D'autre part, une protection acoustique est parfois nécessaire (casque, bouchons d'oreille),

en particulier pour les patients opérés récemment de l'oreille et encore plus sur les IRM 3T.

Ces points sont développés dans le paragraphe «La sécurité en IRM» en fin de chapitre.

## Particularités des examens pédiatriques

La stratégie varie selon l'âge de l'enfant. Une sédation ou une anesthésie générale peuvent s'avérer nécessaires :

- de 0 à 3 mois environ, le biberon de lait avant l'examen suffit souvent à favoriser son endormissement spontané;
- au-delà de 3 mois, différents sédatifs peuvent être utilisés avec plus ou moins de succès : hydrate de chloral (solution rectale ou per os), Atarax®, etc. La «privation de sommeil» constitue un adjuvant précieux, parfois même une alternative aux sédatifs. Une anesthésie générale peut aussi être nécessaire (en général entre 3 et 5 ans). Pour toute sédation, une surveillance particulière est à adopter : oxymètre de pouls, ECG;
- à partir de 5 ans, la collaboration de l'enfant permet souvent de s'affranchir de toute sédation. Un accompagnateur ou un parent peut rester près de l'enfant et maintenir éventuellement un «contact physique» avec lui (main posée sur ses jambes !) : en général, l'exploration est alors bien supportée;
- pour les grands enfants, les moyens de contention sont les mêmes que pour les adultes. Les petits peuvent être fixés sur une «barquette», une sorte de gouttière en plastique (ou en plexiglas, par exemple) à l'aide de bandes Velpeau (fig. 13-9).

Il existe des antennes spécifiques à la pédiatrie. L'antenne tête adulte est très souvent utilisée comme antenne corps pour les petits. Tout le matériel de surveillance ou d'anesthésie doit être testé au préalable pour vérifier sa compatibilité avec le champ magnétique.

## Préparations particulières

Certaines explorations thoraco-abdominales ou médullaires nécessitent parfois une synchronisation cardiaque ou respiratoire appelée

**Fig. 13-9.** Contention des petits enfants après sédation. Elle peut s'effectuer à l'aide de ce qu'on appelle une «barquette», c'est-à-dire une sorte de gouttière en plastique (ou en plexiglas, par exemple) sur laquelle on couche l'enfant. Il est ensuite immobilisé à l'aide de bandes Velpeau. Le meuble représenté a été spécialement conçu pour faciliter l'«enroulement» de ces bandes autour de la barquette en passant en dessous de cette dernière.

«*gating*» : gating cardiaque (*voir* Chapitre 14), gating périphérique, gating respiratoire.

Il faut éventuellement disposer des électrodes sur le thorax du patient (il existe des électrodes et câbles de branchement en conducteurs non métalliques : fibre de carbone).

Enfin, d'autres préparations sont parfois nécessaires (à part la mise en place classique d'une voie veineuse pour l'injection de gadolinium) : perfusion (injection d'oxyde de fer superparamagnétique), administration per os (particules de magnétite, jus d'ananas, etc.), insufflation d'air (explorations du rectum), tampon vaginal (explorations de l'utérus), etc.

## Particularités de l'IRM interventionnelle

L'IRM interventionnelle est en plein développement grâce à l'avènement des IRM «ouvertes» ou des IRM à aimant court avec un diamètre du tunnel de 70 cm. Il existe également des salles hybrides, en environnement de bloc opératoire, combinant une IRM avec un plateau chirurgical ou encore une association IRM et arceau d'angiographie.

L'intérêt de l'IRM est évident du fait de son caractère non irradiant mais aussi grâce à la

résolution en contraste qu'offre cette technique. De plus, elle permet aussi un contrôle direct de température au niveau des zones traitées. En revanche, il a fallu développer des instruments compatibles avec l'environnement IRM. Ces derniers doivent répondre aux impératifs suivants :

- l'absence d'interactions entre les instruments utilisés et les systèmes de surveillance et d'imagerie ;
- l'absence d'effets secondaires induits par les instruments *in situ*, comme par exemple l'augmentation locale de la chaleur ;
- la bonne visualisation des instruments utilisés et ce, sans artéfact gênant la qualité de l'image.

Les séquences utilisées pour le suivi de la progression des instruments sont basées sur des séquences d'écho de gradient ultra rapides permettant une résolution temporelle d'une image par seconde.

Le suivi des instruments compatibles est réalisé grâce à des méthodes de visualisation passive ou active. Dans les techniques de visualisation passive, l'instrument est localisé :

- soit par l'hyposignal engendré du fait de sa composition (en général métal ou alliage métallique non ferromagnétique) et donc de l'artéfact de susceptibilité magnétique qu'il produit (*voir* Chapitre 11) ;
- soit en le remplissant d'un produit de contraste ou d'une autre solution liquide permettant de le rendre visible en pondération T1 ou T2 selon le produit utilisé.

Dans les techniques de visualisation actives, le signal sera soit détecté par l'instrument (MR-tracking), soit émis par l'instrument, une mini antenne étant placée à son extrémité (MR-profiling).

Quelques exemples de procédures d'IRM interventionnelle pouvant être pratiquées dans une unité d'IRM standard, avec un appareil d'IRM adapté (en dehors d'un bloc opératoire) :

- biopsie sous guidage IRM, en particulier au niveau du sein ;
- ablation de tumeurs par radiofréquence. Le principe est le suivant : du courant est délivré par un générateur de radiofréquence dans une électrode servant également d'aiguille ; un circuit électrique est créé entre cette électrode positionnée à l'intérieur de la tumeur et de larges plaques de dispersion positionnées sur le patient ; il se produit alors une agitation ionique au contact de l'électrode-aiguille ce qui conduit à un échauffement par friction et donc une destruction cellulaire (nécrose de coagulation) ;
- traitement par ultrasons focalisés. Le principe repose sur l'émission d'un faisceau d'ultrasons convergeant avec une haute intensité grâce à l'utilisation d'un transducteur sphérique. Ainsi, le courant d'ultrasons se concentre sur le point focal du transducteur, ce qui conduit à une concentration maximale de la pression sur ce point. Comme l'échauffement du tissu est directement lié au maximum de pression, une nécrose se produit au point focal du transducteur ;
- ablation de tumeurs par cryothérapie. Dans ce cas, on va détruire les cellules par le froid (cryoablation). On utilise une aiguille guidée par IRM au niveau de la tumeur dans laquelle on introduit des gaz sous pression : de l'argon, qui, en se détendant, va produire du froid et par conséquent de la glace en bout d'aiguille (congélation), et de l'hélium, qui, en se détendant, va au contraire se réchauffer. La destruction cellulaire est obtenue par des cycles de congélation et de décongélation. La zone de glace est bien visible en IRM sous forme d'un hyposignal (fig. 13-10).

Il existe encore d'autres techniques en développement pouvant bénéficier d'un guidage IRM comme, par exemple, le traitement par laser à l'aide d'une fibre optique.

## Paramétrage

C'est l'étape primordiale permettant :

- de programmer et de lancer les séquences d'acquisition ;
- d'optimiser la qualité d'image par un choix judicieux.

Elle se fonde sur des protocoles adaptés aux différents types d'exploration, tout en laissant à l'opérateur une latitude dans ses choix pour répondre à des conditions particulières (c'est un peu de la cuisine !).

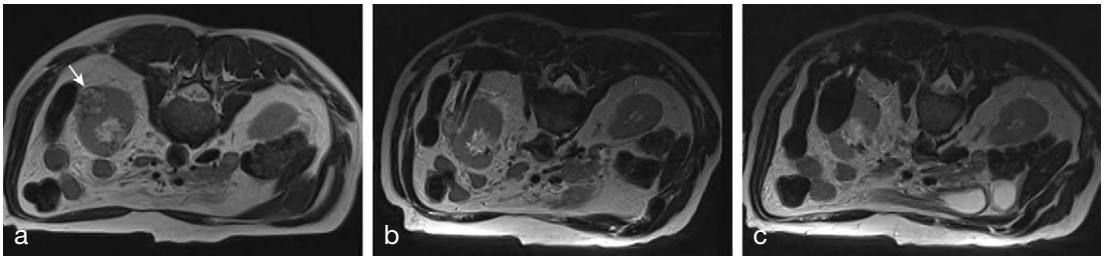



**Fig. 13-10.** Cryoablation d'une tumeur rénale gauche.
La tumeur rénale gauche de 3 cm de diamètre est visible (flèche) sur l'image (a) (patient en procubitus). La progression des deux sondes de cryoablation est suivie sous IRM grâce à leur hyposignal (b). La taille de la zone de glace (hyposignal) est contrôlée en permanence sous IRM (c). La procédure s'effectue sous anesthésie générale
*Images : A. Gangi.*

Rappelons que les paramètres mis en jeu lors d'une exploration IRM (*voir* Chapitre 8) ont une action permanente sur les critères suivants :
- contraste ;
- rapport signal sur bruit ;
- résolution spatiale ;
- présence d'artéfacts ;
- temps d'acquisition.

Pour un contraste donné et indépendamment du problème lié aux artéfacts, l'opérateur est constamment à la recherche d'un compromis entre rapport signal sur bruit, résolution spatiale et temps d'acquisition : la modification de l'un de ces critères se répercute sur l'un ou les deux autres (fig. 13-11).

## Programmation des séquences

Nous allons énumérer les différents paramètres à régler (*voir* Chapitre 8).

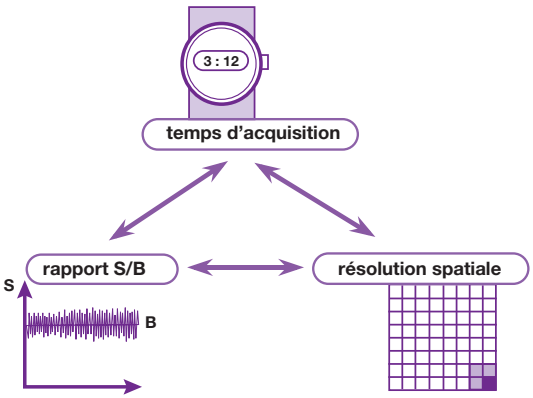



**Fig. 13-11.** Influence réciproque entre temps d'acquisition, rapport signal sur bruit et résolution spatiale : la modification d'un critère se fait au détriment de l'un ou des deux autres.

### Plan de coupe

Il est sagittal, frontal, transverse, oblique, mis en place sur une séquence de repérage (*scout views*) ou la séquence précédente, après un éventuel repositionnement (symétrie, région à explorer au centre de l'antenne, etc.).

### Type de séquence

Écho de spin, écho de gradient, écho de spin rapide, inversion-récupération, EPI, STIR, etc.

Les principales séquences disponibles, classées par famille, sont répertoriées dans le tableau F de l'Annexe 25 qui, de plus, permet de mettre en parallèle les acronymes donnés par les différents constructeurs.

### Paramètres qui modifient le contraste : TR, TE, angle de bascule

L'influence de ces trois paramètres sur le contraste, le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition est rappelée dans le tableau 13-1 (pour les séquences d'écho de spin et d'écho de gradient).

### Paramètres qui ne modifient pas le contraste

#### Paramètres qui modifient la taille du voxel

Il s'agit de l'épaisseur de coupe, le champ de vue (FOV) et la matrice (fig. 13-12).

L'augmentation de l'*épaisseur de coupe* entraîne une augmentation de la taille du voxel, ce qui a pour conséquence :
- un rapport signal sur bruit plus élevé ;
- une diminution de la résolution spatiale ;

**Tableau 13-1** Influence de TR, TE et angle de bascule sur le contraste, le rapport signal sur bruit et le temps d'acquisition.

| | Sens de variation | Rapport S/B | Contraste | T Acq | Divers |
|---|---|---|---|---|---|
| Temps de répétition | ↗ | ↗ | ↘ en T1 | ↗ | ↗ nombre de coupes |
| | ↘ | ↘ | ↗ en T1 | ↘ | ↘ nombre de coupes |
| Temps d'écho | ↗ | ↘ | ↗ en T2 | | ↘ nombre de coupes |
| | ↘ | ↗ | ↘ en T2 | | ↗ nombre de coupes |
| Angle de bascule | ↗ | ↘ | ↗ en T1 | | |
| | ↘ | ↗ puis ↘ | ↗ en T2 ρ | | |

- une majoration des effets de volume partiel ;
- la couverture d'une région anatomique plus large.

En corollaire, l'augmentation de l'espace intercoupe permet d'examiner une région anatomique encore plus large, en diminuant, de plus, le phénomène d'excitation croisée (*voir* Chapitre 11), mais au risque de passer à côté d'une petite lésion.

En ce qui concerne la résolution dans le plan, c'est-à-dire les paramètres qui modifient la taille du pixel, de nombreuses possibilités sont offertes à l'opérateur, en particulier par l'association de différents FOV, pixels et matrice. Elles sont résumées dans la figure 13-13.

Actuellement, les machines permettent le choix du FOV (carré ou rectangulaire) et de la matrice (symétrique ou asymétrique) sans contrainte de l'un sur l'autre et disposent des matrices 512.

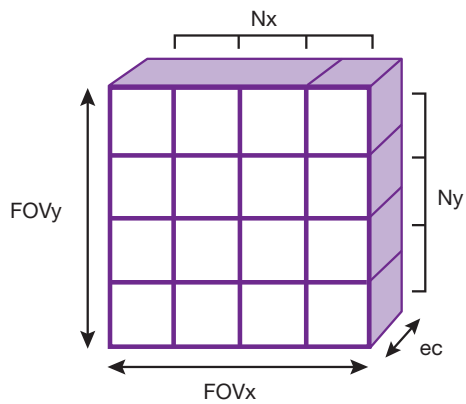



**Fig. 13-12.** Les paramètres qui modifient la taille du voxel :
– l'épaisseur de coupe (ec)
– le champ de vue en x et y (FOVx, FOVy)
– la matrice en x et y (Nx, Ny).
La taille du voxel est déterminée par : (FOVx/Nx) x (FOVy/Ny) x ec
taille du pixel

### Nombre d'excitations

L'augmentation du nombre d'excitations entraîne un meilleur rapport signal sur bruit mais en allongeant le temps d'acquisition. Les artéfacts de mouvement sont diminués.

### Bande passante

Une augmentation de la bande passante diminue le rapport signal sur bruit, mais réduit l'artéfact de déplacement chimique (*voir* Chapitre 11).

L'influence de tous les paramètres qui ne modifient pas le contraste sur le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et le temps d'acquisition sont rappelés dans le tableau 13-2.

D'autres paramètres peuvent encore être réglés selon le type de séquence : temps d'inversion (TI), par exemple pour les séquences en inversion-récupération et les séquences STIR, nombre d'échos pour les séquences d'écho de spin rapide, etc.

## Options et artifices techniques

Il serait fastidieux de tous les énumérer d'autant plus qu'ils peuvent varier d'un constructeur ou d'un type de machine à l'autre. En voici les principales.

- *Angio-IRM :* exploration des vaisseaux en IRM en utilisant les phénomènes de flux (*voir* Chapitre 10).
- *Acquisition 3D :* c'est le recueil des données de tout un volume, permettant des reconstructions dans tous les plans, ou en surface.

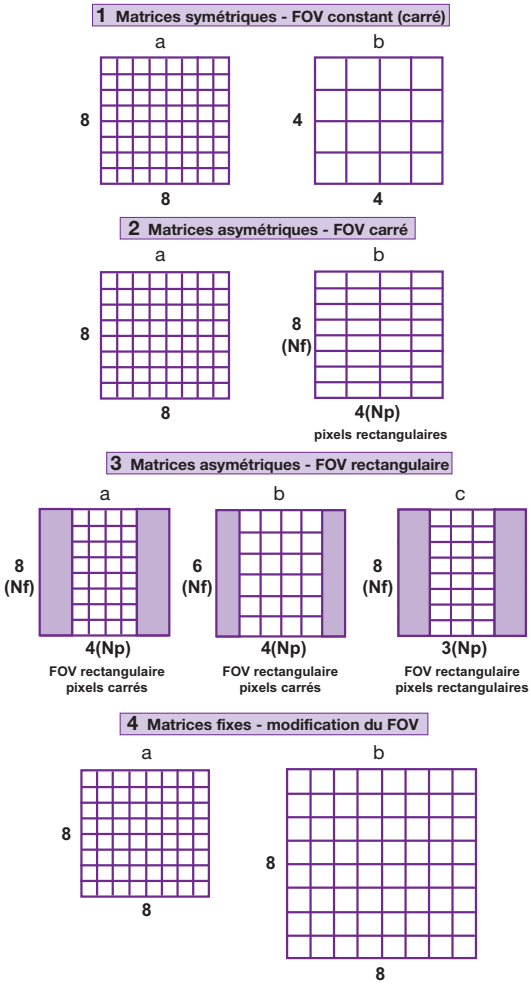



**Fig. 13-13.**

1. Matrices symétriques, FOV constant (carré)
   Le FOV est carré. La réduction de la matrice augmente la taille du pixel, d'où augmentation du rapport signal sur bruit, mais diminue la résolution spatiale ainsi que le temps d'acquisition. Dans notre exemple, on passe d'une matrice 8 × 8 (image a) à une matrice 4 × 4 (image b).
2. Matrices asymétriques, FOV carré
   Dans ce cas, on réduit la matrice dans la direction du codage de phase sans modifier le FOV : option pixels rectangulaires (ou, selon le cas, «*zero filling*» – *voir* Chapitre 8). Le temps d'acquisition est diminué (ici de moitié dans l'image b à matrice 4p × 8f par rapport à l'image a comportant une matrice 8 × 8). Le rapport signal sur bruit augmente (augmentation de la taille du pixel), et il n'y a pas de repliement. Le seul inconvénient est une dégradation de la résolution spatiale dans le sens de la longueur du pixel.
3. Matrices asymétriques, FOV rectangulaire
   L'option pixels carrés permet de maintenir la résolution spatiale et de s'adapter à la région explorée. Le FOV est rectangulaire (a). La réduction du nombre de lignes (pas de codage de phase Np) permet d'acquérir l'image plus vite mais avec une baisse du rapport signal sur bruit (ici temps d'acquisition réduit de moitié comme dans l'image 2b). L'artéfact de repliement peut apparaître (FOV trop petit par rapport à l'objet). Dans cette option, la résolution spatiale est diminuée (pixels plus grands) lorsqu'on abaisse le nombre de colonnes Nf de la matrice. Le rapport signal sur bruit augmente, le FOV rectangulaire est plus grand. Le temps d'acquisition reste inchangé (b). Enfin, on peut associer FOV rectangulaire et pixels rectangulaires (image c – matrice 3p × 8f), ce qui permet de réduire encore un peu le temps d'acquisition mais au détriment de la résolution spatiale.
4. Matrice fixe, modification du FOV. Un FOV plus grand (b) permet d'augmenter le rapport signal sur bruit mais au détriment de la résolution spatiale (pixel, plus grand). On explore également une région anatomique plus grande et le repliement diminue.

Elle autorise également l'obtention des coupes fines contiguës, avec un excellent rapport signal sur bruit (*voir* Chapitre 6).

- *Spectroscopie par RMN :* les noyaux les plus fréquemment utilisés étant ceux de l'hydrogène justement et du phosphore (*voir* Chapitre 16).
- L'*imagerie de diffusion*, l'*imagerie de perfusion*, l'*imagerie fonctionnelle* (*voir* Chapitre 15).
- La *synchronisation cardiaque*, option fréquemment utilisée (*voir* Chapitre 14).
- Autres artifices techniques : saturation de graisse, antirepliement, rotation codage de phase et de fréquence, présaturation, transfert d'aimantation, etc.

Les principales options ainsi que les noms désignant les paramètres habituels, en fonction des principaux constructeurs, sont répertoriés dans le tableau G de l'Annexe 25.

**Tableau 13-2** Influence des paramètres qui ne modifient pas le contraste sur le rapport signal sur bruit, la résolution spatiale et le temps d'acquisition.

| | Sens de variation | Rapport S/B | Résolution spatiale | TAcq | Divers |
|---|---|---|---|---|---|
| Epaisseur de coupe | ↗ | ↗ | ↘ | | ↗ volume étudié<br>↗ effets de volume partiel |
| | ↘ | ↘ | ↗ | | ↘ volume étudié<br>↘ effets de volume partiel |
| Espace intercoupe | ↗ | | | | ↗ volume ↘ étudié<br>↘ excitation croisée |
| | ↘ | | | | ↘ volume étudié<br>↗ excitation croisée |
| Nombre de lignes de la matrice (Np = pas de codage de phase) Pixels carrés | ↗ | ↗ | | ↗ | FOV rectangulaire adaptation au volume étudié<br>↘ repliement |
| | ↘ | ↘ | | ↘ | FOV rectangulaire adaptation au volume étudié<br>↗ repliement |
| Nombre de lignes de la matrice Pixels rectangulaires | ↗ | ↘ | ↗ | ↗ | FOV carré<br>↗ volume étudié<br>↘ repliement |
| | ↘ | ↗ | ↘ | ↘ | FOV carré<br>↗ volume étudié<br>↘ repliement |
| Champ de vue (FOV) | ↗ | ↗ | ↘ | | ↗ volume étudié<br>↘ repliement |
| | ↘ | ↘ | ↘ | | ↘ volume étudié<br>↗ repliement |
| Nombre d'excitations | ↗ | ↗ | | ↗ | ↘ artéfacts de mouvement |
| | ↘ | ↘ | | ↘ | ↗ artéfacts de mouvement |
| Bande passante | ↗ | ↘ | | | ↘ déplacement chimique |
| | ↘ | ↗ | | | ↗ déplacement chimique |

## Particularités de l'IRM à haut champ

Depuis quelques années, l'IRM à haut champ se développe, en particulier les imageurs 3T. Il existe encore des IRM de plus haut champ mais, pour l'instant, essentiellement dédiés à la recherche.

L'utilisation d'une IRM 3T présente quelques particularités qu'il est bon de connaître.

Dans la pratique, si l'on compare l'utilisation d'une IRM 3T avec une IRM 1,5T, les principales différences sont les suivantes :

- **Augmentation du rapport signal-sur-bruit**. En effet, le rapport S/B est théoriquement multiplié par deux lorsqu'on passe de 1,5 à 3 Tesla ce qui permet, d'une manière générale, soit de diminuer le temps d'acquisition, soit d'augmenter la résolution spatiale (fig. 13-14). On peut donc, par exemple, diminuer l'épaisseur de coupe ou réduire la dimension des pixels (en augmentant la taille de la matrice) pour gagner en résolution spatiale, ou diminuer le nombre d'excitations pour gagner du temps d'acquisition.
- **Diminution du contraste en** $T_1$. Les valeurs de $T_1$ des différents tissus augmentent avec $\vec{B}_0$, comme nous l'avions déjà évoqué au chapitre 4 ce qui implique un allongement du TR pour maintenir un contraste suffisant. Cependant, à 3T, ce

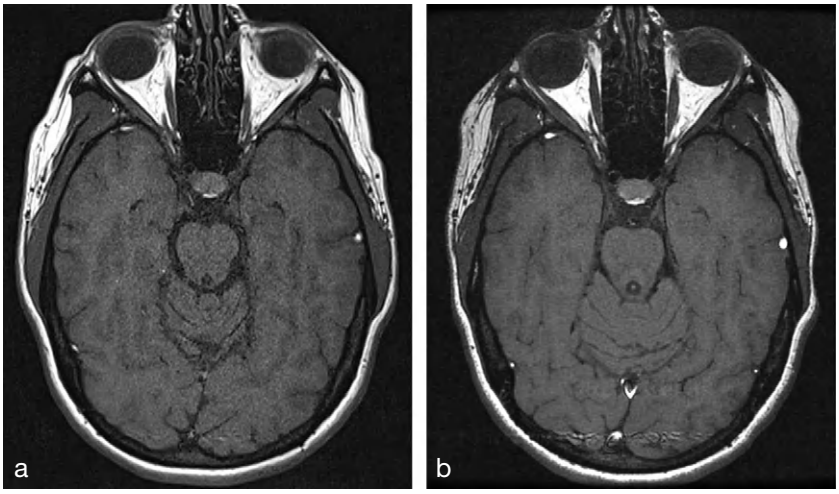



**Fig. 13-14.** Comparaison du rapport S/B entre 1,5 et 3T.
(a) 1,5 T. (b) 3 T. Dans les deux cas, il s'agit d'une séquence d'écho de spin 2D pondérée T1 (paramètres comparables), épaisseur de coupe 1,5 mm, pixels 0,62 x 0,62, même antenne (antenne tête 8 éléments). On note un rapport S/B supérieur en 3 T (b) par rapport au 1,5 T (a) dans ces acquisitions à résolution spatiale élevée.
*Images : P.E. Zorn.*

contraste en T1 est moins bon qu'à 1,5 T non seulement à cause des différences de temps de relaxation mais également d'autres facteurs (courants de Foucault, effets plus marqués des phénomènes de transfert d'aimantation – *voir* Chapitre 12). Pour compenser cette perte de contraste, on peut utiliser des séquences plus adaptées de type FSPGR, MP-RAGE (ou équivalent) comportant une impulsion préparatoire favorisant le contraste en T1 (*voir* Chapitre 9) ou encore les séquences de type FLAIR T1. D'une manière générale, les séquences d'écho de gradient sont plus efficaces que les séquences d'écho de spin en termes de contraste T1. Pour ces dernières, la diminution de l'angle de bascule (bien inférieur à 90°) apporte une amélioration mais au détriment du rapport S/B.

- **Amélioration du contraste en ARM et après injection de gadolinium**. La meilleure saturation des tissus (à la suite de l'augmentation des valeurs de T1) et le contraste avec le sang circulant favorisent l'ARM par temps de vol (TOF) (*voir* Chapitre 10), d'autant que la résolution spatiale peut être augmentée. De même, après injection de gadolinium, le contraste est favorisé à 3 T ce qui permet de réduire la dose injectée.
- **Effets de susceptibilité magnétique**. Les artéfacts de susceptibilité magnétique (*voir* Chapitre 11) sont évidemment majorés à 3 T (la susceptibilité magnétique augmente avec $\vec{B}_0$) ce qui peut être compensé, en particulier, par une diminution du temps d'écho. Mais cette majoration de la susceptibilité magnétique permet aussi une meilleure détection des séquelles hémorragiques ou des calcifications en écho de gradient, une augmentation du signal en IRM fonctionnelle (effet BOLD) ainsi qu'une meilleure sensibilité en imagerie de perfusion (*voir* Chapitre 15).
- **Phénomènes de déplacement chimique**. Les artéfacts de déplacement chimique sont plus prononcés lorsqu'on augmente le champ magnétique (*voir* Chapitre 11). En revanche, cela favorise la séparation des raies en spectroscopie (*voir* Chapitre 16) et la qualité des séquences de saturation de graisse en raison de la séparation plus importante des pics de la graisse et de l'eau (*voir* Chapitre 12).
- **Les inhomogénéités de $\vec{B}_1$**. Les caractéristiques de conductivité des tissus étant différentes, on peut observer des hétérogénéités d'excitation de l'impulsion RF. Ce phénomène existe déjà à 1,5 T mais il est beaucoup plus prononcé à 3T. En effet, dans ce cas, la longueur d'onde de l'impulsion RF (environ 25 cm) est proche de la taille des organes ce qui conduit à des interférences appelées «résonances diélectriques». Ce champ $\vec{B}_1$ inhomogène se manifeste alors par un signal non uniforme ainsi que des chutes de signal localisées.
- **La sécurité**. Ce point sera évoqué en détail dans le paragraphe suivant de ce chapitre. Notons déjà qu'à 3T, la déposition d'énergie dans les tissus (mesurée par le SAR) augmente.

En augmentation, aussi, le bruit acoustique généré par les gradients, l'effet missile des objets métalliques, les effets indésirables ressentis à proximité de l'aimant...

## La sécurité en IRM

Comme nous l'avons déjà vu précédemment, l'IRM exerce des contraintes environnementales et fonctionnelles non négligeables. En effet, bien que des millions d'examens aient déjà été effectués à travers le monde avec un nombre restreint d'accidents, il existe des risques pour le personnel et pour le patient liés à cette technique.

Plusieurs composants de l'appareil peuvent être à l'origine d'un risque : l'aimant (champ magnétique intense), le cryostat, lorsqu'on est en présence d'un aimant supraconducteur (hélium liquide), les gradients de champs magnétiques (champ électromagnétique de basse fréquence, bruit) et les antennes (impulsions RF).

### Risques liés au champ magnétique statique

#### L'effet missile

Comme déjà évoqué dans le paragraphe traitant des contraintes sur l'environnement et l'opérateur, le risque majeur d'un champ magnétique intense est l'effet missile (ou projectile) des objets métalliques ferromagnétiques. En effet, lorsqu'un tel objet pénètre dans le champ magnétique, il subit une violente attraction et sa vitesse peut alors atteindre plusieurs mètres par seconde. Ce risque est d'autant plus prégnant que, s'agissant d'un aimant supraconducteur (la majorité des équipements installés à travers le monde), le champ magnétique est présent en permanence.

Cet effet augmente :

- lorsque l'intensité du champ magnétique est plus élevée ;
- lorsqu'on se rapproche du centre de l'aimant ;
- lorsque la masse de l'objet augmente.

Ainsi, de petits objets, comme des ciseaux, des pinces ou un marteau à réflexe, par exemple, peuvent déjà présenter un réel danger s'ils atteignent un patient couché dans le tunnel. Mais, cette situation peut devenir dramatique avec de grosses masses métalliques, inarrêtables lorsqu'elles commencent à subir l'attraction du champ magnétique. Citons, entre autres exemples s'étant déjà produits, un brancard, un appareil de nettoyage des sols, un lit, un appareil de surveillance des paramètres physiologiques (fig. 13-15). En 2001, aux États-Unis, un enfant de 6 ans est décédé à la suite d'un traumatisme crânien provoqué par la projection d'un obus d'oxygène dans l'aimant durant l'exploration IRM.

**Fig. 13-15.** Exemple de conséquence de l'effet missile. Il s'agit d'un moniteur de surveillance, normalement dédié à l'IRM, mais qui présente toutefois des pièces non amagnétiques. Il a été violemment projeté dans l'aimant entraînant quelques dégâts matériels.
*Image : P. Montenot.*

Dans ce cas, le risque existe aussi pour le personnel, qui pourrait se retrouver bloqué entre l'aimant et une masse métallique.

#### Les forces d'attraction ou de torsion s'appliquant sur les implants ou corps étrangers métalliques intracorporels

Cela concerne certains implants métalliques ferromagnétiques (clips vasculaires ferromagnétiques intracrâniens). Placés dans un champ magnétique intense, ces implants peuvent, en effet, subir des déplacements ou des

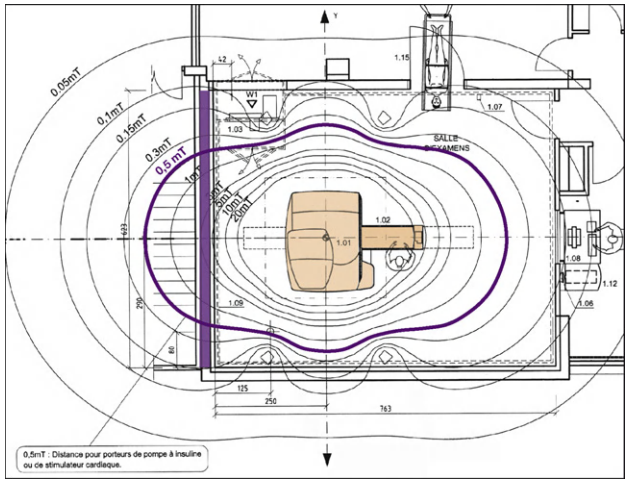



**Fig. 13-16.** Plan d'une installation IRM avec les lignes de champ magnétique.
Le trait surligné en violet représente la ligne des 0,5 mT sur le plan de cette installation. Elle est située partout dans le local de l'aimant sauf à l'arrière, ce qui nécessite la mise en place de plaques de blindage afin de ramener cette ligne dans la salle (mur surligné en violet).

mouvements de rotation à l'origine d'hémorragies intracérébrales. Citons également les corps étrangers métalliques, en particulier intra-oculaires. Leur déplacement peut être à l'origine d'hémorragies pouvant entraîner la cécité. Enfin, certains dispositifs médicaux implantables actifs (stimulateurs cardiaques, défibrillateurs cardiaques implantables, neurostimulateurs, implants cochléaires, pompes à insuline, etc.) voient leur fonctionnement affecté par le champ magnétique (déprogrammation, désactivation, démagnétisation, etc.).

Ces effets sont à l'origine de nombreuses contre-indications évoquées dans le paragraphe «Accueil du patient».

## Prévention des risques liés au champ magnétique statique

### Prévention par restriction d'accès

Il faut veiller à restreindre l'accès à la salle d'examens aux personnes n'ayant pas connaissance des contraintes liées au champ magnétique intense. Le danger qu'il représente est toujours matérialisé par des panneaux situés sur la ou les portes de la salle d'examen, voire des locaux environnants. La zone à risque est limitée par la «ligne des 0,5 mT» au-delà de laquelle ne doivent pas pénétrer les personnes porteuses de certains dispositifs médicaux (*voir* les contre-indications exposées plus haut) ainsi que les objets ferromagnétiques ou certains matériels électroniques. Si cette ligne n'est pas contenue dans la salle d'examen, elle doit obligatoirement être matérialisée au sol (fig. 13-16).

Comment réduire les dimensions de cette zone ? Normalement, l'intensité du champ magnétique décroît, environ, avec le carré de la distance. D'où un champ résiduel élevé, même en dehors de la salle. Pour rapprocher les lignes de champ magnétique élevé de l'appareil, il faut avoir recours au blindage. Il existe deux types de blindage :

- le *blindage actif* contenu dans chaque appareil. Il s'agit de bobines produisant un contre-champ par rapport au champ magnétique principal : ainsi, les lignes de champ sont plus «resserrées» autour de l'aimant, ce qui permet, généralement de contenir la ligne des 0,5 mT dans la salle d'examen;
- si ce blindage n'est pas suffisant dans une direction donnée, on peut avoir recours, en complément, au *blindage passif*. Celui-ci est constitué de plaques métalliques de fer doux placées au niveau des murs, des sols ou des plafonds (*voir* fig. 13-16).

*Conséquence du blindage :* l'attraction des objets métalliques (effet missile) se produit plus près de l'appareil (on sent l'effet plus tard) mais avec plus de force, d'où un danger encore accru.

De plus, l'augmentation de l'intensité du champ magnétique statique (le nombre d'installations d'IRM 3T progresse constamment) rend plus difficile le maintien de la ligne des 0,5 mT dans la salle d'examen.

### Prévention par contrôle du personnel et des patients

Qui dit restriction d'accès, dit contrôle. Celui-ci est, en général, effectué par les manipulateurs de l'unité d'IRM. Pour le personnel (médical, paramédical, agents d'entretien, de maintenance, de sécurité, etc.), comme pour les patients, il faut faire retirer tout objet métallique ferromagnétique, en particulier dans les poches, vérifier que ces personnes ne soient pas porteuses d'un dispositif médical interdit dans la zone des 0,5 mT et, enfin, faire retirer les objets risquant un préjudice (comme évoqué plus haut).

Certains sites sont même équipés de portiques de détection pour les objets métalliques. On peut aussi envisager l'utilisation d'un détecteur de métal à main.

Pour les patients, le questionnement à la recherche de contre-indications est, évidemment, primordial (*voir* les contre-indications exposées plus haut).

### Prévention par utilisation de matériel spécifique

Tout matériel ou objet pénétrant dans la salle d'examen doit être amagnétique et clairement identifié comme tel, pour éviter les risques liés à l'effet missile. Cela concerne les brancards, les chaises roulantes, les tiges porte-sérum, les poubelles, les guéridons de préparation, les marche-pieds, etc. (fig. 13-17)

En cas de doute sur le caractère ferromagnétique d'un dispositif ou d'un objet, il suffit de faire un test sur l'objet avec un petit aimant.

**Fig. 13-17.** Matériel amagnétique.
Tout le matériel susceptible de pénétrer dans la salle d'examen doit être amagnétique, comme ici le chariot brancard, la chaise roulante, le guéridon, la tige porte-sérum. Une identification bien visible indique le caractère «amagnétique» ou «compatible IRM» de ces équipements dédiés aux services d'IRM.

## Risques liés à l'agent réfrigérant

Le risque majeur, en rapport avec l'hélium liquide, est ce qu'on appelle le «quench». Il s'agit de la transition brutale de la bobine de l'aimant de l'état supraconducteur à l'état résistif : l'échauffement de la bobine transforme alors l'hélium liquide en hélium gazeux qui est libéré brutalement dans la salle d'examen. La quantité de gaz dégagé est très importante, sachant qu'un litre d'hélium liquide se transforme en environ 700 litres d'hélium gazeux et qu'un un aimant contient environ 1 500 à 2 000 litres d'hélium liquide !

Toute installation d'IRM est équipée d'un «tube de quench» permettant l'évacuation de l'hélium gazeux vers l'extérieur lorsque ce processus se produit (fig. 13-18).

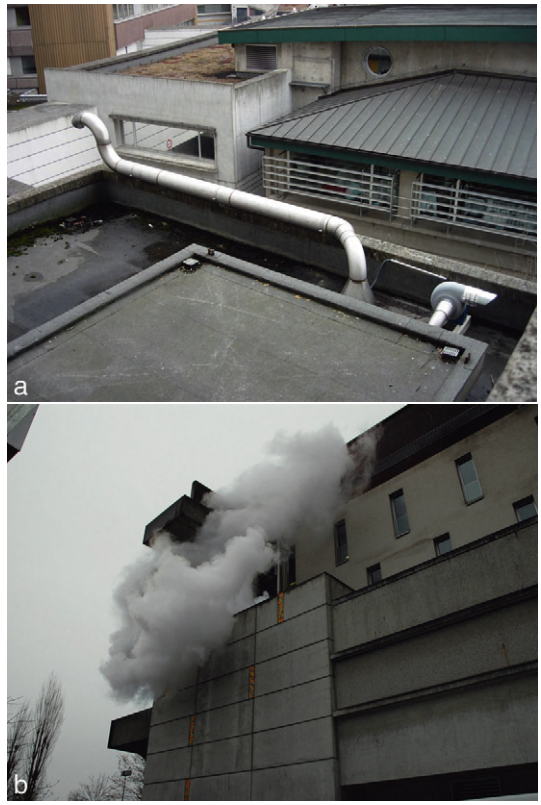



**Fig. 13-18.** Tube de quench.
Le tube de quench (ici relativement long) permet une évacuation de l'hélium gazeux en cas de quench (a). Lors d'un quench, provoqué ici volontairement lors du démontage d'un équipement, l'hélium gazeux dégagé par ce tube forme un impressionnant nuage à l'extérieur du bâtiment (b).

Si l'évacuation de l'hélium gazeux est défectueuse, les risques pour le personnel et le patient sont essentiellement des brûlures par le froid et des risques d'asphyxie car la brusque évaporation de l'hélium va chasser l'oxygène de l'air et donc réduire sa concentration.

Dans ce domaine, la prévention consiste essentiellement à vérifier périodiquement que le tube de quench ne soit pas obstrué. Un détecteur d'oxygène dans la salle peut s'avérer utile en cas de fuite d'hélium gazeux.

## Risques liés aux gradients de champs magnétiques

Les gradients sont à l'origine de deux effets qui peuvent être désagréables ou nocifs pour le patient : les neurostimulations et le bruit.

### Neurostimulations

Dans les séquences rapides de type écho planar (EPI), la commutation rapide des gradients conduit à des champs électromagnétiques de basse fréquence, ce qui peut générer des courants dans les tissus et entraîner des stimulations nerveuses périphériques (lorsque le seuil de dépolarisation des fibres nerveuses est dépassé). En général, ces stimulations peuvent se manifester par des picotements, des chatouillements, ou un léger tressaillement musculaire dans certaines régions du corps[1]. Le seuil recommandé par la FDA (*Food and Drug Administration*) est de 20 T/s, soit trois fois sous le niveau de déclenchement de ces stimulations.

### Le bruit

Comme nous l'avons vu au début du chapitre, le bruit est généré par la vibration des bobines de gradient à la suite de l'injection du courant électrique. Le bruit émis sera proportionnel à l'intensité du courant injecté et à l'intensité du champ magnétique, d'où un bruit plus élevé sur les appareils 3T. Normalement, le bruit généré par les appareils d'IRM ne devrait pas dépasser 99 dB(A) sans un avertissement du constructeur. Dans la pratique, certaines séquences conduisent à franchir ce seuil.

### Prévention des risques liés aux gradients

Pour éviter les stimulations nerveuses périphériques, il faut commencer par éviter certaines positions du patient qui peuvent les favoriser. En effet les contacts des mains, des genoux ou des pieds forment une boucle conductrice fermée favorisant l'induction d'un courant électrique dans les fibres nerveuses, pouvant ainsi créer des stimuli. Il faut également s'assurer que le patient ne porte aucun objet métallique ou matériel conducteur cousu dans les vêtements (par exemple, armature de soutien-gorge) favorisant l'induction de courant électrique. Au niveau de l'appareil, les constructeurs proposent deux niveaux d'exploitation (normal et niveau 1), qui diffèrent en fonction de la limite de puissance des gradients, le niveau 1 étant susceptible de générer plus de stimulations nerveuses périphériques.

Concernant la prévention des nuisances acoustiques, il faut proposer au patient des bouchons d'oreille ou un casque antibruit, ce qui permet de réduire le bruit de 30 à 35 dB environ. Sur les appareils 3T, ce dispositif est souvent obligatoire. Du point de vue technologique, les constructeurs proposent différentes méthodes de réduction du bruit, soit logicielles (modifications des séquences, mais au détriment du temps d'acquisition), soit matérielles (bobines incluses dans une résine époxy, bobines sous vide, optimisation de la forme des gradients et inclusion dans une résine composite et une mousse à fort pouvoir absorbant, etc.).

## Risques liés aux antennes

### Risque lié aux impulsions RF

L'application d'ondes de radiofréquence (c'est-à-dire des champs électromagnétiques de haute fréquence produits par les antennes

1 Au niveau des côtes, des flancs, du ventre, des hanches, des fesses, des régions du thorax, le long de la partie supérieure du bras ou de la musculature des épaules et du dos.

émettrices) dépose de l'énergie dans les tissus, ce qui peut conduire à une augmentation de température dans les tissus[2].

Cette «déposition RF» est mesurée par le SAR (*Specific Absorption Rate*) appelé DAS (débit d'absorption spécifique) en français. Ce taux se mesure en W/kg, d'où la nécessité de saisir le poids du patient lors de son enregistrement. Un SAR de 1 W/kg appliqué pendant une heure conduit à une augmentation de température corporelle de 1 °C.

Comment l'appareil calcule-t-il le SAR ? Durant les ajustements, avant une séquence, il détermine l'énergie nécessaire pour produire des impulsions de 90° et 180°, il multiplie par le nombre d'impulsions RF de la séquence et divise par le TR. Enfin, le tout est divisé par le poids du patient pour obtenir le SAR corps entier.

Les limites fixées visent à ne pas dépasser une augmentation de température corporelle de 1 °C (norme IEC 60601-2-33) :
- corps entier : 4 W/kg pendant 15 minutes;
- tête : 3 W/kg pendant 10 minutes;
- extrémités : 12 W/kg pendant 5 minutes.

Le SAR dépend des paramètres des séquences utilisées : en particulier, le nombre d'impulsions RF (dans les séquences de type écho de spin rapide et dérivés – *voir* Chapitre 9) et l'angle de bascule de ces impulsions. D'un point de vue pratique, on constate que les patients volumineux sont plus «chauffés», en particulier en périphérie. D'autre part, le SAR augmente avec l'intensité du champ magnétique : il est donc plus élevé sur les IRM 3T.

## Risque de brûlures cutanées

La concentration du champ de radiofréquence au niveau de certaines zones cutanées peut entraîner des brûlures du 2e ou 3e degré. Cette concentration est favorisée par :
- des câbles électriques formant une boucle sur la peau : câbles ECG, câbles d'antennes, antennes de surface, électrodes non adaptées, etc.;
- le contact entre un élément métallique conducteur et la peau : certains patchs cutanés contenant une feuille d'aluminium, des piercings, certains tatouages (encres contenant des particules ferromagnétiques, etc. (*voir* les contre-indications exposées plus haut);
- la proximité de plusieurs zones cutanées qui se touchent : brûlures possibles au niveau des zones de contact (par exemple au niveau des mollets, des cuisses, des bras croisés, etc.) (fig. 13-19).

## Prévention des risques liés aux antennes

### Prévention de l'échauffement des tissus

Le SAR dépendant des paramètres des séquences utilisées, il est calculé en permanence par un logiciel durant les acquisitions et sa valeur peut être affichée, ce qui permet un contrôle permanent. Comme pour la gestion des neurostimulations, deux modes d'exploitation sont, en général, disponibles, reposant sur les valeurs de SAR autorisées : mode normal ou niveau 0 $\leq$ 1,5 W/kg; niveau 1 : compris entre 1,5 et 4 W/kg. La commutation entre les deux modes doit être validée par l'opérateur, ce qui constitue un élément de sécurité. Dans la pratique, le dépassement des limites du SAR interrompt la séquence et nécessite la modification des paramètres (ou le passage au mode d'exploitation de niveau 1).

Comment réduire le SAR ?
- il est diminué par l'utilisation d'antennes émettrices-réceptrices spécifiques (antenne tête, antenne genou, par exemple) car la puissance d'émission est réduite par rapport à l'antenne corps;
- on peut augmenter le TR, ce qui laisse plus de temps au «refroidissement» des tissus, mais au détriment du temps d'acquisition;
- diminuer le nombre de coupes;
- diminuer le nombre d'échos en séquence d'écho de spin rapide (TSE ou FSE) car on réduit la déposition RF;
- dans le même ordre d'idée, on peut diminuer l'angle de bascule, en particulier pour l'impulsion de rephasage de 180°, dans les séquences d'écho de spin rapide;

2 Les champs de radiofréquence induisent des champs électriques analogues aux champs de gradients, mais de fréquence beaucoup plus élevée par rapport à ces derniers. Ils n'entraînent donc pas d'effet de stimulation des tissus mais leur échauffement par échange d'énergie. En résumé : champ de gradient = champ électromagnétique de basse fréquence; champ RF = champ électromagnétique de haute fréquence.

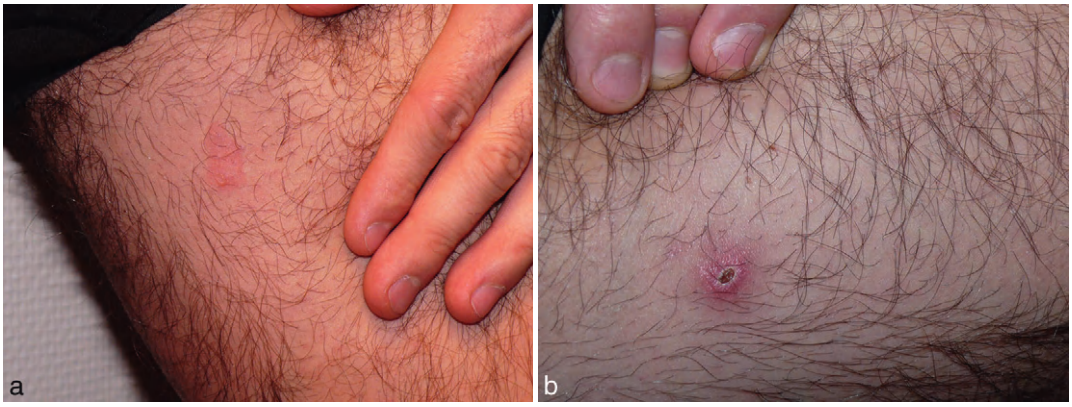



**Fig. 13-19.** Brûlure cutanée provoquée par les impulsions RF.
Brûlure au niveau de la zone de contact de la peau entre les deux cuisses lors d'une exploration IRM. (a) Après 6 heures; (b) après une semaine.

- on peut encore réduire la déposition RF par l'utilisation des séquences d'écho de gradient ou EPI ou encore hybrides (mélangeant écho de spin rapide et écho de gradient – *voir* Chapitre 9);
- enfin, on peut favoriser les techniques d'acquisition parallèle, ce qui permet, par exemple, de réduire les trains d'écho (et donc la déposition RF) tout en conservant un temps d'acquisition acceptable.

Concernant les patients, il faut toujours bien indiquer le poids du patient pour garantir l'exactitude des calculs de valeurs du SAR. D'autre part, il faut éviter de passer en mode d'exploitation de niveau 1 pour les jeunes enfants ainsi que pour les patients en hyperthermie ou dont les capacités de thermorégulation sont altérées. Enfin, il ne faut pas trop couvrir les patients et veiller à la bonne ventilation du tunnel. Dans la pratique, on demande au patient de signaler toute sensation d'échauffement en pressant la poire d'appel.

### Prévention des risques de brûlures

Au niveau des câbles (antennes, appareils de surveillance, etc.), il faut éviter que ces derniers forment des boucles sur le patient. Pareillement, il ne faut jamais laisser un câble d'antenne au contact de la peau du patient. L'opérateur doit aussi veiller à assurer une distance minimale de 5 mm entre le patient et le revêtement du tunnel. Au besoin, on peut interposer des cales, des couvertures en lin, du coton ou du papier.

D'autres précautions peuvent s'avérer utiles :
- veiller à ce que le patient ne porte pas de vêtements mouillés ou humidifiés par l'effet de la sueur;
- ne pas laisser sur le patient des antennes non utilisées, pouvant absorber des impulsions RF;
- vérifier la présence éventuelle d'un élément métallique conducteur au contact de la peau : patchs, piercing, tatouages, etc.;
- demander au patient de presser la poire d'appel en cas de forte sensation de chaleur.

Enfin, comme pour les stimulations nerveuses périphériques, il faut éviter que des parties du corps se touchent, formant des boucles électriques et pouvant entraîner des brûlures aux points de contact (fig. 13-20).

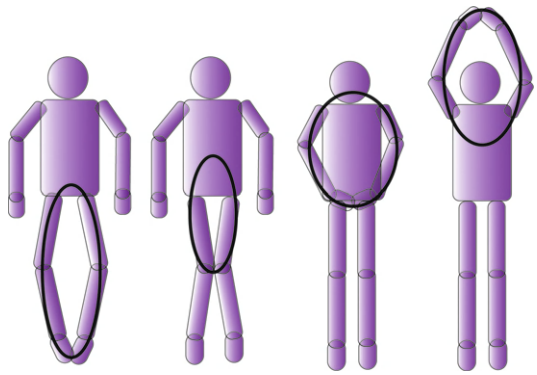


**Fig. 13-20.** Prévention des risques de brûlures.
Pour éviter les risques de brûlures, il faut éviter que des parties du corps se touchent, formant des boucles électriques et pouvant entraîner des brûlures aux points de contact.
*Schéma : J.-P. Dillenseger.*

## À retenir

- L'appareil d'IRM est composé principalement de l'aimant (il en existe trois types), des bobines de gradient et de shim (correction de champ), des antennes (émission des ondes RF et réception du signal) + ordinateur, consoles, armoires d'alimentation, reprographe.
- La proximité d'un champ magnétique intense impose des précautions indispensables pour l'opérateur et le patient : retirer tous les objets ferromagnétiques (pouvant être attirés ou préjudiciables à la qualité d'image), ainsi que les objets pouvant être détériorés (montres, cartes de crédit, etc.).
- Et surtout respect strict des contre-indications : l'opérateur constitue le dernier filtre avant l'entrée du patient dans la machine.
- Lors de l'installation du patient, insister sur la contention et le confort du patient : l'immobilité garantit une bonne qualité d'image.
- Pour le centrage, une règle générale est à respecter : le centre de la région explorée est placé au centre de l'antenne, qui elle-même est amenée au centre de l'aimant.
- Le paramétrage s'effectue à partir de protocoles préétablis (plan de coupe, pondération, injection, etc.), mais en laissant à l'opérateur une latitude dans ses choix pour s'adapter à chaque cas.
- La mise en place des divers paramètres de l'exploration IRM découle toujours d'un compromis dans le but d'obtenir la meilleure image possible, mais aussi celle qui est la plus informative, tout en rendant l'exploration supportable pour le patient.
- La sécurité en IRM est un élément très important pour prévenir les risques liés au champ magnétique statique, à l'agent réfrigérant, aux gradients de champs magnétiques et aux antennes.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 14

# Imagerie cardiaque

P. Germain, D. Vetter, B. Kastler

Compte tenu des mouvements cycliques du cœur, les séquences d'imagerie cardiaque comportent des particularités comparativement aux séquences d'IRM ordinaires qui s'adressent à des organes immobiles, le principe de base étant de synchroniser les acquisitions aux battements cardiaques.

D'importantes évolutions réalisées par les constructeurs ces vingt dernières années ont entraîné plusieurs générations de séquences qu'il convient d'évoquer ici pour comprendre l'état de l'art actuel dans ce domaine.

## Préambule : rappel sur le processus de construction de l'image

Le processus de construction de l'image n'est pas instantané en IRM mais séquentiel (étape par étape). À chaque étape, il faut exciter la matière, appliquer des gradients d'encodage et recueillir un signal d'écho qui va alimenter une ligne du « plan de Fourier ». Ces étapes successives sont rappelées dans la figure 14-1.

Typiquement, il faut en moyenne répéter 256 expériences élémentaires (si l'image comporte 256 lignes !) d'excitation, relaxation et recueil d'un signal d'écho pour remplir le plan de Fourier, à partir duquel l'image sera construite. Le temps TR (temps de répétition) sépare l'exécution de ces expériences élémentaires successives. La contribution relative de chaque ligne du plan de Fourier dans l'image finale est très variable selon qu'il s'agit d'une ligne centrale (sans encodage en phase) ou d'une ligne périphérique (fig. 14-2 et *voir* Chapitre 7, Plan de Fourier).

Les générations successives de séquences d'IRM que nous verrons ci-dessous (tableau 14-1) diffèrent selon :

1. la méthode d'excitation, de relaxation et de recueil du signal d'écho (type de séquence) ;
2. la manière dont les lignes d'écho sont rangées dans le plan de Fourier par rapport aux battements cardiaques successifs.

En effet, une contrainte particulière de l'imagerie cardiaque est de synchroniser les acquisitions avec les battements cardiaques afin d'obtenir une image représentative de la position du cœur à un instant précis du cycle (par exemple, en diastole à la fin du remplissage ventriculaire lorsque les parois sont presque immobiles, ou en systole, lorsque les parois musculaires sont contractées). L'électrocardiogramme est le repère le plus fidèle pour piloter cette synchronisation. Nous verrons plus loin que dans une séquence d'écho de spin classique, le TR est égal à l'espace R-R de l'ECG.

## Principe de base : la synchronisation de l'acquisition sur l'ECG

La synchronisation ou « *gating* » consiste à synchroniser la séquence d'acquisition avec un phénomène physiologique, en particulier l'onde R de l'ECG pour le gating cardiaque[1]

1 On peut aussi utiliser le maximum respiratoire pour le gating respiratoire.


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

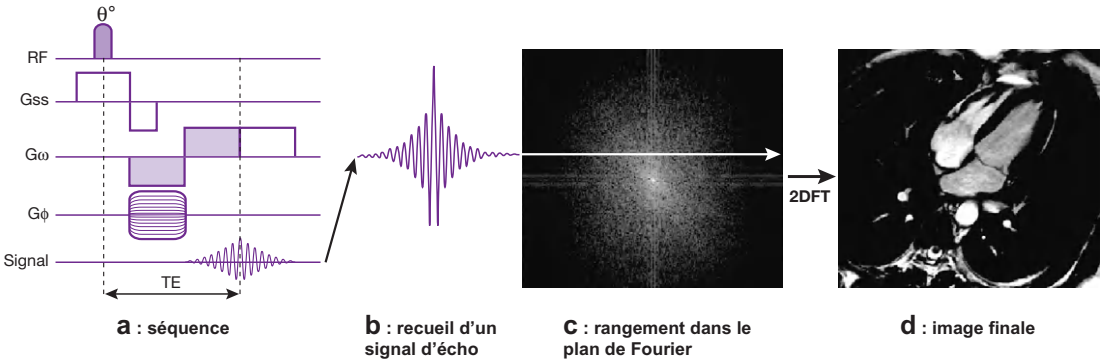



**Fig. 14-1.** Processus de construction de l'image en IRM.
La séquence d'excitation (dans notre exemple, il s'agit d'une séquence d'écho de gradient) permet, à chaque TE, le recueil d'un signal d'écho (a,b). Chaque signal d'écho est rangé dans une ligne du plan de Fourier (c). L'opération de 2DFT du plan de Fourier conduit à l'image finale (d).

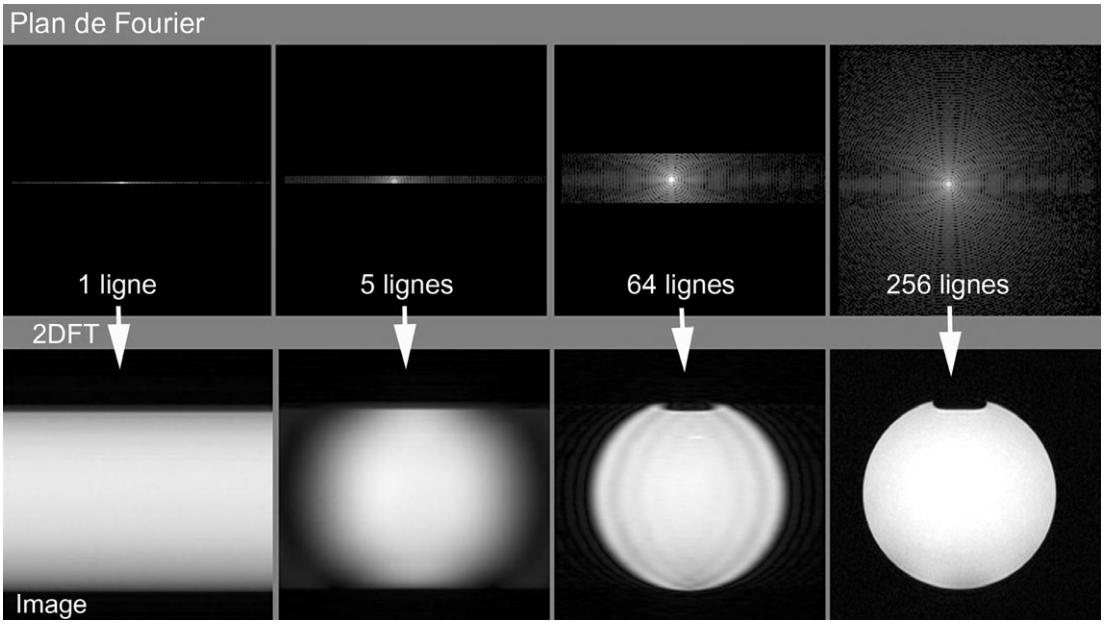



**Fig. 14-2.** Illustration du rôle des lignes du plan de Fourier dans l'aspect de l'image finale.
Le recueil d'un seul signal d'écho dans la partie centrale du plan de Fourier contient des informations sur le profil de l'image (*à gauche*). À mesure que l'on recueille plus de lignes dans la partie centrale du plan de Fourier apparaît l'information sur la forme générale de l'objet et ses contrastes essentiels. En complétant les données avec les lignes périphériques du plan de Fourier, les détails anatomiques et les interfaces des structures sont bien résolus.

**Tableau 14-1** Trois générations de séquences d'IRM cardiaque.

| | | |
|---|---|---|
| 1re génération | Une ligne du plan de Fourier à chaque battement cardiaque | Écho de spin et écho de gradient « basiques » |
| 2e génération | Turbo ou segmenté = plusieurs lignes par battement cardiaque | Séquences en apnée |
| 3e génération | Basée sur l'écho de gradient de type balanced-SSFP | Amélioration majeure de rapidité et du rapport signal/bruit. Accès au temps réel |

SSFP : *Steady State Free Precession.*

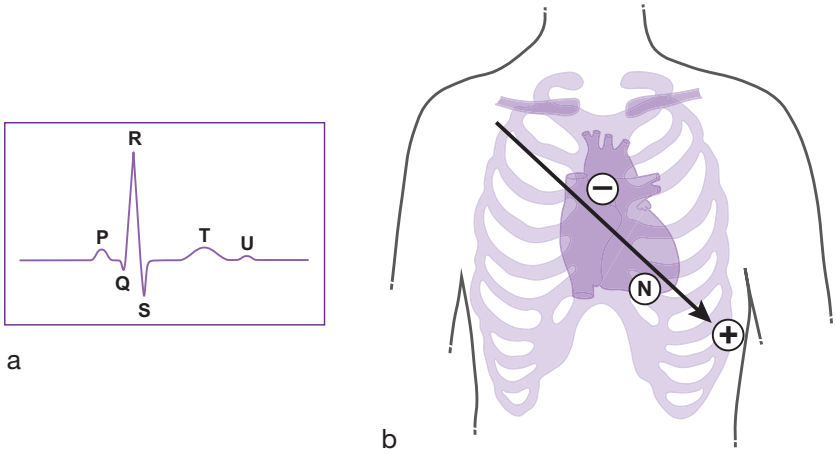



**Fig. 14-3.** Conditions pratiques de synchronisation à l'ECG.
L'onde R de l'ECG sert d'indicateur pour la synchronisation (a). Les trois électrodes (+, – et neutre), comportant des contacteurs au carbone, sont disposées selon l'axe électrique principal. L'électrode négative est disposée sur le sternum et l'électrode positive sera positionnée sous le sein gauche chez les longilignes, et plus haut, sous le creux axillaire, chez les brévilignes (axe plutôt horizontal) (b).

(fig. 14-3a). En effet, cette dernière constitue un bon indicateur de synchronisation car elle est brève, de bonne amplitude et précède le début des phénomènes mécaniques (synchronisation en fin de diastole mécanique). Le signal ECG est toutefois perturbé par l'effet hydro-magnéto-dynamique lié au champ magnétique principal et par les courants induits (de Foucault) liés aux commutations de gradients. C'est pourquoi il importe d'obtenir un tracé de qualité, avec un aspect monophasique et de bonne amplitude. La combinaison de plusieurs dérivations (vectocardiogramme) améliore l'immunité au bruit et la qualité de synchronisation. Un tracé microvolté (épanchement péricardique, obésité) peut rendre la synchronisation très difficile, voire impossible, et il faut alors recourir à l'onde de pouls (gating périphérique) qui est moins précise et qui dicte une synchronisation plus tardivement, en fin de systole.

Pour obtenir un bon tracé ECG, il convient de décaper la peau et de disposer les électrodes selon l'axe électrique principal, en évitant de torsader les fils ou de faire des boucles. Les électrodes (+, – et neutre) comportent des contacteurs au carbone plutôt qu'en acier pour éviter les risques de brûlure à l'interface peau-électrode. L'électrode négative est disposée sur le sternum et l'électrode positive sera positionnée sous le sein gauche chez les longilignes, plus haut, sous le creux axillaire chez les brévilignes (axe plutôt horizontal) (fig. 14-3b).

En pratique, il importe de ne pas commencer un examen si le signal ECG n'est pas de bonne qualité ; il faut alors changer la position des électrodes pour améliorer le tracé.

## Séquences d'imagerie cardiaque de base : écho de spin, écho de gradient

Classiquement, en écho de spin ou en écho de gradient, pour chaque battement cardiaque, un pas de codage de phase est acquis. Il faut donc typiquement 256 battements cardiaques pour obtenir une image de 256 lignes (soit environ 4 minutes). La nécessité de se synchroniser à l'ECG rend l'acquisition dépendante de la fréquence cardiaque de chaque patient et de ses arythmies éventuelles. Ceci entraîne deux corollaires :

1. la durée d'acquisition est liée à la fréquence cardiaque avec TR = intervalle R-R de l'ECG = 60 bpm (fréquence cardiaque) ;
2. la notion de pondération T1 ou T2 sera donc moins stricte qu'en IRM classique puisque le TR ne peut être contrôlé précisément (avec une fréquence cardiaque à 75 bpm, par exemple, le TR est de 60/75 soit 800 ms, ce qui correspond à un TR « intermédiaire » ni strictement pondéré en T1 ni en T2 – voir plus loin).

Les deux familles de séquences « classiques » sont l'écho de spin et l'écho de gradient. Pour

les applications cardiaques, schématiquement, on peut considérer que l'écho de spin apporte l'information anatomique « sang noir » tandis que l'écho de gradient « sang blanc » permet le ciné-IRM qui explore l'aspect fonctionnel (contraction, écoulements) (fig. 14-4).

Outre les incidences orthogonales usuelles (axiale, coronale et sagittale), trois plans de coupe obliques particuliers sont importants à connaître en imagerie cardiaque car ils sont utilisés quelle que soit la modalité d'imagerie (échographie, scintigraphie, scanner, IRM) (fig. 14-5).

## L'écho de spin de base et ses limites

En écho de spin, le signal recueilli résulte de l'application d'une impulsion RF sélective (propre à la tranche étudiée) de 90° (excitation) suivie d'une impulsion RF sélective de 180° (refocalisation des spins donnant le signal d'écho après le temps TE). Ainsi, à chaque battement cardiaque, on acquiert une ligne du plan de Fourier (fig. 14-6). Puis, pour chaque battement, le pas de codage de phase est incrémenté. Après 256 QRS, les 256 lignes du plan

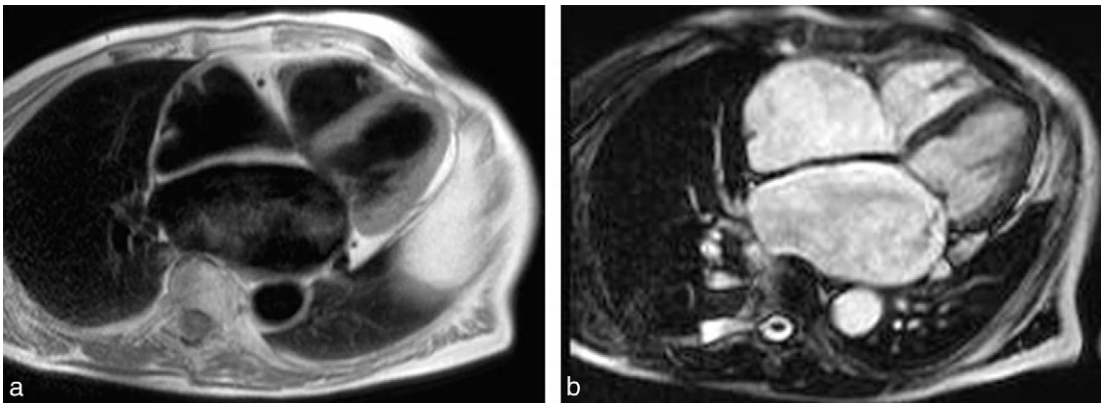



**Fig. 14-4.** Séquences « classiques » en imagerie cardiaque.
(a) Écho de spin : imagerie anatomique, statique, contraste « sang noir ».
(b) Écho de gradient : imagerie ciné, aspect fonctionnel, contraste « sang blanc ».

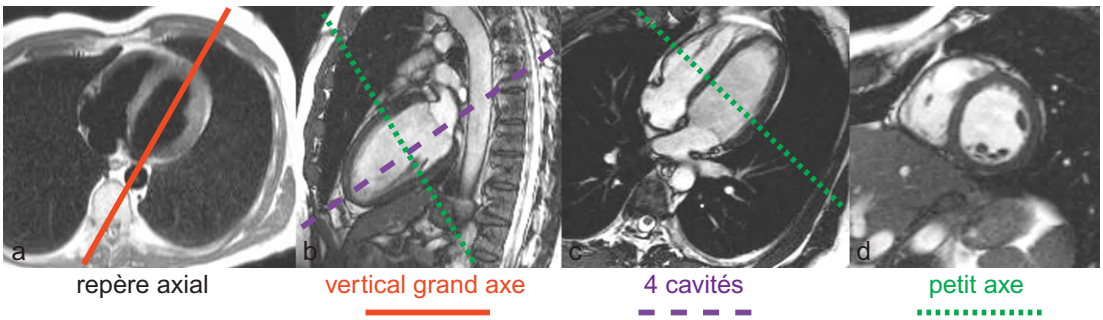



**Fig. 14-5.** Plans de coupe utilisés en IRM cardiaque.
À partir d'une coupe axiale passant par le milieu du ventricule gauche (a), une coupe sagittale oblique est sélectionnée en prenant le grand axe du ventricule gauche entre l'apex et le milieu du plan mitral (*trait plein rouge*) : coupe verticale grand axe qui déroule les parois antérieure, apicale et inférieure (b). À partir de cette incidence, un plan perpendiculaire, également aligné sur le grand axe du ventricule gauche (*trait pointillés violet*), définit la coupe 4 cavités qui déroule les parois septale, apicale et latérale du ventricule gauche (c). L'incidence petit axe (d) est perpendiculaire aux deux précédentes (*traits pointillés verts*). Une pile de coupes petit axe permet de couvrir l'ensemble du ventricule en étant bien perpendiculaire aux parois, ce qui permet une quantification précise des volumes et de la fraction d'éjection du ventricule gauche et également de l'épaississement pariétal.

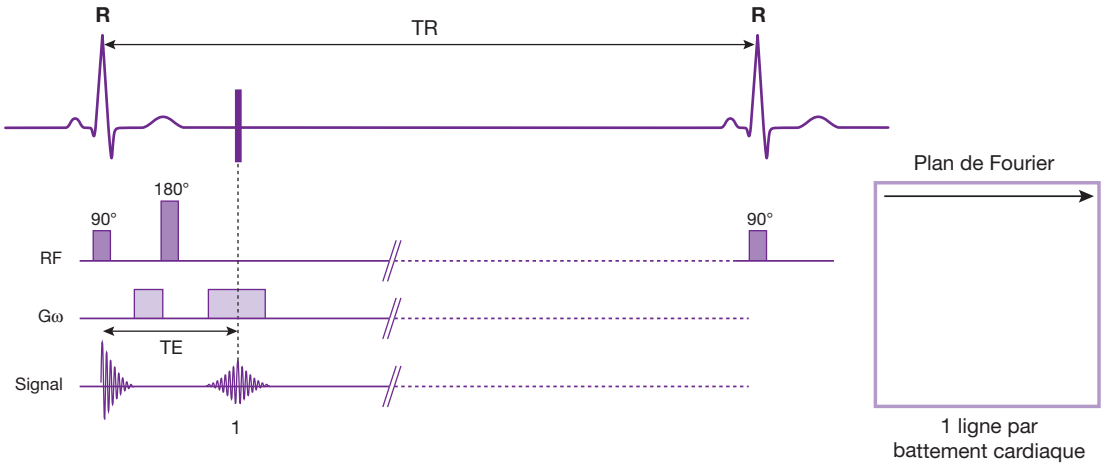



**Fig. 14-6.** Écho de spin basique en imagerie cardiaque.
La séquence est déclenchée par l'onde R de l'ECG. Chaque battement cardiaque (QRS) dicte le temps de répétition TR et commande le processus : excitation puis recueil d'un signal d'écho, correspondant à une ligne du plan de Fourier.

de Fourier sont remplies et une image peut ensuite être construite (2DFT).

Seuls les spins ayant reçu les deux impulsions (90° et 180°) renverront un signal de sorte que seuls les tissus stationnaires seront visibles, tandis que les protons du sang circulant (n'ayant pas reçu les deux impulsions RF puisqu'ils ont quitté la tranche entre-temps) n'apparaîtront pas sauf si l'écoulement est lent (fig. 14-7 et 14-8) (*voir* aussi dans le Chapitre 10 : « Absence de signal/phénomène de sortie de coupe »).

Le temps TE entre l'excitation et le recueil de l'écho (25 ms par exemple) est court par rapport à l'intervalle R-R qui sépare deux battements cardiaques (800 ms par exemple pour une fréquence cardiaque de 75 bpm). Afin d'utiliser au mieux le délai qui précède le battement cardiaque suivant, il est possible de répéter ainsi le processus sur plusieurs autres

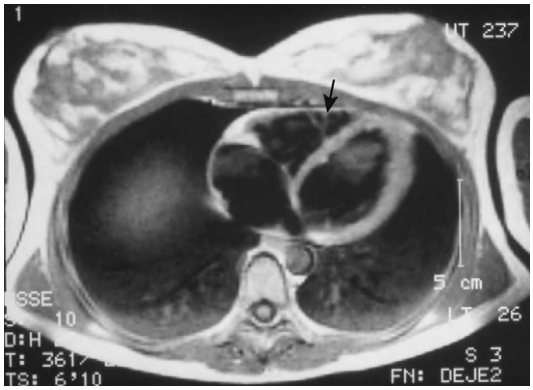



**Fig. 14-7.** Image d'écho de spin obtenue en 1988, à 0,15 Tesla, avec une séquence « classique », en 512 battements cardiaques (deux accumulations par ligne de phase).
Lorsque l'amplitude respiratoire est limitée, l'image est exempte d'artéfacts et présente une bonne résolution spatiale permettant d'identifier des petites structures comme la bandelette ansiforme (trabécule septo-marginale) ici, à la pointe du ventricule droit (*flèche*).

**Fig. 14-8.** Exemple d'image dégradée, habituellement obtenue avec la séquence d'écho de spin en respiration libre.
Il existe un flou cinétique lié aux mouvements respiratoires avec des traînées d'artéfacts parallèles à la paroi thoracique (*tête de flèche*). Par ailleurs, des signaux de flux lent perturbent l'analyse des cavités cardiaques (*flèche*). L'écho de spin en respiration libre n'est plus guère utilisé pour toutes ces raisons.

niveaux de coupe (par exemple 8). Ainsi, une série de coupes parallèles pourra être acquise durant les 256 battements cardiaques que dure la séquence (spin écho multicoupes). Il importe toutefois de noter que chaque niveau de coupe est alors acquis à un instant distinct du cycle cardiaque ; par exemple, les coupes basses correspondent à la systole tandis que les coupes hautes correspondent à la diastole. Il est donc nécessaire de connaître le timing de chaque coupe si l'on souhaite réaliser des mesures de diamètre cavitaire ou d'épaisseur pariétale (les mesures de base doivent être faites en diastole). C'est pourquoi, l'écho de spin classique – intéressant pour l'analyse morphologique – n'est pas une bonne méthode pour les mesures et pour l'approche fonctionnelle.

En cas de synchronisation cardiaque, les notions de pondérations T1 et T2 ne peuvent pas être aussi rigoureuses qu'en imagerie non synchronisée. En effet, le temps TR (intervalle R-R entre deux battements cardiaques) est variable. En pratique, on considère que la pondération est « plutôt T1 » lorsque le TR est d'un cycle cardiaque, soit 800 ms environ, et que le TE est court (< 25 ms). On se « rapproche d'une pondération T2 » lorsque le TR est sélectionné tous les deux ou trois cycles cardiaques seulement (TR × 2 ou 3), avec un TE long (de l'ordre de 60 à 90 ms par exemple). La qualité des images T2 est toutefois médiocre en général, en raison des mouvements cardiaques.

Enfin et surtout, la raison pour laquelle la séquence d'écho de spin « basique » n'est plus utilisée résulte de sa trop grande sensibilité aux artéfacts de mouvements engendrés par la respiration. L'altération des images par la respiration est extrêmement variable selon les patients et imprévisible. Souvent, on observe des traînées d'artéfacts propagés dans le sens du codage de phase (fig. 14-8). Par ailleurs, l'écho de spin « basique » présente plusieurs autres inconvénients, dominés par les effets de flux lents, source de signaux intracavitaires parasites (parfois difficiles à distinguer) de masses pathologiques intracavitaires (*voir* fig. 14-8). En outre, l'hypersignal de la graisse (lié au caractère « T1 » de la séquence synchronisée) « écrase » l'image myocardique, ce qui impose des fenêtrages où les tissus graisseux doivent être saturés.

## L'écho de gradient : contraste vasculaire et séquences ciné

Comme pour l'écho de spin, il est également nécessaire, en écho de gradient, d'effectuer 256 expériences « excitation-recueil d'un signal d'écho » pour obtenir 256 lignes avec lesquelles l'image pourra être construite. La méthode avec laquelle est induit le signal d'écho est ici différente. En écho de gradient, une seule impulsion RF d'angle de bascule faible (de 30° par exemple) est appliquée et le signal d'écho est généré non pas par une deuxième impulsion refocalisatrice mais par l'inversion du gradient de lecture au temps TE (fig. 14-9) (*voir* aussi Chapitre 9). Tous les spins intravasculaires ayant reçu l'impulsion d'excitation initiale vont ainsi contribuer à un signal d'écho fort. En effet, le TR et le TE étant généralement courts en écho de gradient, deux phénomènes vont contribuer au renforcement du signal intravasculaire (sang blanc) :

1. un phénomène d'entrée de coupe lié aux TR courts («rehaussement paradoxal») dû aux spins qui entrent dans la coupe avec toute leur aimantation longitudinale ;
2. peu de phénomène de sortie de coupe lié aux TE courts (voir aussi Chapitre 10).

Par ailleurs, de nouveau à cause des TR courts, les tissus stationnaires, comme les parois myocardiques par exemple, sont affectés par un phénomène de saturation partielle et apparaissent de tonalité sombre, contrastant avec les spins circulants (fig. 14-10).

Avec les anciennes séquences à TE encore relativement long (12 ms), un gradient compensateur de flux était généralement appliqué pour réduire les pertes de signal liées au flux sanguin (déphasages – *voir* Chapitre 10). Cependant, en cas de flux rapide (écoulements > 1 m/s environ), il apparaît tout de même un déphasage au sein du voxel, ce qui entraîne alors une perte de signal dont la topographie traduit les lignes de flux. Il en résulte une séméiologie très intéressante pour cartographier les lésions valvulaires cardiaques ou les conséquences des sténoses artérielles (*voir* fig. 14-10 et 14-13).

L'écho de gradient est bien approprié pour réaliser des séquences ciné car il est possible de

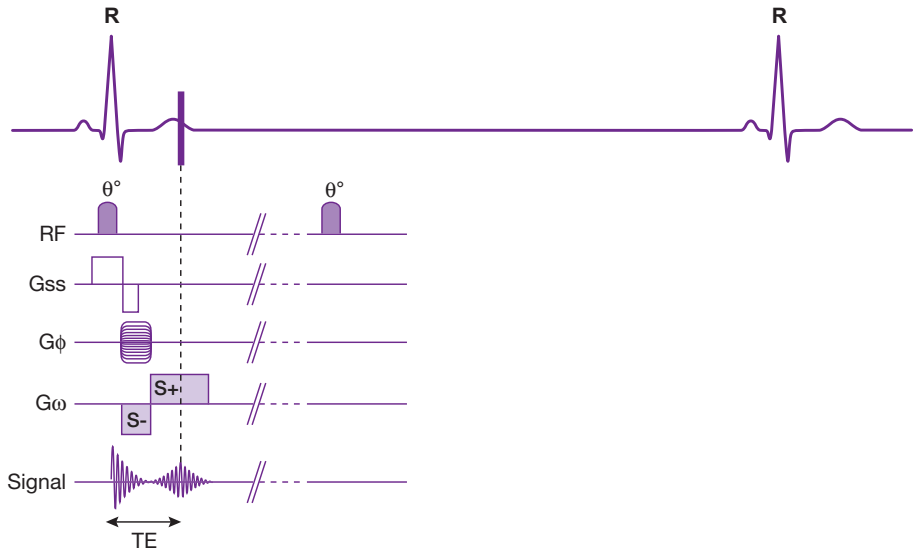



**Fig. 14-9.** Écho de gradient basique en imagerie cardiaque.
En écho de gradient, une seule impulsion d'excitation θ est appliquée. Le signal d'écho apparaît au moment où la surface négative sous la courbe du gradient de lecture (S–) est égale à la surface sous la courbe positive du gradient (S+).
En mode « ciné », ce motif est répété (vingt fois par exemple) lors des phases successives du cycle cardiaque, pour pouvoir construire une série d'images en boucle qui reproduiront un pseudo-cycle cardiaque.

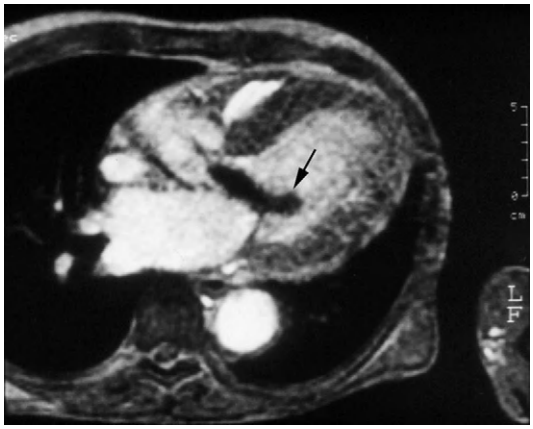


**Fig. 14-10.** Aspect typique d'image ciné en écho de gradient « classique », compensé en flux, avec un TE de 12 ms (IRM 0,5 T).
Les parois myocardiques apparaissent en sombre tandis que le pool sanguin circulant est en hypersignal. Le contraste est principalement dicté par le flux sanguin. En cas de jet sanguin rapide ou turbulent, une colonne noire de perte de signal apparaît en raison du déphasage des spins à ce niveau (flèche indiquant un jet de régurgitation aortique sur cette image diastolique).

répéter les excitations dans la même tranche plusieurs fois dans le cycle cardiaque (fig. 14-11). Par exemple, avec un TR de 50 ms, on peut obtenir 20 images d'une même coupe à travers le cycle cardiaque si la période est de 1 seconde (fréquence de 60 bpm).

Dans le cas du gating prospectif, les acquisitions sont déclenchées par l'onde R de l'ECG et le nombre de phase du cycle qui sera enregistré est fixé à l'avance (par exemple 12 phases de 50 ms comme dans la figure 14-12a). Les impulsions d'excitation s'arrêtent après le nombre de phase prescrit. On risque alors de ne pas couvrir complètement la fin de la diastole si les battements cardiaques sont trop lents ou, au contraire, de « mordre » sur la systole suivante si la fréquence cardiaque s'accélère (*voir* fig. 14-12a). En outre, la première image du jeu ciné n'étant pas autant affectée par la saturation partielle que les images suivantes, il apparaît un effet de surintensité gênant, en « flash », sur la première image du cycle. Le gating rétrospectif permet de pallier ces inconvénients. Le train d'excitation y est continu et le système détermine rétrospectivement les intervalles correspondant aux différentes phases du cycle (fig. 14-12b).

En pratique, le ciné cardiaque en écho de gradient « classique », à TR long (30–40 ms), en respiration libre, nécessitant 256 battements cardiaques pour remplir 256 lignes du plan de Fourier n'est plus guère utilisé. Les mêmes artéfacts de mouvements respiratoires décrits plus haut pour l'écho de spin « classique » apparaissent chez une majorité de patients. Ce

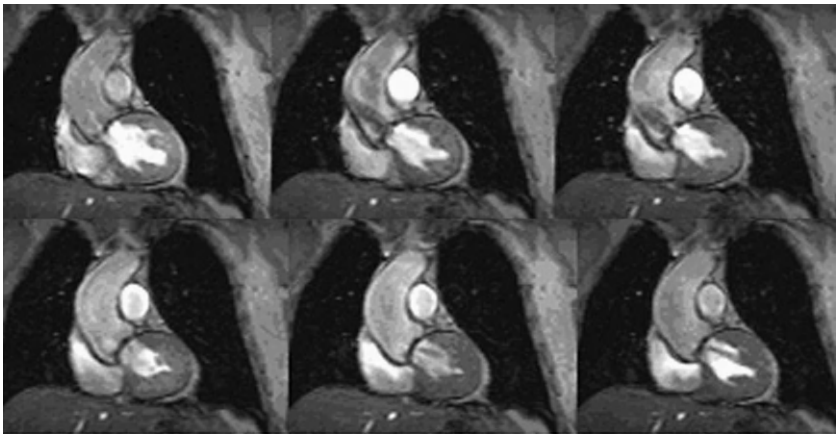


**Fig. 14-11.** Exemple de séquence « ciné ».
À la fin de l'acquisition « ciné », la série d'images (exemple de six images ici), jouée en boucle, reproduit la cinétique de contraction et de relaxation cardiaque et permet ainsi l'appréciation visuelle qualitative et l'analyse quantitative fonctionnelle cardiaque.

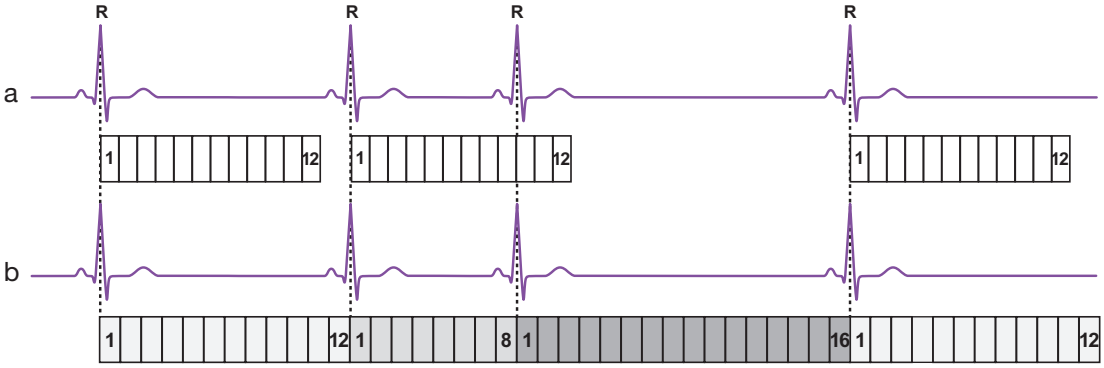



**Fig. 14-12.** Gating prospectif et rétrospectif.
Le gating prospectif consiste à acquérir une succession fixe de n phases consécutives du cycle cardiaque faisant suite à l'onde R de l'ECG (par exemple 12 phases ici) (a). Ensuite, la séquence s'interrompt en attendant le QRS suivant (acquisition discontinue).
En cas de gating rétrospectif (b), le train d'excitation est continu et couvre tous les instants du cycle sans interruption. À la fin de la séquence, le système reconstruit autant de phases possibles qu'il y a d'intervalle de temps « utile » au sein du cycle cardiaque moyen (ici 12). La diastole, en fin de cycle, est ainsi couverte de manière optimale.

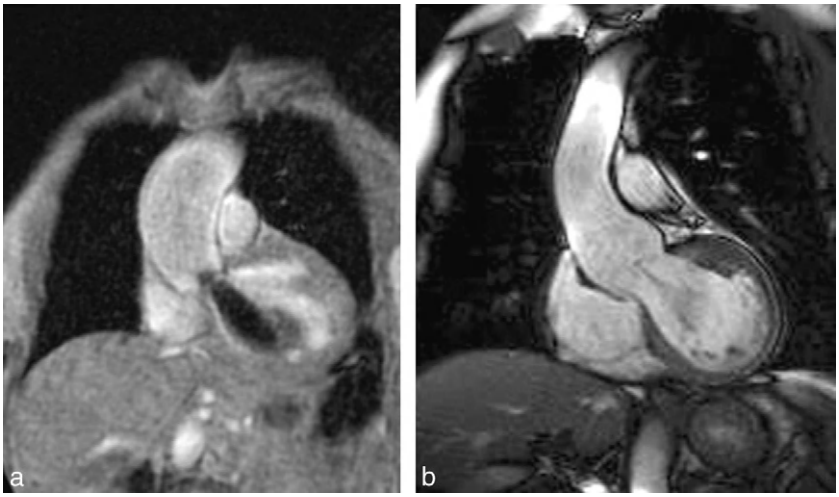



**Fig. 14-13.** Exemples d'insuffisance aortique de sévérité similaire (grade 2/4 en échographie).
Les flux sanguins rapides, bien visibles avec les anciennes séquences d'écho de gradient [séquence d'écho de gradient compensée en flux avec TE = 12 ms – à 0,5 T (a)] ne sont plus aussi aisément discernables avec les séquences de type balanced-SSFP actuelles à temps d'écho très court [TE = 1,6 ms (b)].

flou cinétique, souvent rédhibitoire, a conduit à remplacer ces séquences par des séquences segmentées en apnée.

Lorsque le TR devient court (TR < T2*), une part d'aimantation transverse résiduelle va contribuer au signal d'écho. Dans ce cas, plusieurs variantes de séquences d'écho de gradient doivent être distinguées selon la manière dont elles traitent cette aimantation transverse (*voir* Chapitre 9). Les séquences qui détruisent l'aimantation transversale (spoiler) conduisent surtout à une pondération T1 (si TR court et angle de bascule élevé) et sont, par exemple, utilisées en angio-IRM avec injection de produit de contraste (FLASH, SPGR, FFE-T1, etc.) (*voir* Annexe 25). Les séquences qui renforcent l'aimantation transversale résiduelle (avec des gradients rephaseurs), de type SSFP (FISP, GRASS, FFE, etc.) (*voir* fig. 14-11, Chapitre 9 et Annexe 25), ont été utilisées jusqu'à l'avènement des séquences de type balanced-SSFP qui seront décrites plus loin. Ces nouvelles séquences, de type balanced-SSFP, qui améliorent grandement le rapport signal/bruit, ont cependant l'inconvénient de gommer l'intéressante séméiologie des flux qui était accessible avec les anciennes séquences (car les TE sont très courts et les gradients de type tripolaire sont compensés en flux – *voir* Chapitre 10) (fig. 14-13).

## Imagerie de phase (cartographie des flux)

La cartographie des flux est à l'IRM ce que le Doppler est à l'échographie (fig. 14-14). Cette technique permet de mesurer la vitesse de déplacement des spins au sein d'un voxel. Les images obtenues (sur une séquence ciné en écho de gradient) constituent ainsi des cartes de vitesse à chaque instant du cycle. Il est ainsi possible d'accéder au débit à travers telle ou telle cavité cardiaque ou vaisseau (en faisant l'intégrale des vitesses sur le cycle).

Le principe utilisé est identique à celui de l'angio-IRM par contraste de phase (*voir* Chapitre 10). En partant de la formule de Larmor : $\omega = \gamma \cdot B$ ($\omega$ est la pulsation $= 2\pi F$, $\gamma$ est le rapport gyromagnétique et B est le champ magnétique), il résulte que la phase $\phi$ des spins situés en x, soumis à un gradient de champ G durant un temps t est :

$$\phi = \gamma\, Gxt \text{ (pour les spins fixes)}$$

et

$$\phi = \gamma\, G\, V\, t^2 \text{(pour les spins se déplaçant à la vitesse V dans la direction du gradient)}$$

À partir de ces expressions, on peut construire des gradients :

1. tripolaires symétriques qui annulent la phase des spins en mouvement (compensation en flux) ;
2. tripolaires asymétriques qui encodent la phase de manière linéaire par rapport au flux.

Pour chaque pas de codage de phase, une paire d'acquisition est effectuée (une compensée en flux et une encodée en flux). La soustraction entre ces deux données permet d'extraire la phase liée au flux et donc la vitesse d'écoulement pour chaque pixel.

Cette séquence présente deux analogies avec l'écho-Doppler :

1. l'encodage des vitesses ne concerne que la composante qui se fait dans le sens des gradients encodeurs ; par conséquent, il convient de bien choisir l'incidence de coupe afin que l'encodage soit bien représentatif de l'écoulement (sans quoi les vitesses seront sous-estimées, à l'instar de ce qui se passe en échographie lorsque le faisceau d'ultrason fait un angle avec le vaisseau exploré) ;
2. si l'écart de phase dépasse $\pm\ \pi$, en raison d'une vitesse d'écoulement trop rapide, il apparaît alors un effet de repliement spectral (aliasing) avec indétermination sur la vitesse (*voir* Chapitre 10). Par conséquent, il est nécessaire de choisir judicieusement la vitesse d'encodage en fonction de la vitesse d'écoulement maximale attendue dans la région explorée (par exemple 150 cm/s pour une aorte ascendante normale).

Enfin, un logiciel spécifique de post-traitement est nécessaire avec ce type de séquence car il faut pouvoir convertir la phase en cm/s, dessiner une région d'intérêt vasculaire, intégrer les mesures sur l'ensemble des images du cycle cardiaque, corriger l'offset de phase éventuel, dessiner les courbes correspondantes et calculer les débits (fig. 14-14).

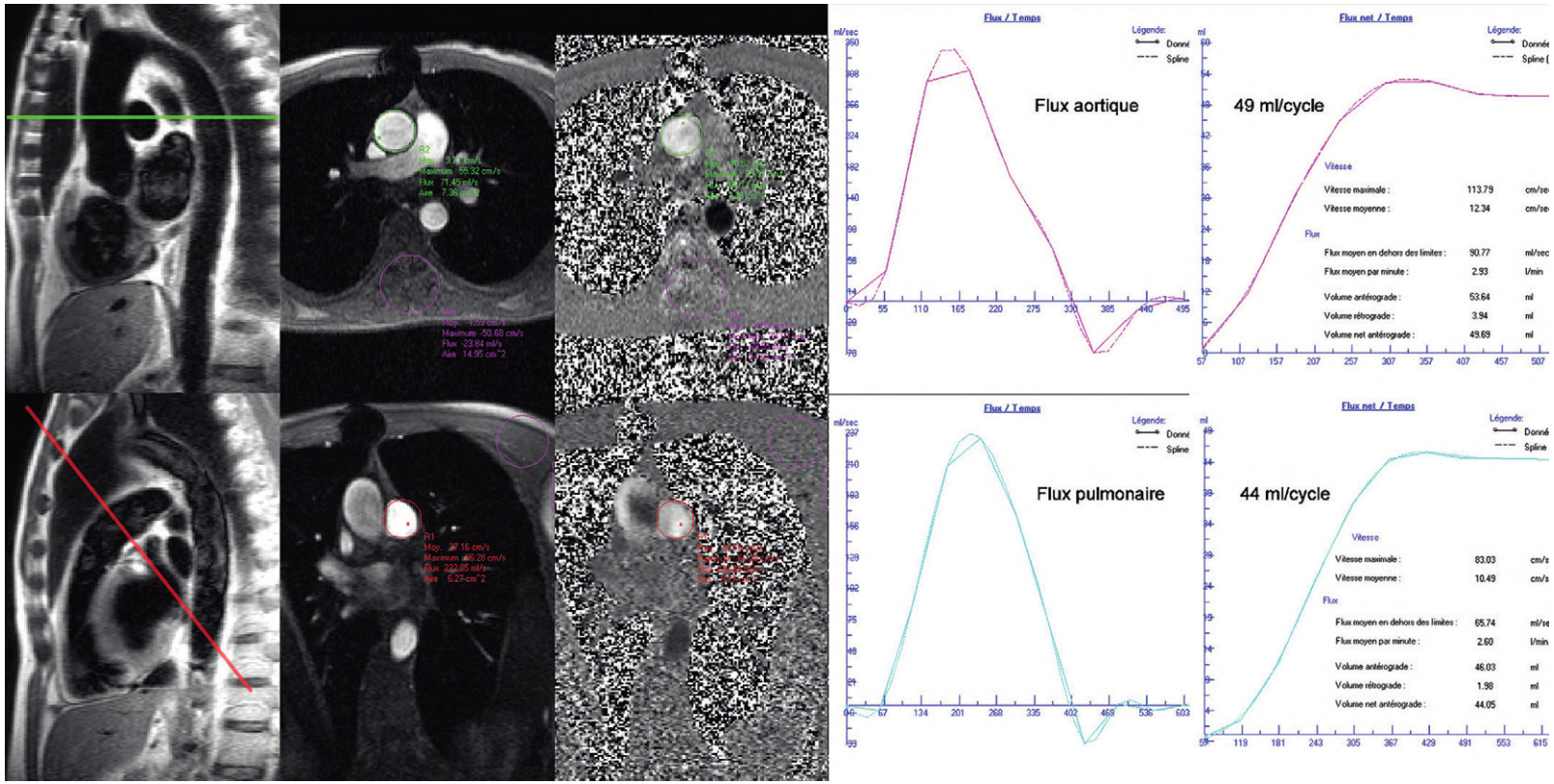



**Fig. 14-14.** Illustration de la méthode de mesure des débits (« *through plane* ») traversant perpendiculairement l'aorte ascendante (*ligne du haut*) et l'artère pulmonaire (*ligne du bas*) durant le cycle cardiaque.

Les images systoliques module et de phase (vitesse) sont représentées au milieu. Les courbes de flux reproduisent les vitesses moyennes mesurées à chaque instant du cycle cardiaque au sein des régions d'intérêt aortique et pulmonaire. L'intégrale des vitesses (*à droite*) correspond au débit éjecté. En l'absence de shunt, les débits mesurés dans l'aorte et dans l'artère pulmonaire ne diffèrent pas de plus de 10 % (précision de la mesure).

Cette séquence est très utile en pratique sur le plan *quantitatif*, à travers le plan (*through plane* – fig. 14-14), pour connaître un rapport de shunt par exemple (rapport du débit pulmonaire QP sur le débit systémique Qs) et sur le plan *qualitatif*, dans le plan (*in plane*), pour visualiser les lignes de flux, par exemple en cas de valvulopathie, de communication interauriculaire ou interventriculaire (fig. 14-15).

## Séquences segmentées permettant les acquisitions en apnée

Les séquences segmentées visent à accélérer l'acquisition des données afin de pouvoir les obtenir en apnée et ainsi de s'affranchir du flou cinétique respiratoire. Les signaux d'écho sont acquis non pas isolément mais par paquets, par groupes.

### Concept de séquence segmentée

Le concept d'imagerie segmentée peut également s'appliquer aux séquences avec synchronisation cardiaque (ou éventuellement respiratoire). Il consiste alors à diviser le cycle cardiaque en segments (par exemple 8 segments de 100 ms pour le ciné – fig. 14-16) entre chaque battement cardiaque. Pour chaque segment temporel ainsi défini, le principe consiste à acquérir non pas un pas de codage de phase (comme c'est le cas pour les séquences classiques) mais un groupe de N lignes du plan de Fourier (8 dans l'exemple de la figure 14-16), ce qui permet d'accélérer l'acquisition des données.

Le prérequis à ce type de séquences concerne les capacités de commutation des gradients qui se résument, en pratique, dans le paramètre TE minimal. Le temps TR, qui sépare le recueil de deux échos successifs, est habituellement de l'ordre de 2 TE. Ainsi, dans l'exemple de la figure 14-16, pour pouvoir acquérir 8 signaux dans chaque segment de 100 ms, il faut que le TR soit inférieur à 12 ms. Actuellement, l'instrumentation la plus performante autorise des TR de l'ordre de 2 ms environ (gradients de 30–40 mT/m commutant en 200-250 µs).

La segmentation peut s'appliquer à la plupart des séquences d'imagerie cardiaque : écho de spin, ciné, cartographie des flux, etc.

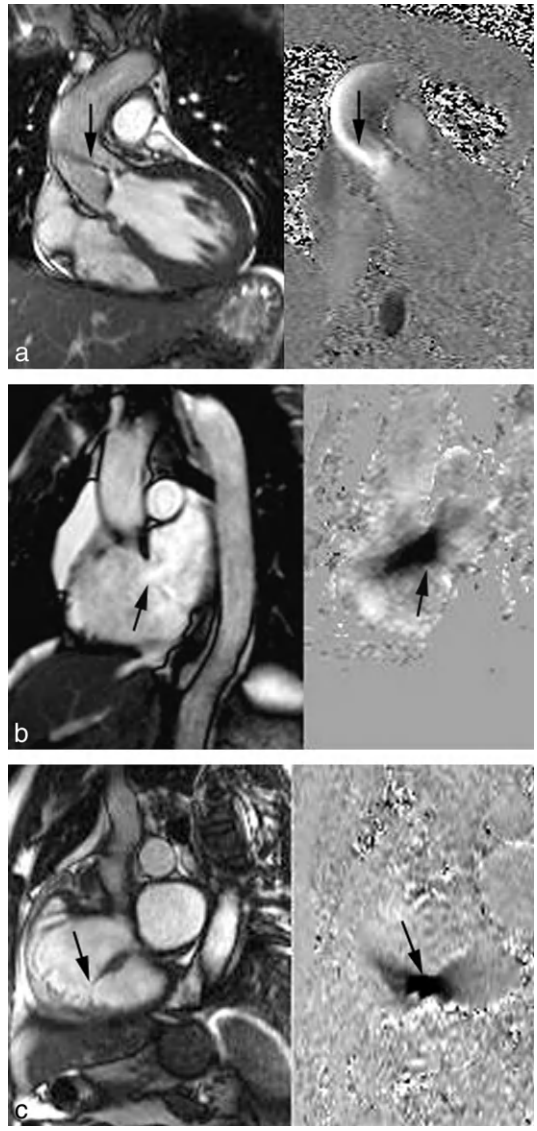



**Fig. 14-15.** Visualisation des lignes de flux par cartographie de flux « *in plane* », en cas de sténose valvulaire aortique (a), de shunt interauriculaire (b) et de rupture septale basse post-infarctus (c).
Les images module sont à gauche et les images de flux appariées à droite. Noter que ces jets pathologiques ne sont pas bien visualisés avec les séquences ciné actuelles de type balanced-SSFP.

### Écho de spin segmenté et ses variantes « one shot »

L'écho de spin segmenté est une variante de l'écho de spin rapide ESR (TSE, FSE – *voir* Chapitre 9), avec laquelle un groupe de N

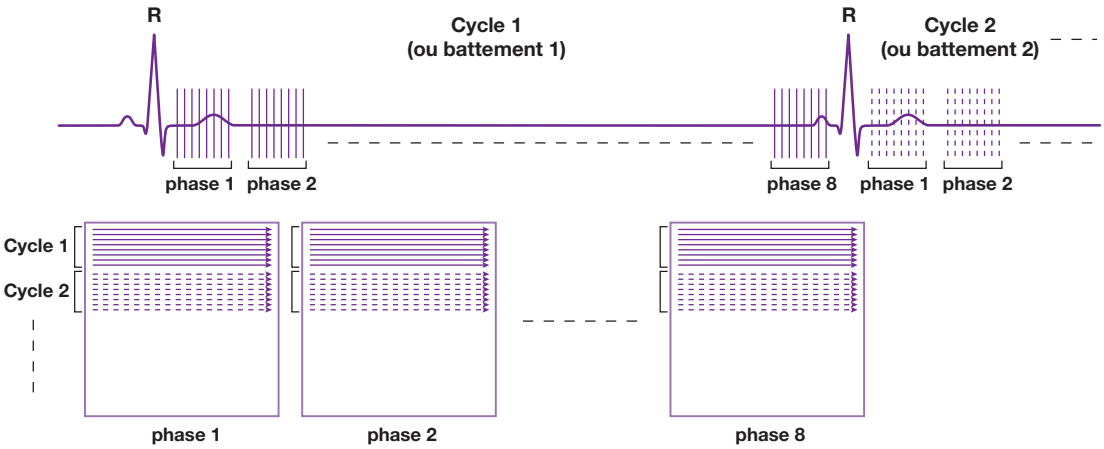



**Fig. 14-16.** Principe de la technique d'imagerie segmentée.
Dans chaque segment temporel (ici 8 phases du cycle cardiaque), un groupe de N lignes du plan de Fourier (8 dans cet exemple) est acquis lors de chaque battement cardiaque (cycle 1 : traits en gras, cycle 2 : traits en pointillés, etc.).
Les données nécessaires pour remplir le plan de Fourier correspondant à ce segment temporel sont ainsi acquises sur un petit nombre de battements cardiaques, en apnée.

échos, correspondant à la longueur du train d'écho (ou ETL) de la séquence d'écho de spin rapide, sont acquis lors de chaque battement cardiaque (fig. 14-17).

Avec un train d'écho de 10, 160 échos peuvent être obtenus en 16 battements cardiaques seulement, pour des fenêtres d'acquisition relativement brèves au sein du cycle cardiaque (100 ms pour des TE de 10 ms par exemple). La pondération T1 ou T2 dépend du TE effectif qui correspond aux signaux acquis pour les pas de codage de phase proches de zéro (partie centrale du plan de Fourier). Le train d'écho de spin peut également être obtenu après une impulsion d'inversion et un délai de 160 ms pour lequel l'aimantation longitudinale de la graisse passe par zéro (à 1,5 Tesla), ce qui correspond à la séquence STIR (*Short Tau Inversion Recovery* – *voir* aussi Chapitre 12). Le signal adipeux est ainsi annulé et le choix d'un TE effectif long permet d'obtenir une pondération T2 (fig. 14-18). Un inconvénient de ces séquences est de délivrer beaucoup d'impulsions de radiofréquence, ce qui peut

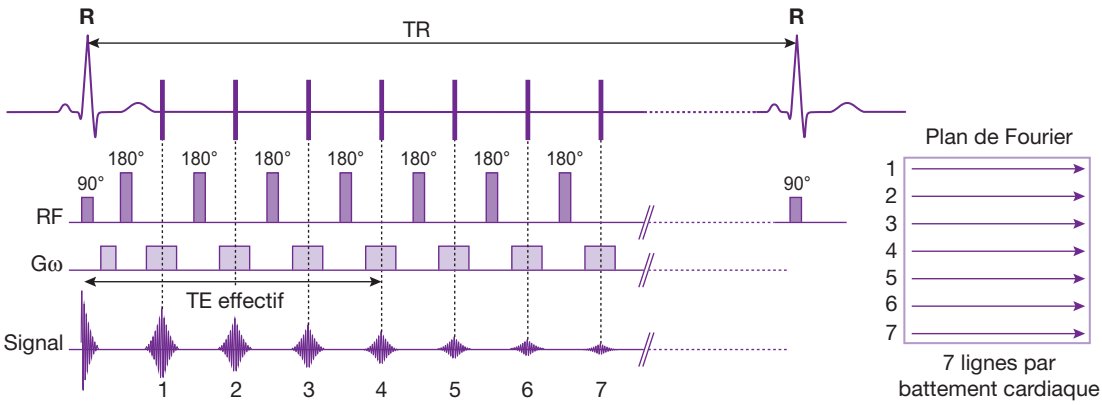



**Fig. 14-17.** Principe de la séquence d'écho de spin rapide (ESR) (TSE ou FSE segmenté) avec un facteur turbo de 7 dans cet exemple.
L'impulsion d'excitation initiale de 90° est suivie non pas d'une seule impulsion mais d'un train d'impulsions refocalisatrices de 180°, générant autant d'échos successifs au sein d'un segment dans le cycle cardiaque. Le TE effectif est celui qui correspond aux échos qui occupent les lignes centrales du plan de Fourier (ici ligne n° 4).

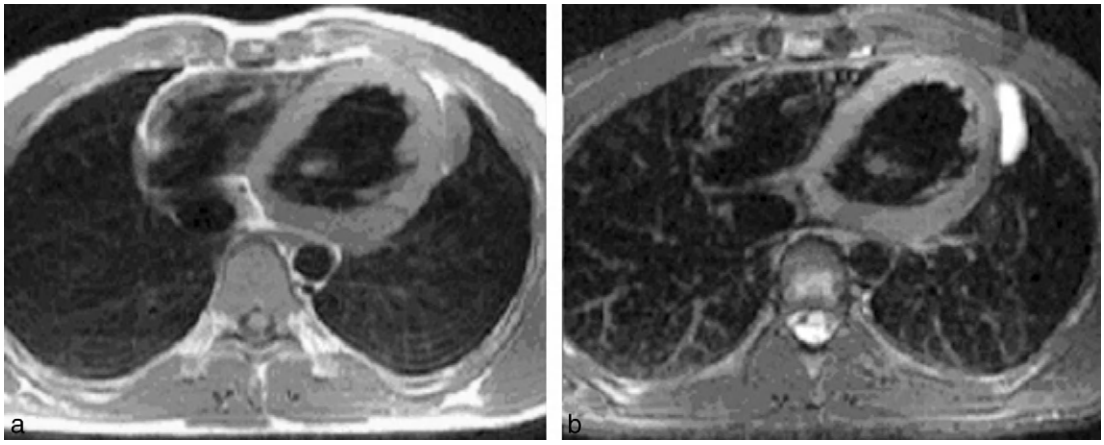



**Fig. 14-18.** ESR segmenté pondéré $T_1$ et STIR-$T_2$ dans un cas de kyste pleuro-péricardique.
(a) Pondération $T_1$ obtenue en 15 battements cardiaques avec un facteur turbo de 9 et un TE effectif de 23 ms.
(b) À droite, turbo inversion-récupération spin écho (STIR) avec TI = 160 ms, 23 échos et un TE effectif de 76 ms donnant une pondération $T_2$ relative. Le kyste, en hypersignal, est bien visualisé.
À noter également que le LCR est noir en $T_1$ et blanc en $T_2$.

conduire à des limitations de SAR (*Specific Absorption Rate – voir* Chapitre 13).

La *séquence* de type single shot ESR en demi-plan de Fourier (HASTE, SSFSE, SSTSE – *half Fourier single shot turbo* (ou *fast*) *spin-echo – voir* Chapitre 9 et Annexe 25) est l'une des formes extrêmes de l'écho de spin rapide. Toutes les lignes d'un demi-plan de Fourier sont remplies en moins de 600 ms par une succession d'échos faisant suite à une seule impulsion d'excitation initiale de 90° (fig. 14-19). La résolution spatiale est un peu moins bonne qu'en ESR segmenté, mais cette séquence offre un excellent compromis qualité/temps d'acquisition car une image est obtenue à chaque battement cardiaque. L'apnée n'est pas indispensable.

## Écho de gradient segmenté et ses variantes « *one-shot* »

Le principe du ciné segmenté est illustré sur la figure 14-16. Idéalement, 25 phases dans le cycle cardiaque sont requises pour offrir une bonne fluidité en mode ciné et pour permettre de saisir la télésystole de manière précise. La technique du partage d'écho (*echo sharing*) permet d'améliorer cette résolution temporelle sans perte de qualité. Si les gradients sont suffisamment rapides et que le rythme cardiaque est assez lent, il existe des variantes de séquences ciné segmentées en apnée multicoupes permettant d'obtenir plusieurs niveaux de coupes durant la même apnée (en réduisant alors le nombre de phases analysées dans le cycle cardiaque). La visualisation automatique immédiate des boucles ciné améliore l'efficacité et la rapidité de l'examen, surtout lors des épreuves pharmacocinétiques (dobutamine) cherchant à provoquer des altérations de la contraction régionale (IRM de stress).

Comme pour la séquence de type single shot ESR (HASTE, SSFSE, SSTSE), il est possible de compacter l'acquisition en un seul segment en écho de gradient. Ces séquences ultrarapides (*one-shot gradient echo*, comme le Turbo FLASH ou Fast SPGR ou TFE $T_1$ à TR très courts, etc.) consistent à acquérir l'ensemble des lignes du plan de Fourier en une seule fois, durant moins d'un cycle cardiaque. L'intervalle TR entre deux excitations successives est réduit au minimum (moins de 5 ms) et l'ensemble des lignes du plan de Fourier est acquis en 300 à 800 ms. Ces séquences, dont la résolution spatiale et les contrastes sont limités, servent notamment à faire les coupes rapides de repérage en début d'examen. La séquence de type Turbo FLASH offre peu de contraste naturel mais l'application d'impulsions préparatoires permet de pondérer le contraste. Par exemple

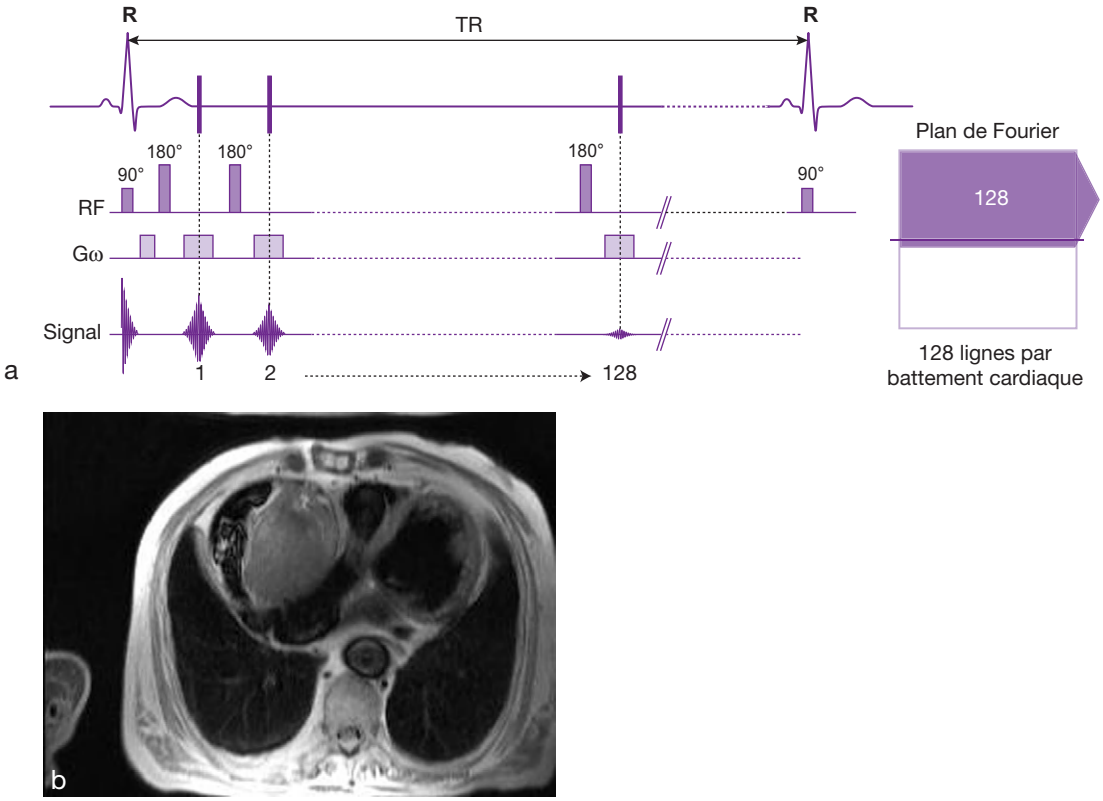



**Fig. 14-19.** Principe de la séquence single shot ESR en demi-plan de Fourier (HASTE, SSFSE, SSTSE).
Toutes les lignes d'un demi-plan de Fourier sont obtenues après une seule impulsion d'excitation de 90° (en fait, il s'agit d'acquérir la moitié + quelques lignes centrales du plan de Fourier : on a ici une matrice de 240 en phase, dont on acquiert 120 lignes + 8 lignes supplémentaires, soit 128 lignes) (a). L'image d'écho de spin est obtenue en moins d'une seconde (ici, volumineux anévrisme de la coronaire droite) (b). Il n'y a pratiquement pas d'artéfact de mouvements cardiaque car les lignes centrales (qui dictent la forme générale) sont obtenues en moins de 100 ms et car l'ensemble du train d'écho est réalisé en diastole (lorsque les mouvements cardiaques sont réduits).

un motif « *dark-blood preparation* » (*voir* le paragraphe suivant) permet de noircir les cavités cardiaques (fig. 14-20a).

Ce mode d'imagerie rapide (*one-shot*) est surtout utile avec l'écho de gradient de type balanced-SSFP qui offre un bon contraste vasculaire (fig. 14-20b) (*voir* aussi en fin de chapitre).

En Turbo FLASH ou équivalent, un motif préparatoire à type d'inversion ou de saturation permet de pondérer cette séquence en T1 (Turbo FLASH, Fast SPGR IR, TFE *invert prepulse*, etc.) (voir Annexe 25). L'imagerie dynamique (une image par cycle cardiaque) permet alors de suivre dans des conditions optimales, image par image, le premier passage d'un produit de contraste comme le gadolinium. Cette imagerie dynamique est notamment utilisée en cas de masse pathologique intracavitaire (fig. 14-21) ou pour rechercher un foramen ovale perméable (en étudiant la cloison interauriculaire durant une manœuvre de Valsalva). L'imagerie de perfusion myocardique lors du premier passage de gadolinium est une autre application importante des séquences dynamiques (fig. 14-22), surtout lorsqu'il est possible d'obtenir plusieurs niveaux de coupes à chaque battement cardiaque. La couverture anatomique est optimisée avec les séquences rapides en saturation-récupération permettant d'entrelacer des orientations de coupes variables (par exemple : 4 coupes petit axe + 2 coupes verticales grand axe + 2 coupes 4 cavités) déroulant toutes les parois myocardiques, y compris l'apex, qu'il est possible d'obtenir tous les deux battements cardiaques, sans interférence d'une coupe sur l'autre.

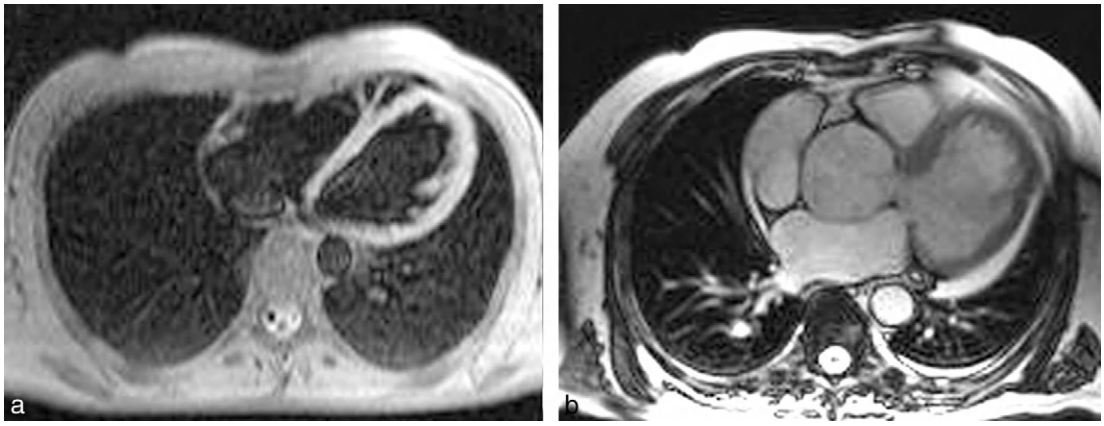



**Fig. 14-20.** Exemple d'imagerie rapide en écho de gradient « *one-shot* » obtenue en moins d'une seconde.
L'application préalable d'un motif « *dark-blood preparation* » permet de noircir les cavités cardiaques (a). Ce type de séquence offre un bon contraste vasculaire en écho de gradient de type balanced-SSFP (b).

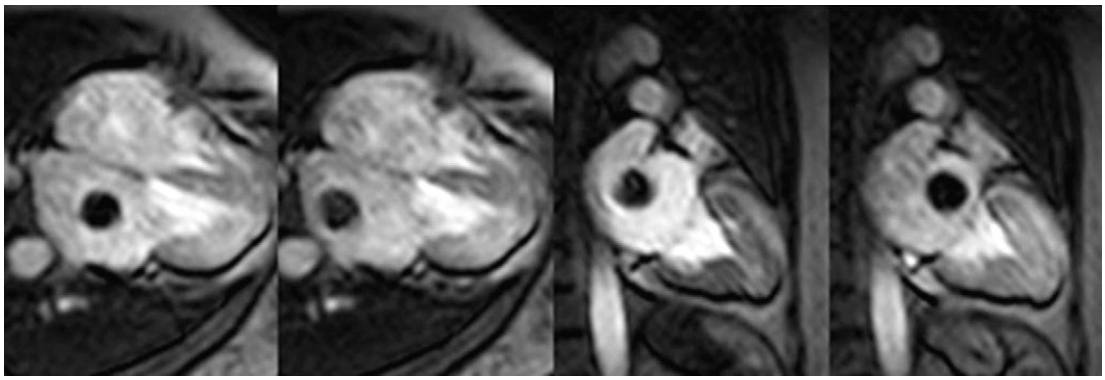


**Fig. 14-21.** Imagerie dynamique lors du premier passage de gadolinium.
Volumineuse formation arrondie très mobile dans l'oreillette gauche chez une patiente ayant présenté un accident vasculaire cérébral. L'imagerie synchronisée ne montrait pas de masse anormale en raison des mouvements anarchiques rapides de ce « *ball-thrombus* » de l'oreillette gauche.

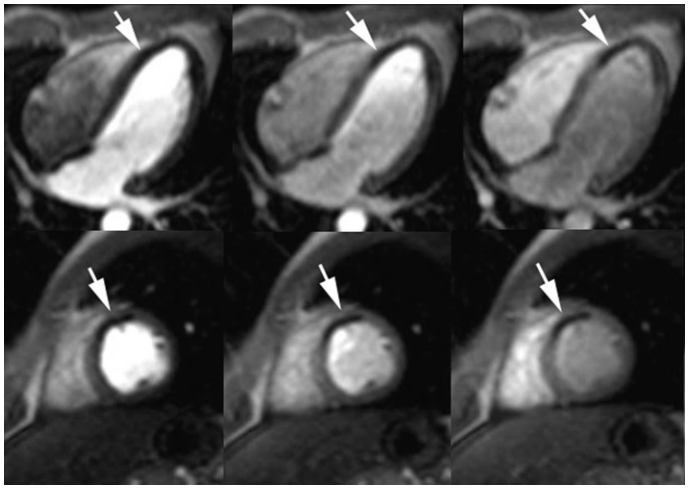


**Fig. 14-22.** Imagerie dynamique en saturation-récupération montrant trois instants différents après injection de gadolinium (20, 30 et 40 secondes).
Huit coupes distinctes sont obtenues tous les deux battements cardiaques. Chaque image est réalisée en 300 ms en écho de gradient rapide pondéré en $T_1$. Un défaut de perfusion antéro-septo-apical est visible sur ces coupes 4 cavités et petit axe (*flèches*) chez ce patient qui présente un *no-reflow* post-infarctus dans le territoire de l'IVA.

Les défauts segmentaires de perfusion sont fréquents à la phase récente de l'infarctus (*no-reflow* traduisant des lésions microvasculaires sévères). Pour la détection des sténoses coronaires significatives, une procédure d'examen en deux temps est nécessaire, comportant une étape de stimulation hyperhémiante (injection de dipyridamole) pour révéler un contraste de perfusion qui n'apparaît pas au repos à cause de la mise en jeu de la réserve coronaire physiologique.

La nécessité d'épreuves de stimulation en IRM de stress (ciné sous dobutamine) et en IRM de perfusion (imagerie dynamique sous dipyridamole) complique l'examen et explique pourquoi ces techniques sont peu usitées, d'autant que l'analyse des anomalies est délicate à quantifier et reste donc souvent subjective.

## Impulsions préparatoires

Une impulsion RF préalable à la séquence d'imagerie est souvent appliquée pour moduler le contraste. La présaturation des tranches adjacentes est par exemple utilisée pour neutraliser les artéfacts de mouvements ou de flux. Les impulsions de saturation ou d'inversion ont été évoquées ci-dessus au sujet de l'imagerie de perfusion en inversion-récupération. Le même principe sera utilisé pour pondérer en T1 les séquences d'imagerie de l'infarctus qui sont détaillées plus loin. On peut aussi évoquer les motifs « T2-prep » utilisés en imagerie 3D des coronaires (*voir* plus loin). Trois types d'impulsions préparatoires sont illustrés ici : suppression des graisses, suppression du signal sanguin et tagging.

### Suppression des graisses (*voir* aussi Chapitre 12)

Trois méthodes sont utilisables :

1. impulsion RF de saturation (FatSat – fig. 14-23a,b), centrée sur la fréquence de résonance de la graisse (3,5 ppm soit environ 220 Hz de moins que l'eau à 1,5 T). Cette impulsion est appliquée immédiatement avant la séquence d'imagerie. Son efficacité est variable et très dépendante de la qualité du shim (réglage de l'homogénéité du champ) dans la zone étudiée ;
2. séquence STIR (fig. 14-18) ;
3. excitation sélective de l'eau ou de la graisse avec des impulsions d'excitation binomiales (PROSET ou *water excitation*, également applicable en séquences ciné comme l'illustre la figure 14-23c,d,e) (voir Chapitre 12).

### Suppression du signal sanguin

La suppression du signal sanguin ou « *dark-blood preparation* » repose sur le motif PRESTO (*Preceeding Inversion Recovery Preparing Pulse Pair*) (voir Annexe 25). Cette méthode très efficace d'annulation des signaux sanguins intracavitaires est systématiquement mise en œuvre avec les séquences d'écho de spin « sang noir » (fig. 14-18 et 14-19), mais peut aussi être employée avec l'écho de gradient (fig. 14-20a). Le principe est illustré sur la figure 14-24. Deux impulsions d'inversion de 180° successives sont appliquées, une non-sélective intéressant tout le volume puis une sélective, propre à la seule tranche à étudier (où les spins stationnaires recouvrent donc leur aimantation nominale). La mesure est réalisée après un temps d'inversion TI de l'ordre de 600 ms, au moment où l'aimantation longitudinale des spins du sang circulant, inversés par l'impulsion de 180° non sélective, passe par le zéro. Les spins du sang circulant, ayant ainsi une aimantation longitudinale nulle, ne renvoient aucun signal parasite intracavitaire (sang noir). Cette technique est très robuste et peut être mise en œuvre avec les diverses modalités d'écho de spin (classique, turbo, segmenté, single shot).

### Tagging

Le tagging (tatouage myocardique), illustré figure 14-25, consiste à marquer les tissus sous forme de lignes ou de grilles sombres, en diastole, dans le but de suivre la déformation des marques durant le cycle cardiaque. Des impulsions RF particulières précèdent une séquence ciné classique (SPAMM – *SPAtial Modulation of the Magnetization* – ou DANTE). Le tagging est peu utilisé en pratique clinique mais constitue un puissant outil de recherche sur la physiopathologie de la contraction myocardique (cardiomyopathies, atteintes ischémiques, etc.).

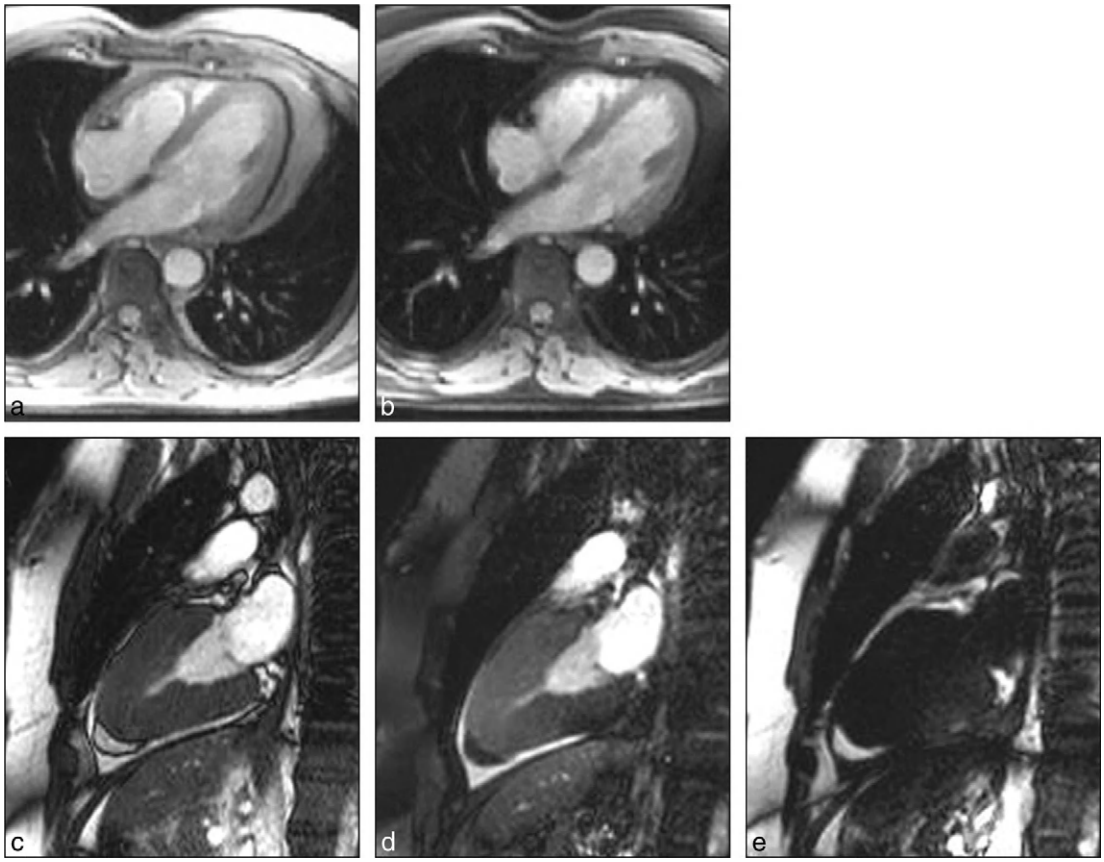



**Fig. 14-23.** Techniques de suppressions tissulaires.
(a,b) Suppression du tissu adipeux par des impulsions RF préparatoires (FatSat). a : sans FatSat ; b : avec FatSat. L'extinction efficace de la graisse exige d'effectuer un shim initial précautionneux.
(c,d,e) Excitation sélective de l'eau ou de la graisse. Deux structures en hypersignal sont visibles à l'apex du ventricule gauche (c). L'excitation sélective de l'eau montre qu'il s'agit d'un épanchement péricardique liquidien (d), avec de surcroît présence d'une frange adipeuse épicardique apicale bien reconnaissable en excitation sélective de la graisse (e).

# Évolution des techniques d'imagerie cardiaque

## Écho de gradient optimisé

À la fin des années 1990, les systèmes de gradients performants (commutation rapide et temps de montée très courts) se sont diffusés, permettant ainsi des TE très courts. Ces performances ont ouvert la voie aux séquences de type balanced-SSFP, qui étaient décrites bien auparavant. Ces séquences constituent un saut qualitatif majeur en IRM cardiaque. Les principaux acronymes qui les désignent sont FIESTA pour General Electric, True FISP chez Siemens et Balanced-FFE chez Philips (voir Annexe 25). La différence entre ces séquences et les anciennes séquences d'écho de gradient réside dans la compensation (de flux : gradients tripolaires – *voir* Chapitre 10) qui est appliquée à l'ensemble des gradients mis en jeu (les surfaces positives et négatives des gradients s'équilibrent pour chacun des gradients) (fig. 14-26). Ainsi, le déphasage des spins entre deux excitations successives (intervalle TR) est exactement égal à zéro (*voir* Chapitre 9).

Les signaux produits par la séquence de type balanced-SSFP sont des combinaisons complexes de FID, d'écho de gradient et d'écho stimulé. Le rapport signal sur bruit obtenu est excellent (fig. 14-27). La pondération de cette séquence s'exprime en T2/T1 (et non pas en T2* comme en écho de gradient standard), modulée par l'effet d'entrée de coupe (comme pour l'écho de gradient simple).

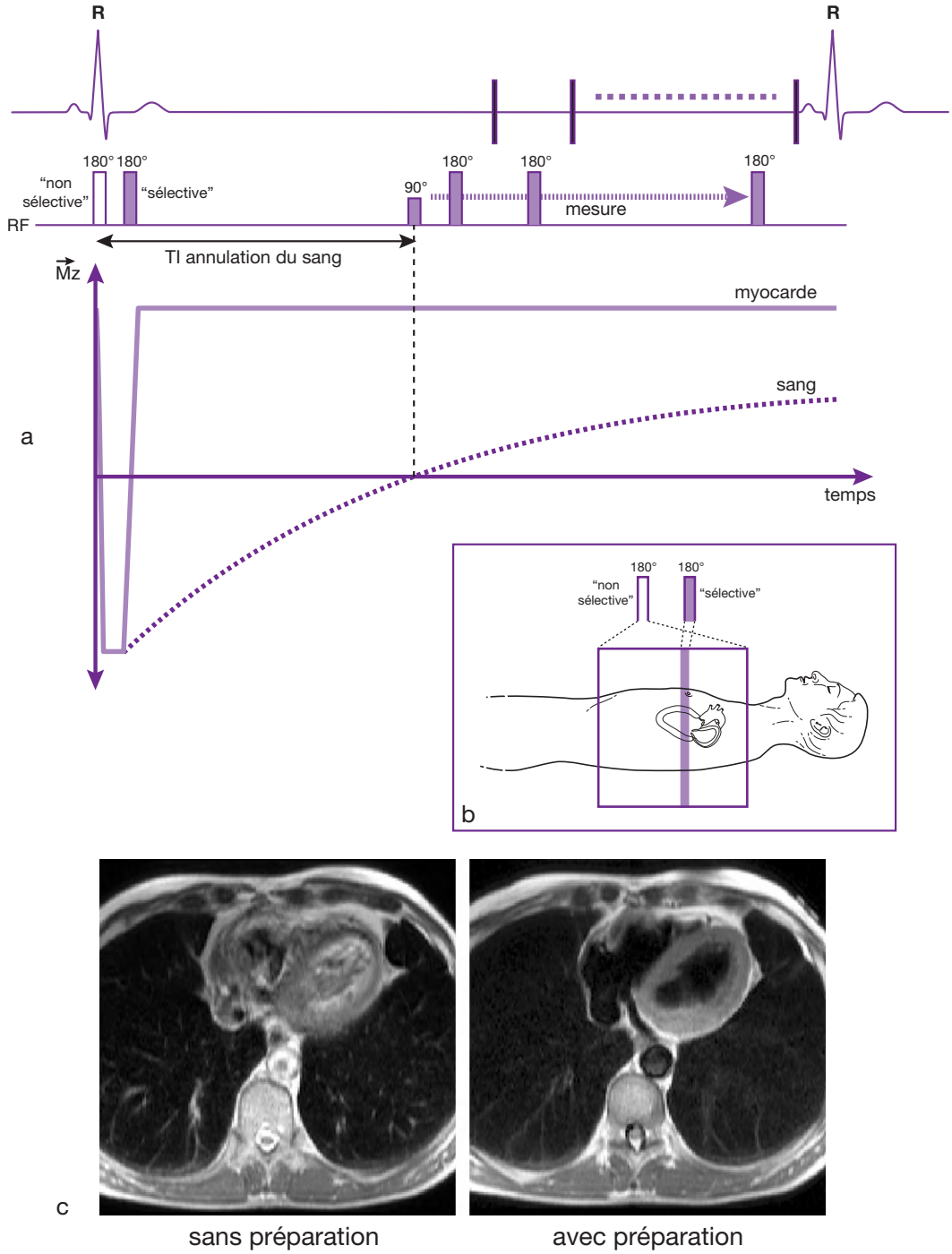



**Fig. 14-24.** Principe de l'imagerie « sang noir » avec motif préparatoire « *dark-blood preparation* ».
Deux impulsions d'inversion de 180° successives sont appliquées, une « non-sélective » puis une « sélective » (a). Une impulsion non sélective intéresse tout le volume placé dans l'antenne alors qu'une impulsion sélective concerne la seule tranche à étudier (b).
À la suite de l'impulsion sélective, les spins stationnaires recouvrent donc leur aimantation nominale (180° suivi de 180° = 0°) (a). La mesure est réalisée après un temps TI de l'ordre de 600 ms, au moment où l'aimantation longitudinale des spins du sang circulant, inversés par l'impulsion de 180° non sélective, passe par le zéro. Les spins du sang circulant, ayant ainsi une aimantation longitudinale nulle, ne renvoient aucun signal intracavitaire (sang noir).
Les images (c), obtenues ici avec une séquence de lecture de type single shot ESR (HASTE) avec ces deux impulsions préparatoires, illustrent la grande efficacité de cette méthode pour supprimer le signal sanguin intracavitaire.

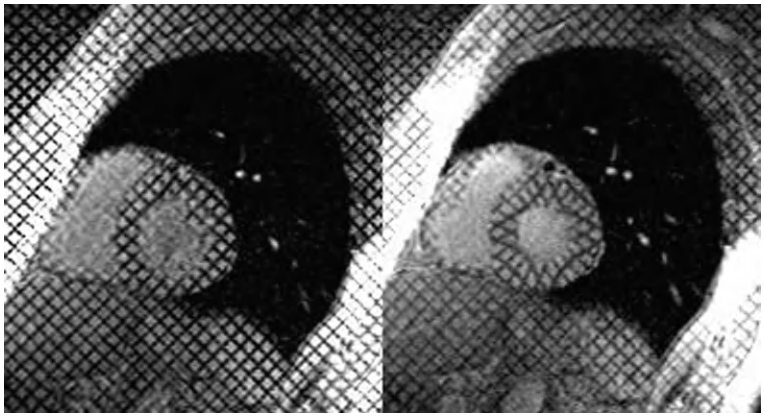


**Fig. 14-25.** Tagging myocardique.
La courbure des lignes myocardiques observée en systole (*image de droite*) permet ainsi d'apprécier qualitativement la contraction (ou éventuellement l'absence de contraction) et surtout de calculer les contraintes pariétales, grâce aux modèles mathématiques *ad hoc*.

Cette pondération est de peu d'intérêt en imagerie générale (aspécifique, peu discriminante), mais elle s'avère très intéressante en imagerie cardiaque et vasculaire car il existe un fort contraste entre le myocarde (sombre) et les tissus liquidiens ou adipeux (de tonalité élevée), de sorte que les contours endocardiques sont très bien soulignés (bonne analyse de la fonction contractile et de la masse du VG). Cette séquence est également bien adaptée pour l'imagerie rapide après préparation de contraste (après saturation ou inversion par exemple, pour obtenir une pondération T1).

Deux artéfacts particuliers existent avec cette séquence. Il s'agit d'une part de l'effet de « *off-resonance* », ce qui se manifeste sous forme de bandes noires (*banding artifacts*) en périphérie, lorsque l'inhomogénéité de champ est excessive. D'autre part, des effets de flux noir – parfois trompeurs – peuvent apparaître dans les cavités lorsque les écoulements s'effectuent dans un champ inhomogène. D'où l'importance d'un bon réglage de la fréquence centrale et du shim avant le lancement de cette séquence et d'un temps TR le plus court possible (en pratique de l'ordre de 3 ms). Un autre inconvénient potentiel concerne la forte émission d'ondes RF, conduisant facilement à des restrictions de SAR (obligeant par exemple à choisir une coupe de 7 mm d'épaisseur au lieu d'une coupe de 6 mm).

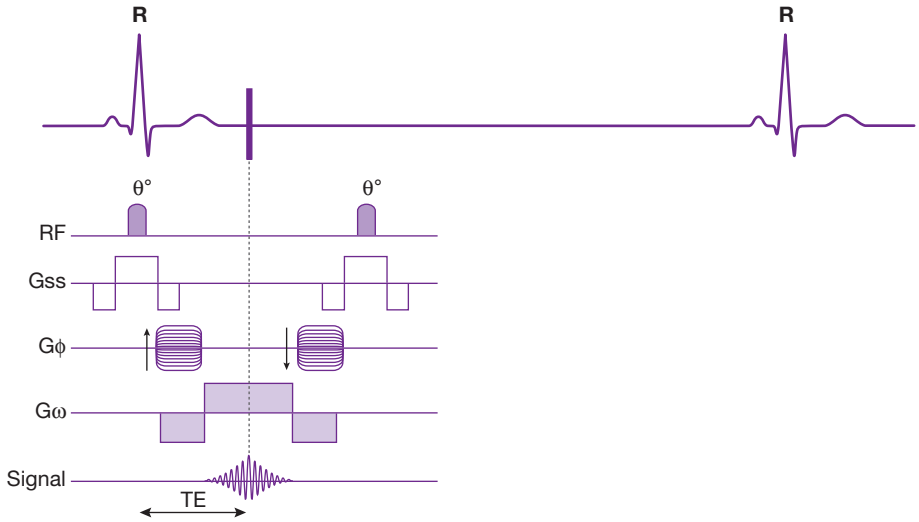



**Fig. 14-26.** Principe de la séquence de type balanced-SSFP (FIESTA, True FISP, Balanced FFE, etc.).
Dans cette séquence, l'ensemble des gradients est équilibré : gradient de sélection de coupe (Gss), gradient d'encodage en phase (Gϕ) et gradient de lecture (Gω).

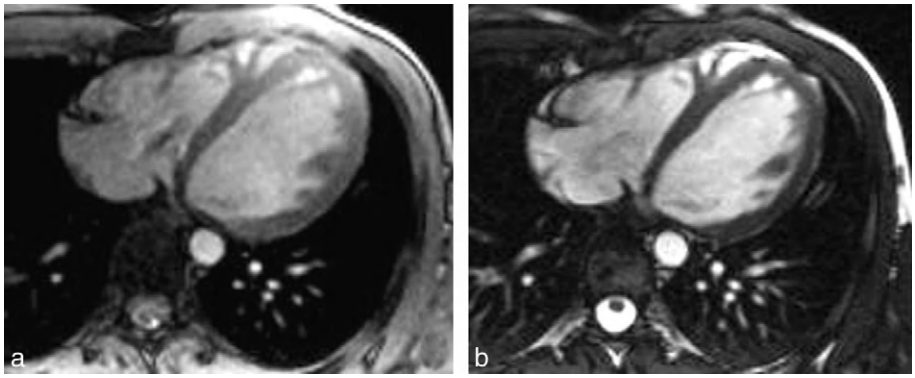



**Fig. 14-27.** Comparaison entre une séquence de type FISP (ancienne, avec TE = 5 ms) (a) et de type balanced-SSFP (actuelle, avec TE = 1,6 ms) (b).
Le rapport signal sur bruit est fortement amélioré en balanced-SSFP. Le contraste entre les cavités cardiaques et les parois est plus net avec les nouvelles séquences mais le petit jet de fuite tricuspide visible en FISP est à peine identifiable en balanced-SSFP.

## Imagerie 3D en double synchronisation cardiaque et respiratoire avec le navigateur

Pour l'imagerie des petites structures anatomiques de géométrie tortueuse comme les artères coronaires, une acquisition 3D est nécessaire, avec possibilités de reformatage ultérieur en plan oblique ou courbe. Pour échapper au flou cinétique lié aux battements cardiaques et à la respiration, l'acquisition doit se faire à des instants fixes du cycle cardiaque (synchronisation en diastole), soit lors d'une apnée, soit avec une double synchronisation respiratoire (en expiration, lorsque le diaphragme est immobile). La technique du navigateur consiste à repérer, avec une séquence d'IRM 1D, la position de la coupole diaphragmatique droite pour piloter les acquisitions (fig. 14-28). Cette double synchronisation cardiaque et respiratoire s'avère malheureusement très coûteuse en temps car 60 à 80 % des battements cardiaques sont ainsi rejetés, ce qui rend la méthode parfois fastidieuse.

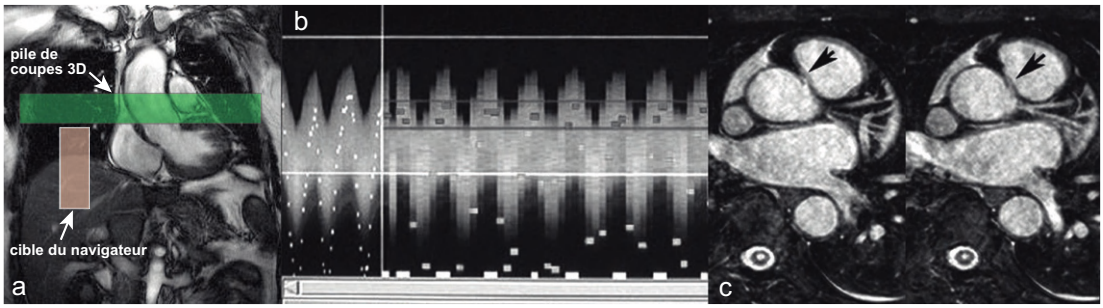



**Fig. 14-28.** Imagerie des coronaires à l'aide du navigateur.
Sur l'image de gauche (a), la pile de coupes axiales 3D est schématisée sous forme de la bande verte et la cible du navigateur correspond au rectangle vertical rouge traversant la coupole diaphragmatique droite. Les mouvements du diaphragme repérés par le navigateur sont visibles sur la courbe de la figure du milieu (b). Les données (obtenues en diastole) ne sont acceptées (*carrés gris foncé*) que si elles surviennent dans la fenêtre d'acceptation (*traits gris foncé*), sinon elles sont rejetées (*carrés gris plus clair*). Les coupes de 1 mm ainsi obtenues montrent une naissance anormale de la coronaire droite qui est prise en pince entre le tronc pulmonaire et l'aorte (c).

## Inversion-récupération pour l'imagerie de rehaussement tardif et PSIR

L'imagerie du rehaussement tardif après injection de gadolinium est un domaine très utile en pratique. L'objectif est d'observer un contraste entre une zone de rétention de gadolinium (en hypersignal) et le myocarde sain, 5 à 20 minutes après injection d'une dose standard ou double. La rétention intramyocardique de gadolinium apparaît dès que le myocarde normal est remplacé par un tissu pathologique : œdème (infarctus récent), inflammation (myocardite), tumeur, fibrose (infarctus ancien, cardiomyopathies). Une séquence d'inversion-récupération est utilisée car elle offre le meilleur contraste T1 (fig. 14-29). La zone de rétention de gadolinium possède un T1 plus court que le myocarde sain adjacent et la repousse de l'aimantation longitudinale y est accélérée. Pour obtenir un contraste T1 optimal, la séquence d'imagerie est réalisée au moment où l'aimantation longitudinale du myocarde sain traverse la ligne du zéro, soit 200 ms environ (à 1,5 T) après l'impulsion d'inversion préalable (fig. 14-29).

Le train de lecture, qui est appliqué après un délai TI faisant suite à l'impulsion d'inversion, est habituellement un écho de gradient segmenté 2D ou 3D (fig. 14-30). Le foyer myocardique pathologique apparaît alors comme une zone d'hypersignal contrastant avec l'hyposignal du reste du myocarde. Le point délicat dans la mise en œuvre de cette séquence concerne le réglage précis du TI. Des séquences spécifiques (*TI scout* ou *look-locker*) permettent de déterminer la valeur du TI optimale.

Cette méthode d'imagerie est certes peu spécifique (quoique la séméiologie des lésions ischémiques ou inflammatoires soit relativement discriminante), mais son point fort est sa grande sensibilité. Il est en effet possible de détecter des petites lésions myocardiques qui n'étaient, jusqu'ici, accessibles par aucune autre technique diagnostique. Ainsi, dans l'infarctus sous-endocardique, des lésions myocardiques sont visibles deux fois plus souvent en IRM qu'en scintigraphie. L'imagerie de rehaussement tardif est devenue irremplaçable pour le diagnostic des petites lésions ischémiques punctiformes et des myocardites, ce qui est déterminant pour l'orientation thérapeutique.

Le principal inconvénient des séquences d'inversion-récupération concerne l'indétermination quant à la polarité de l'aimantation

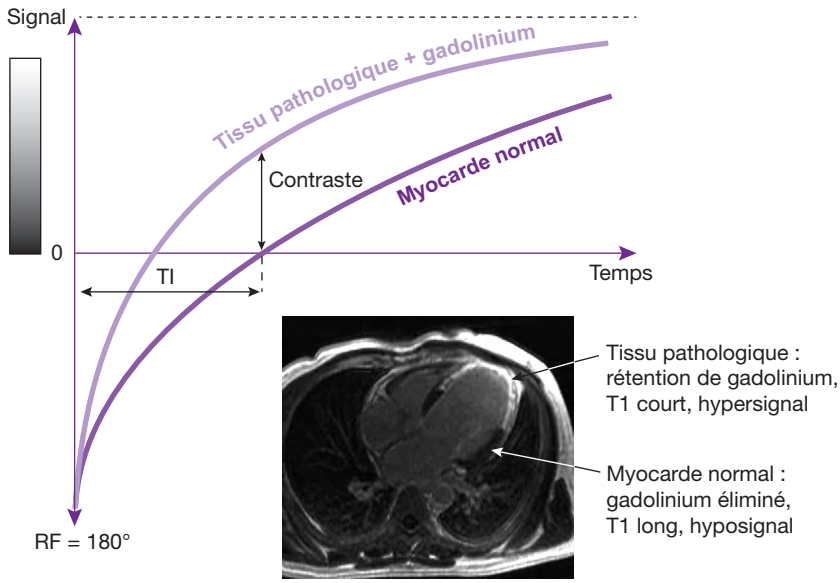



**Fig. 14-29.** Principe de l'imagerie de rehaussement tardif.
L'image est acquise environ 200 ms après une impulsion d'inversion, au moment où l'aimantation longitudinale du myocarde sain traverse la ligne du zéro, tandis que le myocarde pathologique avec rétention de gadolinium et T1 plus court a recouvré une aimantation positive, ce qui sera la source d'un hypersignal.

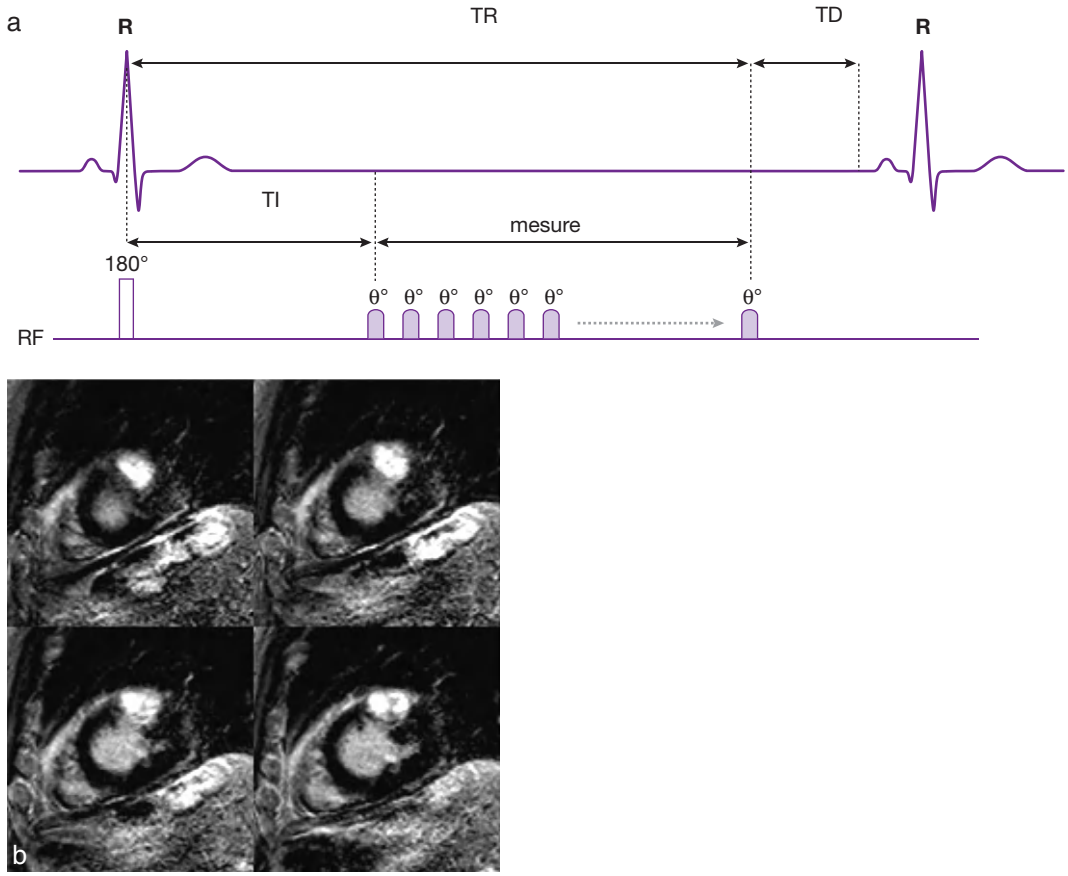



**Fig. 14-30.** La séquence d'imagerie du rehaussement tardif (a) est une séquence d'écho de gradient segmentée (2D ou 3D), en inversion-récupération avec un train d'écho acquis 200 ms environ après l'impulsion d'inversion. En mode 3D, une dizaine de coupes sont obtenues durant une apnée de 15 secondes environ. Les piles de coupes en petit axe ou en grand axe permettent de bien cerner la topographie et la taille de la lésion myocardique (infarctus antérieur médian transmural moyennement étendu dans cet exemple) (b).

longitudinale, de sorte que deux tissus dont les aimantations longitudinales sont de même magnitude, mais dont la polarité est opposée (une négative, l'autre positive), apparaîtront avec la même tonalité et seront donc indiscernables. Cette situation peut survenir entre tissu infarci et tissu sain si le TI n'est pas bien ajusté. La difficulté est d'autant plus grande que la valeur du TI dérive dans le temps à mesure que le gadolinium quitte les parois myocardiques (*wash-out*). La séquence PSIR (*Phase Sensitive Inversion-Recovery*) est la solution à ce problème et permet de s'affranchir du réglage du TI. Cette séquence permet de discriminer la polarité du signal et offre d'excellents contrastes entre tissu sain et tissu pathologique (fig. 14-31).

## Viabilité myocardique à 3 Tesla

L'imagerie morphologique et fonctionnelle à 3 Tesla est améliorée en termes de résolution spatiale à cause du gain en rapport signal sur bruit ($\vec{B}_0 \times 2$ !). En ce qui concerne la détection du myocarde infarci, les zones de *no-reflow* et/ou de suffusion hémorragique sont particulièrement bien mises en évidence dans l'infarctus à la phase aiguë (première semaine) sur les séquences de perfusion premier passage (fig. 14-32a) et sur les séquences plus tardives en inversion-récupération à 2–3 minutes (fig. 14-32b) et 15 minutes (fig. 14-32c) après injection de gadolinium. Elles apparaissent en hyposignal franc par rapport au myocarde sain, dont il faut alors prendre soin de ne pas annuler entièrement le signal et qui apparaît alors gris foncé.

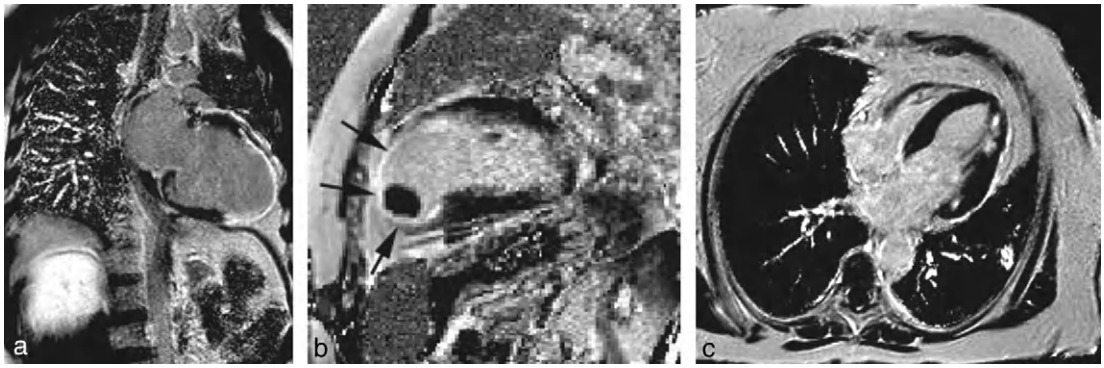
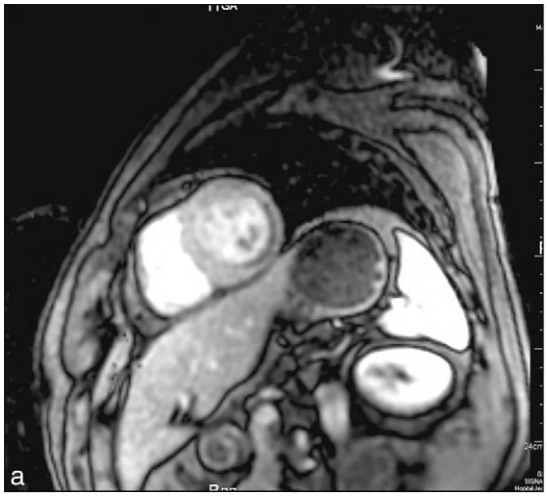



**Fig. 14-31.** Applications de la séquence PSIR.
(a) Large hypersignal transmural antéro-apical.
(b) Large hypersignal transmural antéro-apical (*flèches*) avec volumineux thrombus apical en hyposignal.
(c) Séquence PSIR montrant plusieurs foyers punctiformes d'hypersignal sous-endocardiques de la paroi latérale basale et apicale.



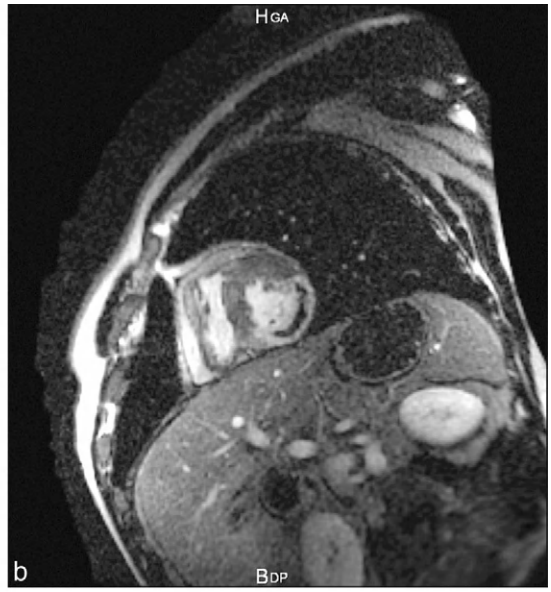



**Fig. 14-32.** Infarctus du myocarde à 3 T, coupe petit axe passant par la base du ventricule gauche après injection de gadolinium (Dotarem, Guerbet – France).
Hyposignal sous-endocardique latéro-basal signant l'hypoperfusion dans le territoire de l'artère circonflexe (imagerie de perfusion au premier passage) (a). Anomalie de signal transmural latéro-basal avec large hyposignal franc (*no-reflow*) et hypersignal périphérique [imagerie de rehaussement précoce à 2–3 minutes (b) et tardif à 12 minutes (c)]. Noter l'intérêt à 3 T de l'imagerie au rehaussement précoce pour visualiser le *no-reflow*.

## Imagerie temps réel

Grâce aux gradients très rapides, avec les séquences de type SSFP et, éventuellement, le recours à l'imagerie parallèle (*voir* Chapitre 9), il est possible d'obtenir 80 lignes du plan de Fourier en 80 ms environ. Avec cette résolution temporelle, il est possible d'acquérir une douzaine d'images par seconde, ce qui autorise l'imagerie temps réel du cœur battant. Cette méthode est plus efficace que l'écho-planar qui est très sensible aux effets de susceptibilité magnétique. La résolution spatiale reste toutefois assez grossière (3 à 4 mm dans le plan) et les contrastes sont limités.

Malgré ses faiblesses, l'imagerie temps réel peut s'avérer utile dans plusieurs circonstances, à commencer par les arythmies, soit ventriculaire (ESV subintrantes), soit supraventriculaire par fibrillation auriculaire. Dans ces situations, en raison des effets de moyennage, l'imagerie synchronisée sur 10 à 20 battements cardiaques conduit à un flou cinétique avec des contours endocardiques mal définis ; la contraction cardiaque apparaît « ramollie » et la fonction systolique sous-estimée.

En pratique, l'imagerie temps réel s'avère utile dans deux circonstances :

- méthode « de dépannage » en cas d'importants artefacts respiratoires chez des patients polypnéiques ne pouvant pas tenir les apnées ou en cas d'arythmie subintrante empêchant le recours à l'imagerie synchronisée ;
- pour mettre en évidence des phénomènes physiopathologiques liés à la respiration ; en l'occurrence, inversion de la courbure du septum interventriculaire en début d'inspiration en cas de péricardite constrictive (fig. 14-33) et estimation de la pression dans l'oreillette droite grâce à l'étude de la compliance cave inférieure.

## Imagerie radiale (*self-gated MRI*)

L'imagerie 2DFT usuelle consiste à acquérir les signaux dans un repère cartésien selon des coordonnées orthogonales (par exemple, gradient de lecture selon x et gradient de phase selon y). En imagerie radiale, les profils sont acquis sous la forme des rayons d'une roue, passant toujours par le centre du plan de coupe étudié, en faisant tourner l'axe d'encodage avec des pas successifs d'un angle donné (fig. 14-34). Dans ce cas, l'algorithme de reconstruction peut utiliser le principe de la rétroprojection filtrée (comme le scanner).

Un avantage important de l'imagerie radiale (sous réserve d'effectuer un sur-échantillonnage en fréquence) est d'autoriser des petits champs de vue (par exemple 200 mm sur le thorax) sans être perturbé par l'effet de repliement spectral qui se manifeste dans la direction de codage en phase en 2DFT. Un autre avantage singulier de l'imagerie radiale est de permettre l'autosynchronisation de la séquence sur les battements cardiaques (*self-gating*). En effet, étant donné que chaque profil (acquis toutes les 4 ms environ) passe par le milieu de la coupe où est positionné le cœur, chaque

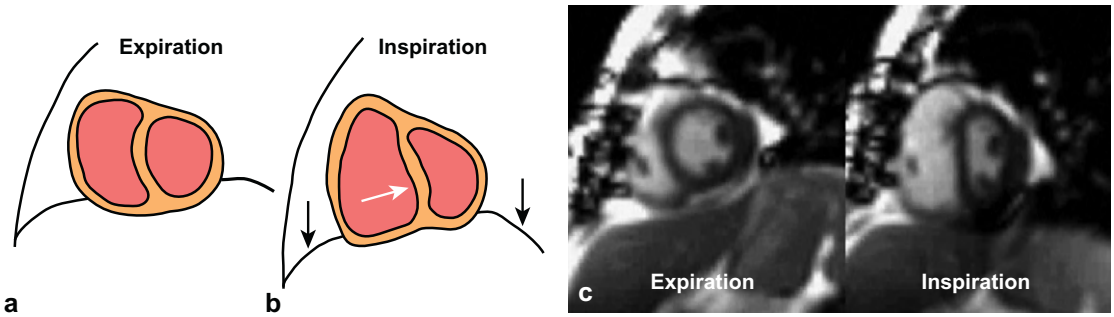



**Fig. 14-33.** Imagerie temps réel.
L'imagerie temps réel est un outil précieux et déterminant pour le diagnostic de péricardite constrictive. Dans cette pathologie, une inversion de la courbure septale est observée en début d'inspiration (*flèche blanche sur le croquis de gauche*), ce qui traduit les conséquences de l'élévation de pression dans les cavités droites en rapport avec la constriction péricardique.

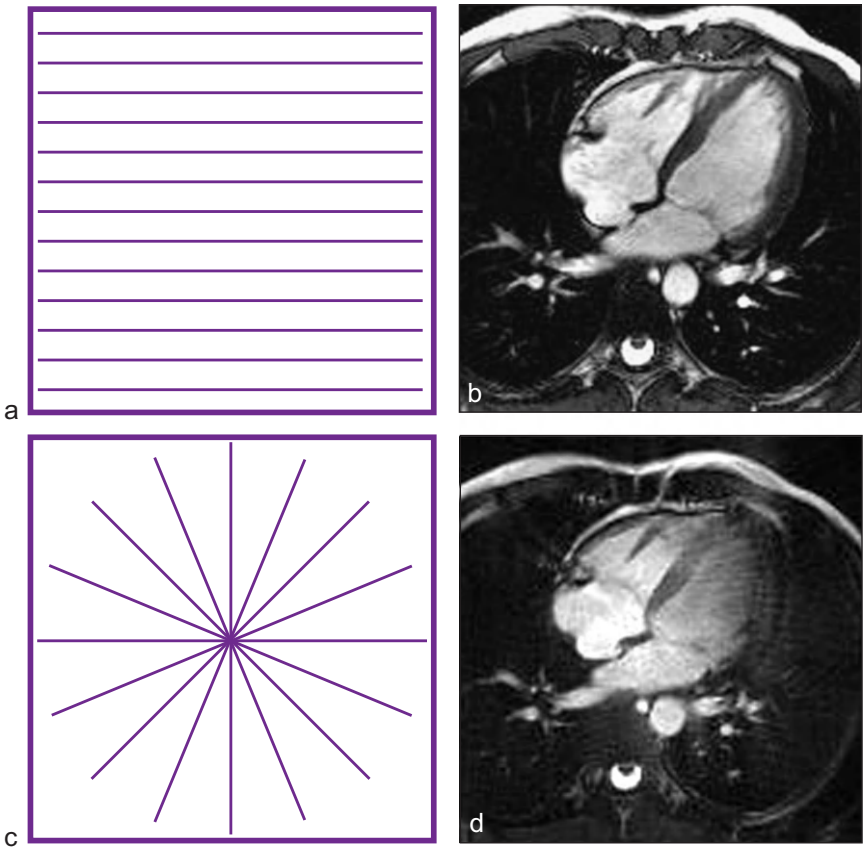



**Fig. 14-34.** Acquisition linéaire et acquisition radiale.
Illustration de l'acquisition en mode linéaire dans le repère cartésien en 2DFT (a) et l'image correspondante (b).
Illustration de la méthode d'acquisition en rayon de roue passant par le milieu du plan en imagerie radiale (c) et l'image correspondante (d), sur laquelle on peut voir des artéfacts en « rayons de roue ».

signal d'écho contiendra une information relative à la position et donc au mouvement (éventuel) de la structure étudiée. Il est ainsi possible de détecter les battements cardiaques et donc de se synchroniser dessus (sans recours à aucun signal extérieur, ECG ou autre).

## Imagerie T2* pour la mesure de la charge en fer du myocarde

Une estimation fiable de la charge en fer du myocarde est réalisable avec des séquences multi-échos sensibles à la susceptibilité magnétique (par exemple 8 échos allant de 2 à 25 ms). L'ajustement d'une exponentielle décroissante $Y = Y_0 \cdot e^{-t/T2*}$ sur les intensités recueillies dans la cloison interventriculaire (fig. 14-35) permet de calculer le T2* du myocarde qui est fortement corrélé à la charge en fer. Une valeur de T2* inférieure à 20 ms traduit une surcharge pathologique qui nécessite un traitement chélateur spécifique chez les patients avec thalassémie ou hémochromatose.

## Séquences en cours de développement

Les développements actuels concernent surtout la relaxométrie T1 et T2 avec des séquences spécifiques pour établir des images paramétriques T1 (Molli) ou T2 car la connaissance des valeurs absolues des temps de relaxation (et non pas seulement des contrastes relatifs) est utile en pathologie. *Spin labelling*, BOLD (voir Chapitre 15) et variations phasiques du signal appliqués au myocarde sont prometteurs pour l'étude de la perfusion et de l'oxygénation du myocarde, mais le rapport signal sur bruit est encore insuffisant pour permettre des applications pratiques. Dans le domaine des flux, le *4D flow imaging* avec présentation des champs de flux améliore

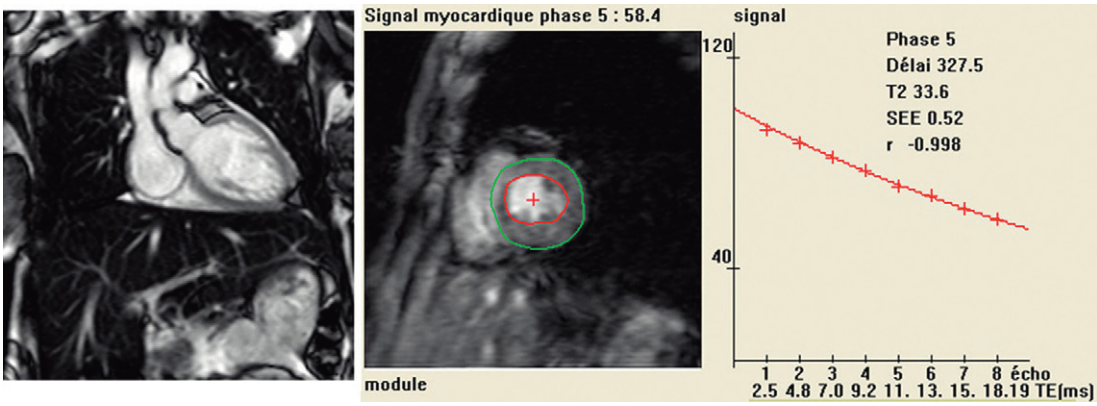



**Fig. 14-35.** Relaxométrie $T_2^*$ pour l'estimation de la charge en fer du myocarde.
Exemple de mesure de la charge en fer du myocarde à partir de l'intensité du signal myocardique mesuré sur 8 échos (de 2,5 à 18,2 ms) en séquence d'écho de gradient multi-échos. Le $T_2^*$ calculé ici (33,6 ms) est normal, prouvant ici l'absence de surcharge martiale myocardique alors même qu'il existe une forte surcharge en fer hépatique chez ce patient avec hémochromatose (foie en hyposignal intense sur l'image de gauche).

spectaculairement nos connaissances en dynamique des fluides mais reste d'un usage très spécialisé. Pour l'étude des déplacements et des déformations myocardiques, les progrès importants du *tagging*, les techniques DENSE et les travaux de « *feature tracking* » (transposant à l'IRM le « *speckle tracking* » de l'échographie) laissent espérer prochainement des outils nouveaux opérationnels de quantification de la contraction segmentaire cardiaque.

## À retenir

- La synchronisation cardiaque ou « gating cardiaque » consiste à synchroniser la séquence d'acquisition avec l'onde R de l'ECG.
- Trois plans de coupe obliques particuliers sont importants à connaître en imagerie cardiaque : il s'agit des plans de coupe « vertical grand axe », « 4 cavités » et « petit axe ».
- Les séquences d'IRM cardiaques étaient, à l'origine, constituées par l'écho de spin et l'écho de gradient, cette dernière permettant d'accéder au mode « ciné ».
- Le *gating rétrospectif* permet de pallier aux inconvénients du *gating prospectif* car le train d'excitation y est continu et le système détermine rétrospectivement les intervalles correspondant aux différentes phases du cycle.
- La cartographie des flux permet de mesurer la vitesse de déplacement des spins au sein d'un voxel. Les images obtenues (sur une séquence ciné en écho de gradient) constituent des cartes de vitesse à chaque instant du cycle. Il est ainsi possible d'accéder au débit à travers telle ou telle cavité cardiaque ou vaisseau (en faisant l'intégrale des vitesses sur le cycle).
- Les séquences segmentées visent à accélérer l'acquisition des données afin de pouvoir les obtenir en apnée et ainsi de s'affranchir du flou cinétique respiratoire. Les signaux d'écho sont acquis non pas isolément mais par paquets, par groupes.
- L'écho de spin segmenté est une variante de l'écho de spin rapide (TSE, FSE) avec laquelle un groupe de N échos, correspondant au facteur turbo (ou ETL) de la séquence d'écho de spin rapide, est acquis lors de chaque battement cardiaque. L'une de ses formes extrêmes en est la séquence de type *single shot ESR en demi-plan de Fourier (HASTE, SSFSE, SSTSE)*.
- Le principe du ciné segmenté s'applique de la même manière à l'écho de gradient, en particulier aux variantes « *one-shot* », ce qui permet de déboucher sur l'imagerie dynamique.
- Les impulsions préparatoires sont, essentiellement, l'inversion (perfusion, viabilité myocardique), la suppression des graisses, la suppression du signal sanguin (*dark-blood preparation*) et le tagging (tatouage myocardique).
- D'une manière générale, la séquence de type « ciné-SSFP » est la méthode « à tout faire » qui

## À retenir

constitue *LA* séquence indispensable si toutes les autres sont indisponibles, car elle concilie anatomie et fonction de manière robuste et efficace.

- L'imagerie du rehaussement tardif après injection de gadolinium permet d'observer un contraste entre une zone de rétention de gadolinium (en hypersignal) et le myocarde sain, 5 à 20 minutes après injection d'une dose standard ou double.
- Grâce aux gradients très rapides, avec les séquences de type SSFP et, éventuellement, le recours à l'imagerie parallèle, il est possible d'accéder à l'imagerie temps réel du cœur battant.

Ce chapitre comporte des compléments en ligne.

# Chapitre 15

# Imagerie de diffusion, de perfusion et IRM fonctionnelle

D. Vetter, B. Kastler, Z. Patay

## Imagerie de diffusion

### Principe

L'imagerie de diffusion a pour but de mettre en évidence les mouvements microscopiques de l'eau dans les tissus. En effet, dans un milieu biologique, les molécules d'eau ne sont pas immobiles : elles sont soumises à une agitation permanente appelée le «mouvement brownien». Ces mouvements moléculaires sont aléatoires et plus ou moins intenses en fonction du milieu : ils caractérisent la diffusion moléculaire. Ainsi, plus l'eau est libre dans un secteur, plus les mouvements des molécules sont faciles et plus l'agitation moléculaire est importante (diffusion élevée). Au contraire, dans certaines parties des tissus, l'agitation moléculaire est réduite en raison des obstacles qui s'opposent à ces mouvements (diffusion réduite).

Or, en IRM, en présence d'un gradient de champ magnétique, les mouvements des protons d'hydrogène entraînent des déphasages responsables d'une diminution du signal, comme lors des phénomènes de flux macroscopiques (*voir* Chapitre 10). Ces déphasages sont d'autant plus importants que les mouvements des protons sont rapides. L'agitation des molécules d'eau aura donc des répercussions identiques sur le signal.

Avec les séquences utilisées habituellement, la perte de signal provoquée par les protons mobiles dans un voxel, en rapport avec une agitation moléculaire importante, est imperceptible (on fait abstraction du flux macroscopique). Pour mettre en évidence ces mouvements moléculaires microscopiques et, par conséquent, obtenir des images «pondérées en diffusion», on ajoute dans une séquence de type EPI-SE (écho planar spin écho – *voir* aussi Chapitre 9) des gradients supplémentaires. Ces «gradients de diffusion» sont appliqués de part et d'autre de l'impulsion RF de 180° (séquence de Stejskal et Tanner). Pour les protons immobiles, le déphasage provoqué par le premier gradient est parfaitement compensé par le deuxième (fig. 15-1) : ainsi, le signal des molécules d'eau immobiles n'est pas atténué. En revanche, les protons mobiles se déphasent plus rapidement lors de l'application du premier gradient et ce déphasage n'est pas compensé par le deuxième gradient, d'où l'atténuation du signal. La diminution du signal est d'autant plus importante que les mouvements moléculaires sont rapides, entraînant un déphasage plus élevé des protons qui est encore moins compensé par le deuxième gradient (*voir* fig. 15-1).

En résumé, les images pondérées en diffusion montrent un hypersignal dans les régions à diffusion moléculaire réduite (protons immobiles) et un signal d'autant plus faible que la zone explorée contient des molécules à diffusion élevée (protons mobiles).

L'effet de diffusion dépend des performances des gradients mis en œuvre : il est caractérisé


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

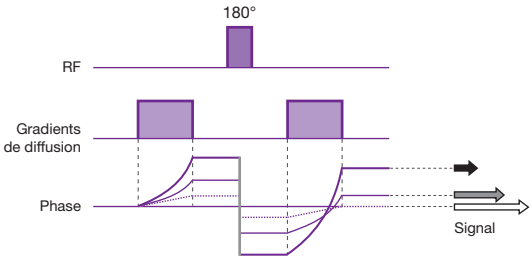



**Fig. 15-1.** Principe des gradients de diffusion.
Les gradients de diffusion sont appliqués de part et d'autre de l'impulsion RF de 180° dans une séquence de type EPI-SE. Pour les protons immobiles, le déphasage provoqué par le premier gradient est parfaitement compensé par le deuxième : ainsi, le signal des molécules d'eau immobiles n'est pas atténué (*flèche blanche* = signal élevé). En revanche, les protons mobiles se déphasent plus rapidement lors de l'application du premier gradient et ce déphasage n'est pas compensé par le deuxième gradient, d'où atténuation du signal (*flèche grise*). La diminution du signal est d'autant plus importante que les mouvements moléculaires sont rapides, entraînant un déphasage plus élevé des protons qui est encore moins compensé par le deuxième gradient (*flèche noire*).

par un facteur de gradient appelé «b» qui est déterminé par la relation suivante (fig. 15-2) :

$$b = (\gamma G \tau)^2 (T - \tau/3)$$

où $\gamma$ = rapport gyromagnétique, G = amplitude du gradient, $\tau$ = durée d'application du gradient, et T = temps séparant l'application des deux gradients de diffusion.

b s'exprime en $s/mm^2$ et peut varier de 0 à environ 3 000 $s/mm^2$ (voire plus) sur les imageurs actuels. En augmentant la valeur de b, on accroît la sensibilité de la séquence au phénomène de diffusion moléculaire.

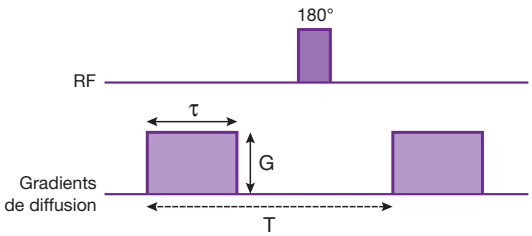



**Fig. 15-2.** Détermination du facteur de diffusion «b».
Il dépend des performances des gradients mis en œuvre et s'exprime en $s/mm^2$ : $b = (\gamma G \tau)^2 (T - \tau/3)$ avec $\gamma$ = rapport gyromagnétique, G = amplitude du gradient, $\tau$ = durée d'application du gradient, et T = temps séparant l'application des deux gradients de diffusion.

Ces gradients de diffusion sont appliqués dans les trois axes x, y et z, et intégrés dans une séquence EPI-SE. La séquence d'écho planar est particulièrement bien adaptée pour ce type d'exploration. C'est, en effet, une technique d'imagerie ultrarapide disposant d'une excellente résolution temporelle, ce qui permet de couvrir l'ensemble du cerveau en quelques secondes (moins de 100 ms par image). Les artéfacts liés aux mouvements physiologiques s'en trouvent réduits et l'EPI est particulièrement sensible aux microflux que l'on veut détecter. De plus, cette technique met en œuvre des gradients «puissants» (amplitude et vitesse de commutation élevées) nécessaires pour augmenter la valeur de b.

Dans la pratique, une séquence de diffusion consiste en l'application successive de trois séquences EPI comportant des gradients de diffusion respectivement dans l'axe de la sélection de coupe, du codage de phase et du codage en fréquence : trois images sont générées par coupe, pondérées en diffusion dans chaque axe correspondant (fig. 15-3).

Comme nous l'avons vu précédemment, une diminution de diffusion dans la direction du gradient diffuseur entraîne, en principe, un hypersignal sur l'image produite à partir de cet axe de diffusion. Une quatrième image par coupe peut être reconstruite à partir de la combinaison des trois images précédentes : ce traitement consiste à effectuer un moyennage de chaque pixel provenant des trois images de diffusion et de ne conserver l'hypersignal que s'il est présent dans les trois axes (fig. 15-4).

Ainsi, sur l'image de diffusion obtenue, un hypersignal correspondra à une diminution de diffusion dans les trois directions. Cependant, au niveau du système nerveux, des hypersignaux peuvent apparaître dans une orientation donnée, en dehors de tout processus pathologique. En effet, le phénomène de diffusion moléculaire est identique dans toutes les directions de l'espace pour la substance grise ou le liquide céphalo-rachidien (LCR) (diffusion isotrope), mais se présente de façon particulière pour la substance blanche. Celle-ci est caractérisée par une disposition sous forme de fibres (myéline) : la diffusion des molécules d'eau est facilitée le long des fibres axonales mais

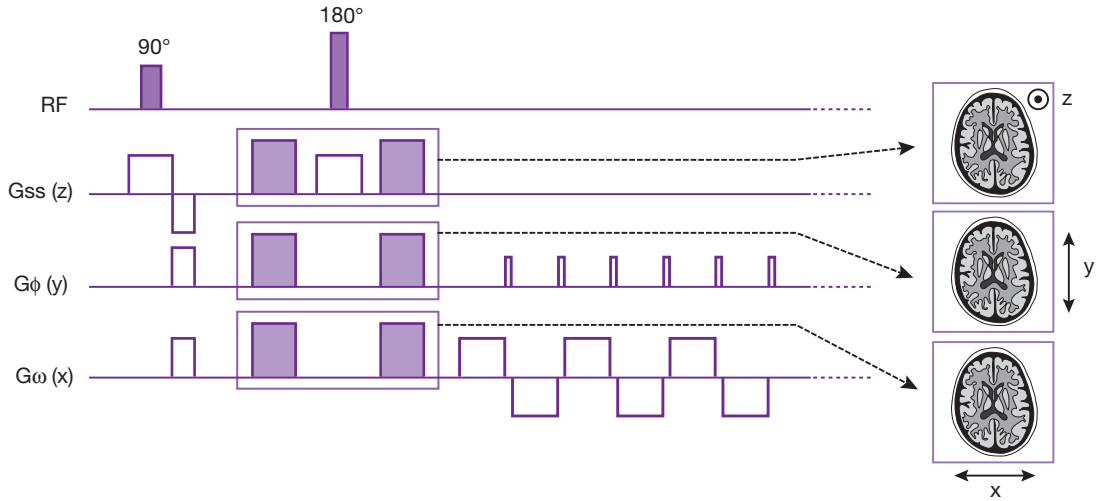



**Fig. 15-3.** Chronogramme d'une séquence de diffusion.
Une séquence de diffusion consiste en l'application successive de trois séquences EPI comportant des gradients de diffusion respectivement dans l'axe de la sélection de coupe, du codage de phase et du codage en fréquence : trois images sont générées par coupe, pondérées en diffusion dans chaque axe correspondant.

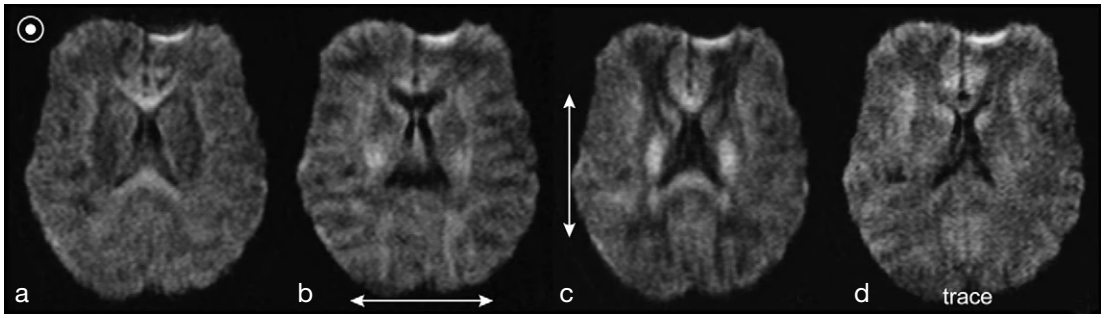



**Fig. 15-4.** Exemple d'images de diffusion.
Images cérébrales EPI, pondérées en diffusion (b = 1 000), passant par le même niveau de coupe. Les gradients de diffusion ont été appliqués dans les trois axes : sélection de coupe (a), codage en fréquence, qui est ici droite-gauche (b) et codage de phase (antéro-postérieur) (c). Une quatrième image (parfois appelée «image trace») est reconstruite à partir de la combinaison des trois images précédentes (d).
Les zones hyperintenses correspondent à une diminution de diffusion lorsque le gradient diffuseur est appliqué perpendiculairement aux fibres de substance blanche (anisotropie de diffusion).

réduite perpendiculairement aux fibres (diffusion anisotrope) (fig. 15-5).

Ainsi, un hypersignal peu signifier une disposition perpendiculaire des fibres de substance blanche par rapport au gradient diffuseur (artéfact d'anisotropie), d'où l'importance d'appliquer ces gradients dans les trois plans de l'espace (l'image moyennée à partir de l'application des gradients de diffusion dans les trois axes est également appelée «image isotrope» ou encore «image trace») (fig. 15-4). Un phénomène analogue peut être observé lorsqu'on répand de l'eau sur une feuille de papier : en fonction du type de papier utilisé, la diffusion peut également être isotrope (même vitesse de diffusion dans toutes les directions) ou anisotrope (vitesse de diffusion différente dans une direction donnée) (fig. 15-6).

Une exploration destinée à mesurer la diffusion comporte en général, dans un premier temps, une série de coupes en EPI avec un facteur de gradient b = 0 (sans gradients de diffusion), pondérée en T2, puis une série de coupes avec un facteur b compris, en général, entre 500 et

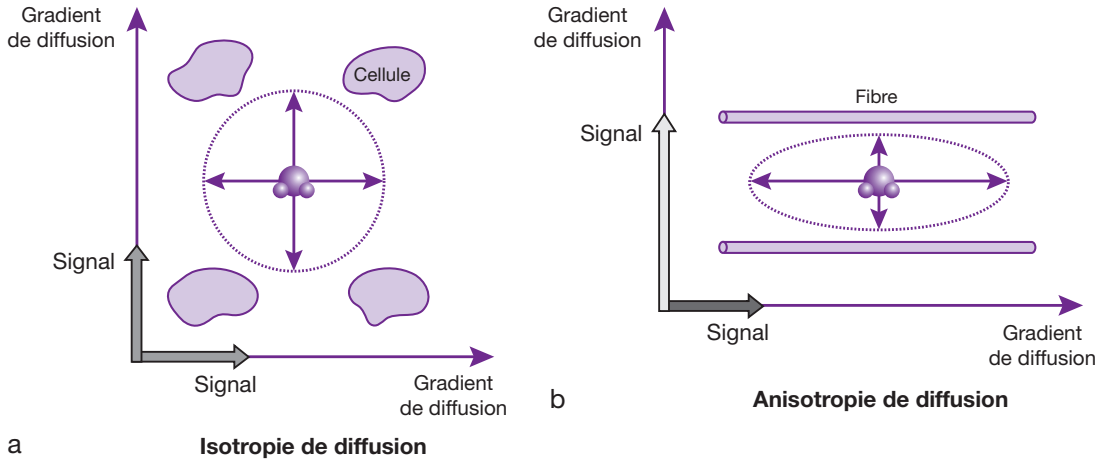



**Fig. 15-5.** Diffusions isotrope et anisotrope.
La diffusion moléculaire est isotrope lorsqu'elle est identique dans toutes les directions de l'espace, ce qui est le cas, par exemple, pour la substance grise ou le LCR (a). En revanche, pour la substance blanche, la diffusion des molécules d'eau est facilitée le long des fibres axonales mais réduite perpendiculairement aux fibres : on dit que la diffusion moléculaire est anisotrope (b).

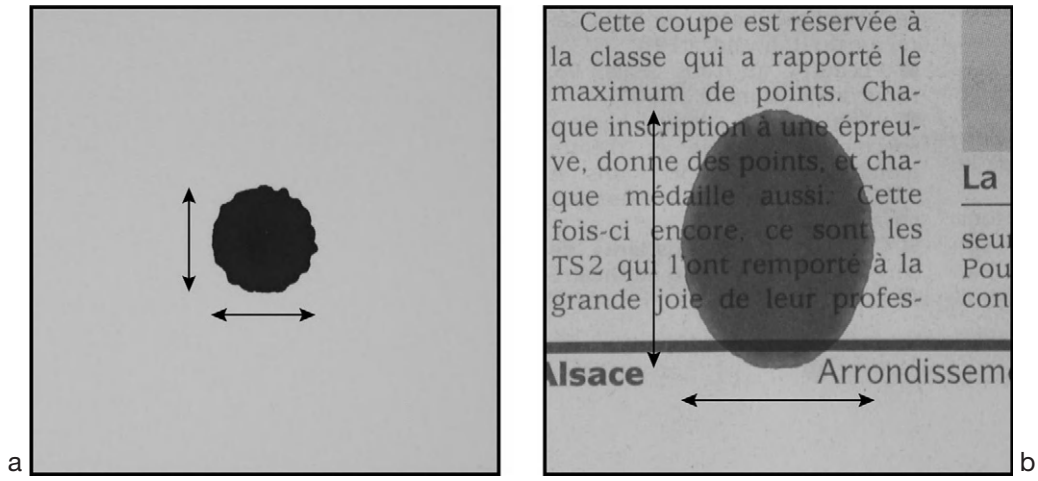



**Fig. 15-6.** Exemple de la variation de diffusion de l'eau selon le support utilisé.
Nous avons disposé une tache d'encre mélangée à de l'eau sur du papier aquarelle (a) et sur du papier journal (b). La diffusion du liquide est isotrope (même vitesse de diffusion dans toutes les directions) sur le papier aquarelle (a), alors qu'elle est anisotrope (vitesse de diffusion différente dans une direction donnée) sur le papier journal (b), en raison de la disposition différente des fibres de papier dans ces deux supports.

3 000 s/mm$^2$ (quatre images par coupe, une pour chaque axe x, y et z + une image combinée). En augmentant le facteur b (si l'on dispose des gradients adéquats), on augmente la pondération en diffusion, mais aux dépens du rapport signal sur bruit qui diminue.

Un autre paramètre mesurable en imagerie de diffusion est le coefficient de diffusion apparent (CDA) : il permet d'évaluer avec plus de précision les anomalies de diffusion. L'atténuation Att du signal liée au phénomène de diffusion des molécules d'eau dans les tissus biologiques est, en effet, caractérisée par la relation suivante :

$$\mathrm{Att} = e^{-b \cdot \mathrm{CDA}}$$

où b est le facteur de gradient vu précédemment et CDA est le coefficient de diffusion apparent.

Le CDA s'exprime en $mm^2/s$ (unité opposée à celle de b). Il est inférieur à celui de l'eau pure (appelé coefficient de diffusion D) en raison des obstacles rencontrés par les molécules d'eau dans les tissus (membranes cellulaires, barrières moléculaires, etc.) qui ralentissent la diffusion.

Pour calculer le CDA, il faut disposer d'au moins deux acquisitions en imagerie de diffusion : une acquisition sans gradient de diffusion ($b = 0$), donnant un signal $S_0$ et une acquisition comportant des gradients de diffusion d'une valeur b déterminée produisant un signal S (sachant, comme nous l'avons vu précédemment, qu'une valeur de b élevée permet de mieux mettre en évidence les différences de vitesse de diffusion).

La valeur du CDA est alors donnée par la relation suivante :

$$\mathrm{Log}(S/S_0) = -b \cdot \mathrm{CDA}$$

On peut ainsi calculer les CDA de différents tissus biologiques (en $mm^2/s$)[1].

Pour augmenter la précision du calcul, on peut appliquer des valeurs de b intermédiaires (par exemple, valeurs de b comprises entre 0 et 1 000) et représenter les résultats sur un graphique (fig. 15-7).

À partir de ces calculs, on peut générer une cartographie de diffusion (image CDA) grâce à un processus de traitement qui consiste à combiner, pixel par pixel, pour chaque coupe, les images obtenues à différents coefficients de diffusion b. Sur une cartographie de CDA, les zones à diffusion lente sont représentées en hyposignal, contrairement à une imagerie de diffusion où elles sont en hypersignal (plus la pente de la courbe de CDA de la figure 15-7 est élevée, plus le signal est élevé[2]).

La quantification du CDA peut s'avérer intéressante en complément de l'imagerie de diffusion. En effet, les séquences EPI de diffusion sont pondérées en T2 du fait d'un TR très long

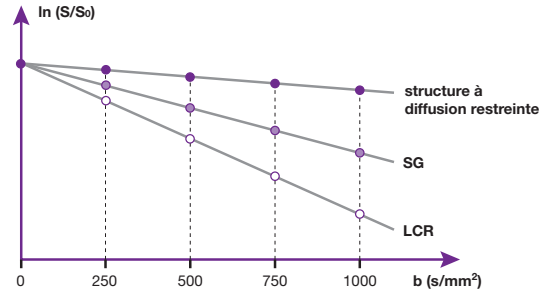



**Fig. 15-7.** Calcul du CDA.
Pour calculer les CDA de différents tissus biologiques, on applique une acquisition sans gradient de diffusion ($b = 0$), donnant un signal $S_0$, puis une acquisition comportant des gradients de diffusion d'une valeur b déterminée produisant un signal S. La valeur du CDA est alors donnée par la relation suivante : $\mathrm{Log}(S/S_0) = -b \cdot \mathrm{CDA}$.
Pour augmenter la précision du calcul, on peut appliquer des valeurs de b intermédiaires (par exemple, valeurs de b comprises entre 0 et 1 000) et représenter les résultats sur un graphique.
Le CDA s'exprime en $mm^2/s$ (unité opposée à celle de b). Plus l'atténuation du signal (due à la diffusion) d'un tissu est élevée, plus le CDA est élevé, et plus la courbe correspondante est pentue : le LCR, par exemple, a un CDA élevé.

(en particulier en single shot – *voir* aussi Chapitre 9) et un TE long (compris entre 75 et 100 ms en moyenne), car il faut pouvoir placer, dans ce TE, le temps nécessaire à l'application des gradients de diffusion. De ce fait, les structures à T2 long apparaissent hyperintenses, identiques à celles qui présentent une diffusion réduite, prêtant ainsi à confusion pour l'interprétation. Ce phénomène de persistance de signaux intenses dû à des structures à T2 long est appelé « *T2 shine-through* » (voir aussi plus loin, fig. 15-12).

## Applications de l'imagerie de diffusion

Une des applications les plus courantes de l'imagerie de diffusion est l'exploration IRM de l'ischémie cérébrale aiguë.

Dans les 6 premières heures qui suivent l'accident vasculaire cérébral (AVC), l'IRM de diffusion montre un hypersignal dans la zone ischémiée. Cette diminution de la diffusion serait due à l'œdème cellulaire (cytotoxique) qui apparaît très rapidement. L'absence d'oxygène au niveau des cellules modifie les

1 Les valeurs de CDA tissulaires sont une constante physique. Par exemple : LCR $\approx 3 \cdot 10^{-3}$ $mm^2/s$ (à 37°), substance grise $\approx 0{,}8 \cdot 10^{-3}$ $mm^2/s$.

2 Les valeurs de CDA peuvent aussi être codées sur une échelle de couleur en fonction de la vitesse de diffusion.

échanges d'ions (sodium, potassium) avec le secteur extracellulaire : les cellules se chargent en eau. La diffusion des molécules d'eau, qui était «libre» dans le secteur interstitiel, se restreint brutalement en raison de l'augmentation de volume des cellules, entraînant une diminution de la diffusion dans ce secteur, et donc un hypersignal en imagerie de diffusion (fig. 15-8).

L'imagerie CDA (ou paramétrique) correspondante montre au contraire, un hyposignal dans la zone de l'infarctus (diminution du CDA) (fig. 15-9). Certaines études montrent que la gravité de la lésion ischémique serait d'autant plus marquée que la valeur du CDA est diminuée.

Après la 6e heure suivant l'AVC, la barrière hémato-encéphalique commence à se rompre.

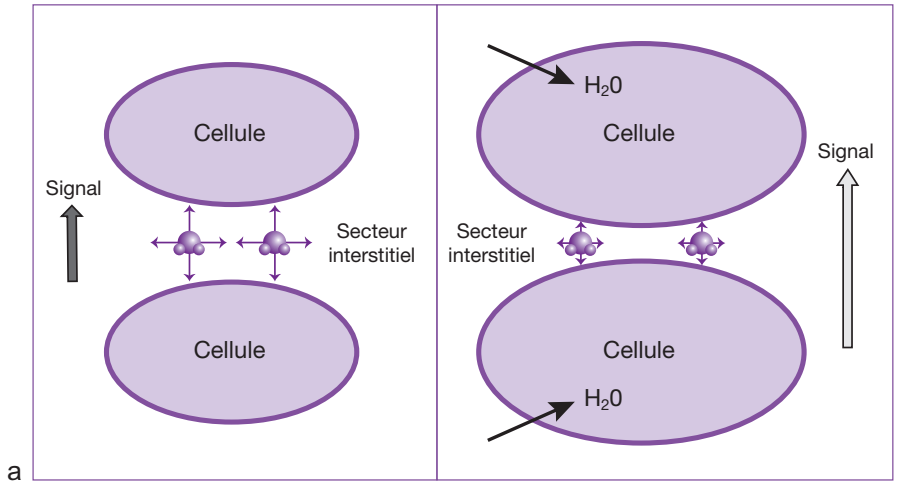



**Fig. 15-8.** Modification de diffusion des molécules d'eau dans l'ischémie cérébrale aiguë.
L'absence d'oxygène au niveau des cellules modifie les échanges d'ions (sodium, potassium) avec le secteur extracellulaire : les cellules se chargent en eau. La diffusion des molécules d'eau, qui était «libre» dans le secteur interstitiel (a), se restreint brutalement en raison de l'augmentation de volume des cellules, entraînant une diminution de la diffusion dans ce secteur, et donc un hypersignal en imagerie de diffusion (b).

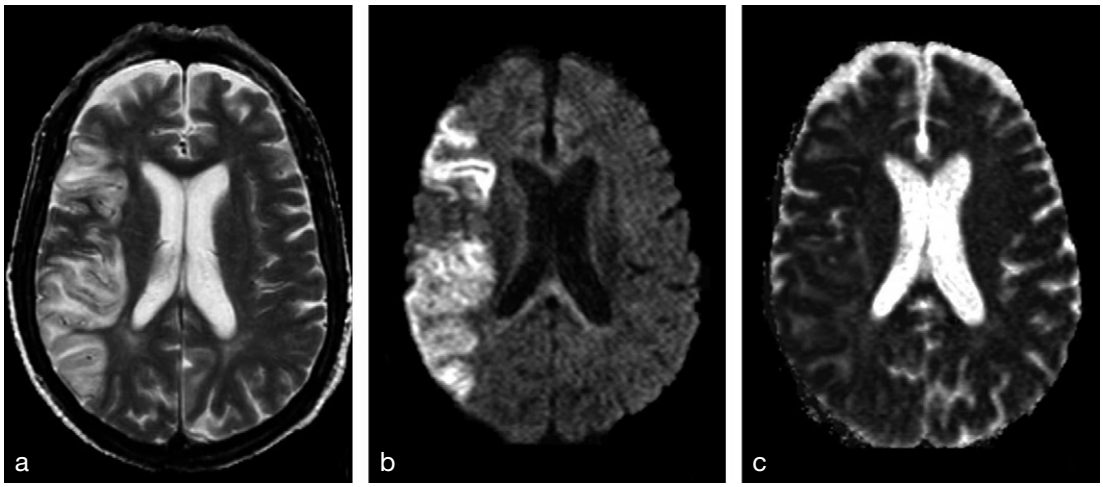



**Fig. 15-9.** Coupes axiales cérébrales chez un patient ayant présenté une ischémie cérébrale transitoire.
On peut observer des anomalies de signal évidentes dans la région vascularisée par l'artère cérébrale moyenne droite (a). L'imagerie de diffusion (b = 1 000) montre un hypersignal marqué dans la zone de l'infarctus (b), correspondant à l'œdème cytotoxique (diminution de diffusion). Sur la cartographie CDA, la même zone apparaît hypo-intense (c).

Un appel d'eau du secteur vasculaire vers le secteur interstitiel extracellulaire va entraîner l'œdème vasogénique qui va remplacer progressivement l'œdème cellulaire.

À partir du 3e jour, la présence de l'œdème augmente la diffusion moléculaire (eau plus libre), cet effet étant atténué par l'augmentation du signal de ce même œdème qui possède un T2 long : c'est l'effet T2 shine-through vu précédemment. L'évaluation de l'âge de l'AVC peut alors s'avérer difficile en imagerie de diffusion, d'où l'importance de l'imagerie CDA : le CDA est d'abord abaissé en raison de la perte de diffusion (hyposignal en imagerie CDA) puis remonte au fur et à mesure que s'installent l'œdème vasogénique puis la gliose qui remplace les astrocytes lésés. Ainsi, une ischémie ancienne est caractérisée par un hyposignal en imagerie de diffusion et un hypersignal en imagerie CDA (fig. 15-10).

Aussi bien pour l'œdème cytotoxique que pour l'œdème vasogénique, on observe une «perte» du phénomène de diffusion anisotrope. Par conséquent, une diffusion isotrope au niveau de la substance blanche (chez l'adulte) peut toujours être considérée comme anormale. Pour l'œdème cytotoxique, il s'agit, comme nous l'avons vu, d'une diminution de la diffusion isotrope, alors que pour l'œdème vasogénique il s'agit d'une augmentation de la diffusion isotrope.

Souvent, l'imagerie de diffusion est suffisante, en combinaison avec des séquences d'imagerie standard, pour mettre en évidence des lésions ischémiques à la suite d'AVC répétés ou encore pour différencier des lésions ischémiques récentes de lésions chroniques (fig. 15-11).

La «contamination» des images pondérées en diffusion par le signal des tissus à T2 long (effet T2 shine-through) peut encore être démontrée dans d'autres circonstances, en particulier lorsqu'on se trouve en présence d'œdème périlésionnel. L'augmentation du facteur b en imagerie de diffusion et l'imagerie CDA (qui contient exclusivement des informations liées à la diffusion) permettent souvent de contourner cet artéfact (fig. 15-12).

L'imagerie de diffusion présente encore un intérêt dans l'étude d'autres lésions, en particulier pour différencier un kyste arachnoïdien (diffusion élevée = noir) d'un kyste épidermoïde (diffusion lente = blanc) (fig. 15-13) ou encore pour distinguer un abcès (pus = viscosité élevée = diffusion ralentie = blanc) d'une tumeur nécrosée (nécrose = eau libre = diffusion élevée = noir) (fig. 15-14), cette liste n'étant pas exhaustive.

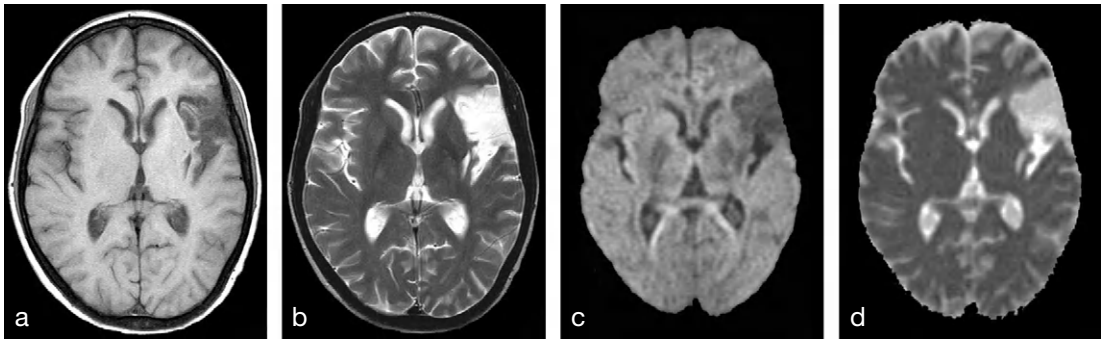



**Fig. 15-10.** Coupes axiales cérébrales chez un patient présentant une ischémie ancienne dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne gauche.
La zone lésée apparaît hypo-intense sur l'image pondérée en T1 (a) et hyperintense sur l'image pondérée en T2. La lésion est hypo-intense en imagerie de diffusion (b = 1 000) (c) et hyperintense en imagerie CDA (d), ce qui correspond à des propriétés de diffusion équivalentes à celles du LCR.

inversion pour un TE de 135 ms. Par ailleurs, dans certains méningiomes, on peut détecter de l'alanine.

En ce qui concerne les tumeurs malignes primitives, il apparaît que des ratios de métabolites permettent d'en évaluer, pour certaines, le

a

b

c

Fig. 16-15. Suivi d'un oligodendrogliome de bas grade fronto-temporo-insulaire gauche en IRM et SRM.
Les explorations IRM et SRM en a et b ont été réalisées à un an d'intervalle. En b, on constate une dégradation métabolique (baisse du NAA, augmentation de la choline et du lactate), bien visible sur les spectres correspondants. En revanche, on ne constate pas de modification significative sur les images d'IRM ($T_1$ après injection de gadolinium). Sur les images métaboliques (TE = 135 ms), le rapport NAA/créatine est en baisse (0,77/1,36).
L'examen de contrôle (c) a été réalisé 5 mois plus tard. On constate une aggravation des anomalies spectrales. Sur l'imagerie métabolique, le rapport NAA/créatine a encore diminué. Cette fois, on note une importante prise de contraste au niveau de la tumeur en IRM, sur l'image réalisée en $T_1$ avec injection de gadolinium.
Images : I. Namer, J.-L. Dietemann, P. Anstett.

grade de malignité. Toutefois, il convient d'associer la SRM à d'autres explorations car les arguments obtenus par cette seule technique ne sont pas toujours suffisamment significatifs. Pourtant, dans le suivi évolutif de certaines tumeurs, la SRM donne de bons résultats. C'est le cas, par exemple, des oligodendrogliomes de bas grade : le suivi régulier d'un certain nombre de patients montre que les anomalies détectées en SRM sont plus précoces que les modifications visibles en IRM (fig. 16-15).

Dans le cadre de l'épilepsie, la SRM montre également des modifications métaboliques régionales, ce qui permettrait de mieux latéraliser la zone épileptogène (fig. 16-16).

En ce qui concerne les autres lésions focales, la SRM permet de différencier un abcès d'une tumeur nécrotique, ces types de lésions présentant des similitudes en IRM (même s'il existe des différences en imagerie de diffusion – voir Chapitre 15). En effet, la présence d'acides aminés dans un abcès est caractéristique. On peut également y trouver de l'acétate et du succinate.

Pour les affections diffuses, la SRM semble donner, dans certains cas, des renseignements intéressants, mais, là aussi, les modifications métaboliques ne sont, souvent, pas spécifiques. Un cas particulier est constitué par la maladie de Canavan, qui fait partie des leucodystrophies (maladies neurologiques génétiques affectant la substance blanche) dans laquelle on observe une élévation caractéristique du pic de NAA (fig. 16-17).

Dans le cadre de ces affections diffuses, il faut souvent multiplier les volumes d'intérêt pour évaluer les différences régionales de distribution des métabolites (fig. 16-18) ou utiliser l'imagerie spectroscopique pour obtenir une cartographie métabolique.

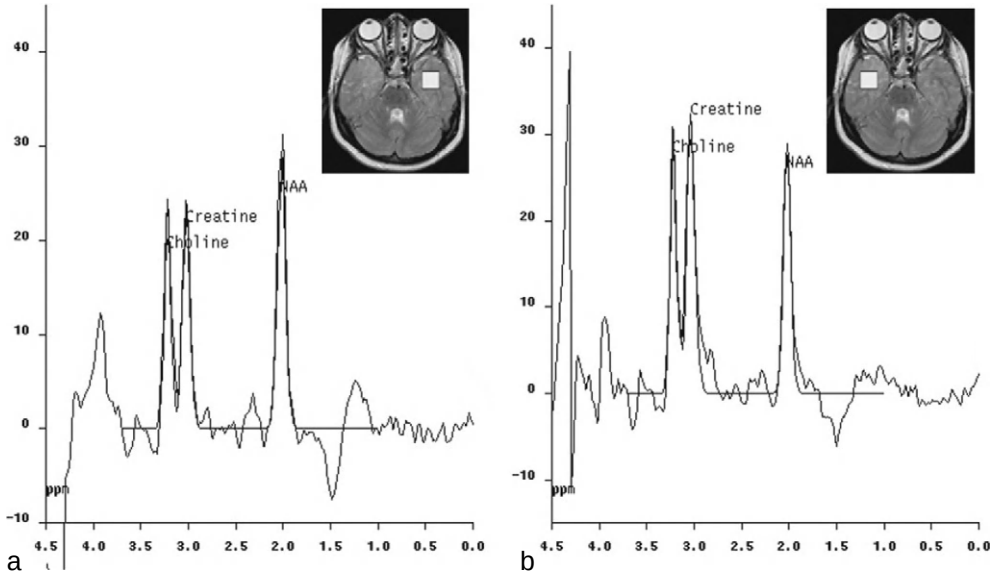



Fig. 16-16. SRM monovoxel intercritique chez un patient présentant une épilepsie partielle complexe associée à une sclérose mésiotemporale droite.
Le spectre provenant du lobe temporal gauche est normal (a). Le spectre réalisé au niveau du lobe temporal droit montre une décroissance du NAA (motif non spécifique) qui reflète la perte neuronale en rapport avec une activité épileptique chronique (b).

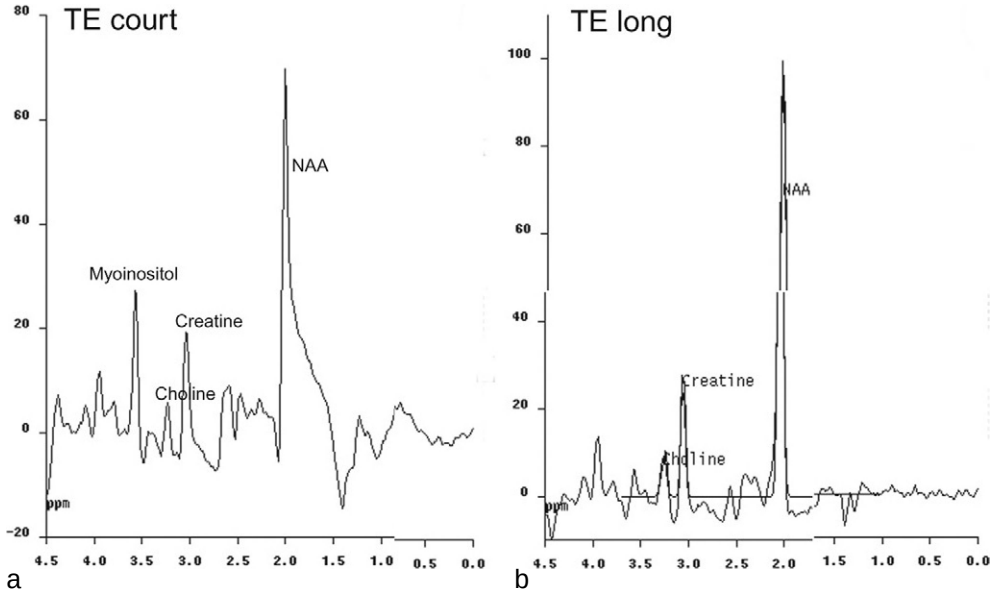



Fig. 16-17. Exploration par SRM monovoxel d'un enfant de 11 ans atteint de la maladie de Canavan.
Aussi bien le spectre à TE court (a) que celui à TE long (b) montrent un pic de NAA très élevé ainsi que des pics de créatine et de choline diminués, caractéristiques de ce type de pathologie. Le spectre réalisé à TE court (séquence STEAM, TE¼ 20 ms) met en évidence un pic additionnel à 3,6 ppm disparaissant presque totalement sur le spectre réalisé à TE long (séquence PRESS, TE¼ 135 ms) : il correspond au myo-inositol.

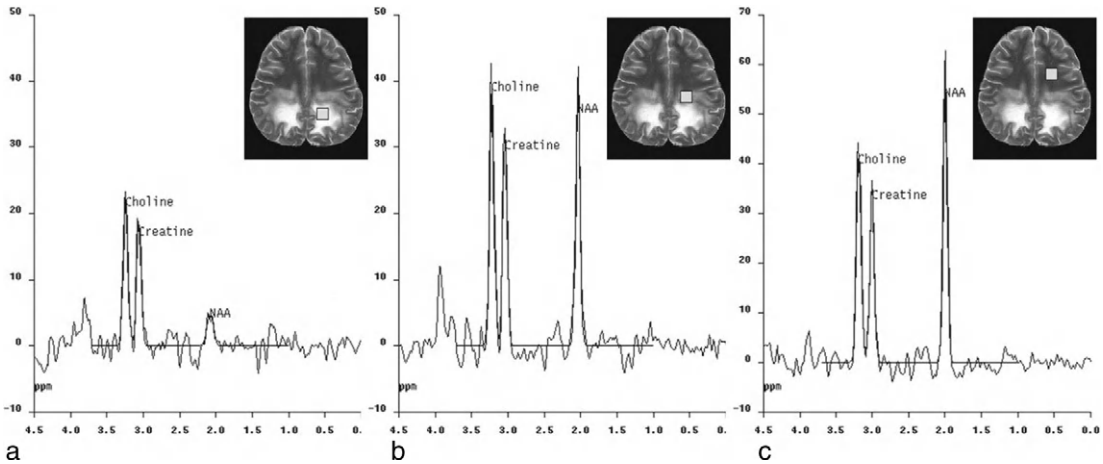



Fig. 16-18. SRM monovoxel (PRESS, TE¼ 135 ms) chez un patient atteint d'adrénoleucodystrophie liée à l'X (ALD). Cette maladie se caractérise, entre autres, par une démyélinisation progressive du système nerveux central.
Le spectre réalisé au niveau de la zone détruite montre une diminution importante du NAA associée à une décroissance modérée des pics de créatine et de choline (a). Sur le spectre représentant la région d'inflammation active, on note une petite baisse du NAA et des niveaux de créatine et de choline normaux, ce dernier élément étant en faveur d'une atteinte de la myéline (b). Le spectre provenant d'une zone d'apparence normale montre des pics de NAA et de créatine normaux, mais une légère augmentation du pic de choline, ce qui indique que le processus de démyélinisation a déjà débuté (c).

## À retenir

- La spectrométrie par résonance magnétique (SRM) (on dit aussi spectroscopie) a pour but de visualiser les différentes molécules, ainsi que leur concentration, contenues dans un tissu biologique, grâce au déplacement chimique de ces différentes substances.
- Le déplacement chimique correspond à la modification de la fréquence de résonance de différents groupements chimiques, contenant un noyau d'atome donné, en raison de leur environnement électronique qui modifie le champ magnétique local vu par chaque groupement.
- Le déplacement chimique est exprimé en ppm (et non pas en variation de fréquence c'est-à-dire en Hz) pour que sa valeur soit indépendante de $\vec{B}_0$.
- Le résultat est représenté sous forme de « spectres » qui donnent des informations sur le « contenu chimique » de la structure étudiée : la variation de concentration de ces « métabolites » permet de caractériser certaines pathologies.
- Un certain nombre de noyaux peuvent être utilisés pour la spectrométrie : l'hydrogène ($^{1}H$), le phosphore 31 ($^{31}P$), le carbone 13 ($^{13}C$), le fluor 19 ($^{19}F$), le sodium 23 ($^{23}Na$), par exemple.
- L'interaction entre noyaux de groupements chimiques voisins peut modifier le champ magnétique local : cette interaction entre noyaux est appelée couplage de spin (ou couplage spin-spin). Celui-ci se traduit par une décomposition des raies en plusieurs pics (multiplet).
- La spectrométrie localisée (ou spectrométrie monovoxel ou SVS – Single Voxel Spectrometry) est fondée sur la sélection d'un volume d'intérêt par l'intersection de trois plans orthogonaux : le volume issu de l'intersection de ces trois plans sera à l'origine du signal exploité pour la SRM.
- Pour obtenir des spectres de bonne qualité, il faut supprimer le signal de l'eau qui présente une très grande amplitude et dont la fréquence de résonance est très proche de celle des métabolites que l'on veut détecter : ainsi, la raie de l'eau peut « masquer » les signaux des atomes d'hydrogène des autres molécules dont la concentration est beaucoup plus faible.
- Les deux principales séquences utilisées en spectrométrie monovoxel sont la séquence STEAM (STimulated Echo Acquisition Mode) et la séquence PRESS (Point RESolved Spectroscopy).
- L'imagerie spectroscopique (ou technique de localisation multivoxel ou CSI – Chemical Shift Imaging) permet de collecter les spectres provenant de tout un plan de coupe.
- La présentation des informations recueillies pourra être effectuée sous forme de spectres reliés à des voxels individuels, sous forme de cartographie spectrale ou, enfin, par des images métaboliques, dans lesquelles une échelle de couleurs représentera la distribution d'un métabolite ou le rapport entre deux métabolites.

# Annexes

## Annexe 1 : Spin et magnétisme nucléaire

Un noyau atomique peut posséder :

1. Un moment cinétique total ou spin nucléaire dû aux interactions des moments cinétiques des nucléons qui le constituent. Le moment cinétique intrinsèque de chaque nucléon est lié à la rotation sur lui-même).

Ce spin (d'origine nucléaire) est un vecteur axial dont la valeur (module) en mécanique quantique est quantifiée :

$$S_n = \hbar I(I+1)^{1/2} \qquad [1]$$

où I est le nombre quantique de spin nucléaire et $\hbar$ (lire h barre) = $h/2\pi$ avec h = constante de Planck.

2. Un moment magnétique nucléaire dû aux interactions des moments magnétiques des nucléons qui le constituent. Le moment magnétique intrinsèque de chaque nucléon est lié à la rotation des charges qui le composent. Ce moment magnétique nucléaire est proportionnel au spin nucléaire :

$$\mu_n = \gamma S_n \qquad [2]$$

- I est entier ou demi-entier, ses valeurs connues sont comprises entre 0,1/2... et 9/2;
- I est nul pour les noyaux pair-pair (pas de moment cinétique ni moment magnétique);
- I est entier pour les noyaux impair-impair;
- I est demi-entier pour les autres, I = 1/2 pour le noyau d'hydrogène ou proton.

Le moment cinétique ou spin (vecteur) a un module et aussi une direction. La mécanique quantique prévoit que (placé dans un champ magnétique orienté selon Oz) $\vec{S}_n$ ne peut avoir que certaines orientations, liées à un autre nombre quantique m. L'orientation de $S_n$ par rapport à l'axe vertical (composante sur Oz) est en effet donné par l'équation :

$$S_{nz} = m\hbar \qquad [3]$$

m peut prendre 2I + 1 valeurs (I, I – 1, I – 2... – I). Avec I = 1/2 le noyau d'hydrogène ou proton ne peut avoir que deux orientations et valeurs possibles, parallèle (état «up») et anti-parallèle (état «down») du moment cinétique ou spin (et donc du moment magnétique) :

$$S_z = \pm 1/2\hbar$$

et avec (2)

$$\mu_z = \pm 1/2\gamma\hbar$$

Elles correspondent en fait à deux niveaux d'énergie. Par convention on dit que le proton a un spin 1/2. Comme on connaît la composante sur l'axe Oz et l'amplitude de $S_n = \hbar\ 3/4^{1/2}$ (avec I = 1/2 et (1)) on peut calculer l'angle par rapport à Oz.

Au total : le noyau d'hydrogène ou proton possède un moment cinétique ou spin «nucléaire» (lié à la rotation sur son axe propre) et un moment magnétique (lié à sa charge en rotation). Seules deux orientations du spin, donc du moment magnétique sont permises.

## Annexe 2 : Quantité de protons en excès en position parallèle dans un volume

Calcul de la contenance en protons dans 1 $cm^3$ d'eau (1 ml) :

- Nombre d'Avogadro = $6{,}02 \times 10^{23}$
- 1 mole d'eau contient $6{,}02 \times 10^{23}$ molécules d'eau
- Masse molaire de l'eau (masse d'une molécule d'eau) :

$$16g(O^{16}) + 2g(2H^1) = 18g$$

- La masse volumique de l'eau est de $10^3$ kg/m$^3$, soit 1 g/cm$^3$ ou 1 g/ml.
- Ainsi, la masse d'une mole d'eau est de 18 g et elle est contenue dans 18 ml.
- Par conséquent, on a $6{,}02 \times 10^{23}$ molécules d'eau dans 18 ml.
- Quantité de protons : dans 18 ml, il y a :

$2 \times 6{,}02 \times 10^{23}$ atomes d'hydrogène (et par conséquent de protons).

Dans 1 ml, il y a :

$$\frac{2 \times 6,02 \times 10^{23}}{18} = 6,69 \times 10^{22} \text{protons}$$

Calcul de la quantité de protons en excès en position parallèle dans 1 cm$^3$ d'eau :

- Pour un échantillon de 2 millions de protons, environ 4 protons sont en surnombre en position parallèle à 0,5 Tesla.
- Connaissant la quantité de protons contenus dans 1 cm$^3$ d'eau, on peut calculer le total de protons en surnombre dans ce même volume :

$$\frac{6,69 \times 10^{22} \times 4}{2 \times 10^{6}} = 1,34 \times 10^{17}$$

protons en surnombre en position parallèle dans 1 cm$^3$ d'eau à 0,5 Tesla soit environ 134 millions de milliards de protons!

## Annexe 3 : Champ magnétique tournant et onde RF

On peut créer un champ magnétique tournant grâce à un courant électrique oscillant dans une bobine appelée antenne émettrice. Ce courant oscillant engendre un champ magnétique oscillant lui aussi correspondant à une onde électromagnétique (fig. A-1).

## Annexe 4 : Calcul de la durée ou de l'intensité des impulsions RF de 90° et de 180°

La fréquence «angulaire» de précession (pulsation, fréquence ou «vitesse» circulaire et/ou angulaire en radians) de M autour de $B_1$ est donnée par :

$$\omega_1 = \gamma B_1 \qquad [1]$$

– Pour $\theta = 90° = \pi/2$, la durée t de l'impulsion RF doit satisfaire à :

$$\omega_1 t = \frac{\pi}{2},$$

d'où

$$t = \frac{\pi/2}{\omega_1} = \frac{T}{4} \qquad [2]$$

où T est la période de l'impulsion.

En effet, *la période est l'inverse de la fréquence* $\nu_1$, $T = 1/\nu_1$, et la vitesse angulaire est liée à la fréquence par $\omega_1 = 2\pi\nu_1$ (la fréquence est le nombre de tours par seconde, la vitesse circulaire est donnée en radians, et un tour = 360° = $2\pi$).

On a donc $\omega_1 = 2\pi/T$, soit en remplaçant [2] :

$$\frac{2\pi}{T} \cdot t = \frac{\pi}{2}$$

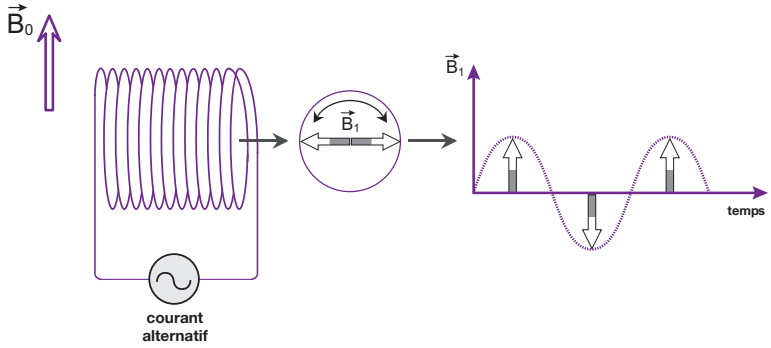



**Fig. A-1.** Création d'une onde RF (voir texte).

et

$$t = \frac{T}{4} \left(= \frac{T}{2\pi} \cdot \frac{\pi}{2}\right)$$

- Pour $\theta = 180° = \pi$, la durée t de l'impulsion RF doit satisfaire à :

$$\omega_1 t = \pi,$$

d'où

$$t = \frac{\pi}{\omega_1} = \frac{T}{2}$$

(même raisonnement que plus haut en remplaçant $\pi/2$ par $\pi$).

Au total, ce petit calcul a au moins le mérite de démontrer qu'il faut appliquer l'impulsion RF pendant une durée de T/4 pour une bascule de 90° et T/2 pour une bascule de 180°, soit deux fois plus longtemps pour une impulsion de 180° par rapport à une impulsion de 90°, ce qui somme toute est logique car la vitesse angulaire est constante (égale à $\omega_1$).

Si, maintenant, dans l'équation [1], nous supposons que t est constant, nous voyons qu'en multipliant $\omega_1$ par 2, on obtient également $\sigma = \pi = 180°$ :

$$2(\omega_1 t) = 2\left(\frac{\pi}{2}\right) = \pi$$

Or, doubler $\omega_1$ correspond à doubler $B_1$ (équation [1]), c'est-à-dire l'intensité de l'impulsion RF.

En conclusion, pour passer d'une impulsion de 90° à une impulsion de 180°, on peut soit appliquer l'impulsion RF deux fois plus longtemps, soit avec une intensité double.

## Annexe 5 : Distribution de Boltzmann

Lorsqu'un échantillon tissulaire contenant N protons est soumis à un champ magnétique $\vec{B}_0$, la répartition entre les deux niveaux d'énergie, N1 protons sur le niveau $E_1$ (état «up») et N2 protons sur le niveau $E_2$ (état «down») se fait conformément à la distribution de Boltzmann :

$$\frac{N1}{N2} = e^{-(E1-E2)/kT}$$

soit

$$N1 = N2e^{-(\Delta E)/kT}$$

où k est la constante de Boltzmann et T la température absolue.

Il y a donc plus de protons sur le niveau de plus faible énergie (environ $\Delta N = 4$ pour $N = 2$ millions), d'où apparition d'un vecteur d'aimantation *macroscopique* $\vec{M}$. Sa projection sur l'axe Oz (orienté selon $\vec{B}_0$) est égale à :

$$\vec{M}z = (N1 - N2)\vec{\mu}_z$$

$$\vec{M}z_0 = 4\vec{\mu}_z (\text{pour } N = 2 \text{ millions et } \Delta N = 4)$$

## Annexe 6 : Cohérence entre modèle quantique et classique

Pour que l'onde RF induise des transitions du niveau de basse énergie $E_1$ (état «up») sur le niveau de haute énergie $E_2$ (état «down»), il faut que l'énergie $E = h\nu_r$ de l'onde RF soit exactement égale à $\Delta E$ :

$$E = \Delta E \text{ où } h\nu_r = \gamma\hbar B_0$$

soit avec

$$\hbar = \frac{h}{2\pi} \text{ et } \nu_r = \frac{\omega_r}{2\pi}$$

$$\nu_r = \gamma\frac{B_0}{2\pi} \text{ et } \omega_r = \gamma_0 B_0 = \omega_0$$

ce qui correspond à la condition de résonance de la mécanique classique, où la pulsation $\omega_r$ de l'onde RF (électromagnétique) ou *la fréquence de rotation* $\omega_r$ du champ magnétique tournant $\vec{B}_1$ doit être égale à la fréquence de Larmor $\omega_0$ (fréquence angulaire de précession des protons autour de $\vec{B}_0$ selon Oz). Il y a donc une «cohérence» entre modèle quantique et classique.

# Annexe 7 : Repousse en T1 et décroissance en T2 de l'aimantation après une impulsion de 90°

**Tableau A** Repousse de l'aimantation longitudinale $\vec{M}z$ en $T_1$ (après une impulsion de 90°).

| Intervalle $T_1$ | Repousse de Mz |
|---|---|
| 0,5 | 39 % |
| 1 | 63 % |
| 1,5 | 78 % |
| 2 | 87 % |
| 3 | 95 % |
| 4 | 98 % |
| 5 | 99 % |

**Tableau B** Décroissance du signal ($\vec{M}xy$) en $T_2$.

| Intervalle $T_2$ | Décroissance Mxy |
|---|---|
| 0 | 100 % |
| 0,25 | 78 % |
| 0,50 | 61 % |
| 0,75 | 47 % |
| 1 | 37 % (reste 63 %) |
| 2 | 13 % |
| 3 | 5 % |
| 4 | 2 % |

# Annexe 8 : Évolution dans le temps de l'aimantation longitudinale et transversale pendant la relaxation

Nous avons $\vec{M}z_0 = \vec{M}xy_m$, car après une impulsion de 90° le module (longueur) du vecteur d'aimantation transversal maximal est bien égal au vecteur d'aimantation longitudinal à l'équilibre, nous utiliserons «$\vec{M}o$» pour les deux.

Après une impulsion de 90°, $\vec{M}z$ et $\vec{M}xy$ y évoluent en fonction du temps selon :

$$\vec{M}z(t) = \vec{M}_0(1 - e^{-t/T_1})$$

et

$$\vec{M}xy(t) = M_0\, e^{-t/T_2}$$

nous pouvons donc calculer le temps pour une repousse de 63% de $\vec{M}z(t)$, nous avons alors $\vec{M}z = 0,63\,\vec{M}_0$ d'où :

$$0,63\ \vec{M}_0 = \vec{M}_0(1 - e^{-t/T_1})$$

$$\Rightarrow 0,63 = (1 - e^{-t/T_1})$$

$$\Rightarrow 0,37 = 1/e^{-t/T_1},$$

comme

$$1/e = 0,37 \Rightarrow 1/e = e^{t/T_1} \Rightarrow e = e^{t/T_1}$$

$$\Rightarrow t/T_1 = 1$$

d'où $t = T_1$

Nous pouvons également calculer le temps pour une décroissance de 63 % de $\vec{M}xy(t)$, il persiste $\vec{M}xy = 0,37\,\vec{M}_0$ d'où :

$$0,37\ \vec{M}_0 = \vec{M}_0\, e^{-t/T_2} \rightarrow 0,37 = e^{-t/T_2}$$

d'où (voir au-dessus) $t = T_2$.

# Annexe 9 : Influence des paramètres TR et TE sur le signal en SE

De façon schématique, en séquence de spin écho le signal est donné par l'équation :

$$S_{se} = \rho L(TR/T_1) \cdot T\,(T_2/TE) \qquad [1]$$

avec : $S_{se}$ = signal en spin écho, $\rho$ = densité protonique, $L(TR/T_1) = 1 - e^{-TR/T_1}$, $T(T_2/TE) = e^{-TE/T_2}$.

Dans cette équation le signal est proportionnel à la densité protonique. Il dépend également de deux fonctions dont l'une, $e^{-TE/T_2}$ traduit la décroissance exponentielle en $T_2$ de MT (modulé par le TE) et l'autre, $1 - e^{-TR/T_1}$ traduit la repousse exponentielle en $T_1$ de ML (modulé par le TR).

## Influence du TR

Si on allonge le TR ($TR >> T_1$), $TR/T_1$ devient grand,

$$e^{TR/T_1} \to \infty, e^{-TR/T_1}(1/\infty) \to 0,$$

$$1 - e^{-TR/T_1} = L(TR/T_1)) \to 1,$$

l'équation (1) se simplifie (en remplaçant $L(TR/T_1)$ par 1) :

$$S_{se} = \rho 1 \cdot T\,(T_2/TE), \qquad [1']$$

elle ne dépend plus du terme en $TR/T_1$ d'où «*dépondération en* $T_1$». Inversement par un raccourcissement du TR (avec raccourcissement du TE), le terme $L(TR/T_1)$ devient prépondérant (par rapport à $T(T_2/TE)$), d'où «*pondération en* $T_1$».

## Influence du TE

- Si on raccourcit le TE ($TE << T_2$), $TE/T_2$ devient petit $\to 0$, $e^{-TE/T_2} \to 1\,(e^0 = 1)$, l'équation (1) se simplifie (en remplaçant $T(T_2/TE)$ par 1) :

$$S_{se} = \rho L(TR/T_1) \cdot 1 \qquad [1'']$$

elle ne dépend plus du terme en $T_2/TE$ d'où «dépondération en $T_2$». Inversement par un allongement du TE (avec allongement du TR), le terme $T(T_2/TE)$) devient prépondérant ($/L(TR/T_1)$), d'où «pondération en $T_2$».

- Si on allonge le TR ($TR >> T_1$) et si on raccourcit le TE ($TE << T_2$) l'équation (1) se simplifie (en remplaçant $L(TR/T_1)$ par 1 et $T(T_2/TE)$ par 1) :

$$S_{se} = \rho(1 \cdot 1) \qquad [1''']$$

elle ne dépend plus que du terme $\rho$ d'où «pondération en densité protonique».

# Annexe 10 : Croisement des courbes de repousse de l'aimantation longitudinale

Le niveau de repousse de $\vec{M}z$ est donné par :

$$Sr = \rho L(TR/T_1)$$

avec, $\rho$ = densité protonique et $L(TR/T_1) = 1 - e^{-TR/T_1}$

avec les valeurs LCR $\rho = 1$ et $T_1 = 3\,000$ ms et cerveau (substance blanche) : $\rho = 0{,}6$ et $T_1 = 500$ ms, le croisement des courbes (même intensité!) aura lieu pour

$$1 - e^{-TR/3000} = 0,6\left(1 - e^{-TR/500}\right)$$

soit

$$e^{-TR/3000} - e^{-TR/500} - 0,4 = 0$$

équation du 6e degré ($a/x^6 - 1/a + 1$, avec $x = e^{TR/3000}$, $x^6 = e^{TR/500}$ et $a = 0{,}6$) dont la solution obtenue par méthode numérique est $TR = 2\,729{,}7837$ (*≈3 000 ms*)!

Une première approximation consiste à négliger le terme $1/x^6 = e^{-TR/500}$ (petit/x, car $x^6$ grand)

d'où $e^{-TR/3000} = 0{,}4$

d'où

$$TR/3000 = -\log 0,4 = \log 1/0,4 = \log 2,5 = 0,92$$

et $TR = 2\,748{,}87 \approx 2\,750$ ms

Le calcul peut être refait pour la substance grise.

$$1 - e^{-TR/3000} = 0,7\left(1 - e^{-TR/750}\right)$$

$$\text{ou } e^{-TR/3000} - e^{-TR/750} - 0,3 = 0$$

Soit de nouveau en première approximation en négligeant le terme $e^{-TR/750}$

$$e^{-TR/3000} = 0,3$$

d'où

$$TR/3000 = -\log 0,3 = \log 1/0,3 = \log 3,33 = 1,203$$

et $\qquad TR = 3609 \approx 3600$ ms

De façon un peu plus précise, la valeur est proche de TR = 3 500 ms (plus exactement 3 551 ms[1]), en effet pour cette valeur

$$e^{-3500/3000} = 0,31 \text{ (calculette} = 0,3114032);$$

1 Ce degré de précision n'a que peu d'intérêt étant donné l'approximation faite sur les valeurs approchées de $T_1$ et $\rho$.

**Tableau C** Repousse de $\vec{M}z$ en fonction du $T_1$ (valeurs approx. 1,5 T) et du TR.

| $T_1$ **tissulaire en ms (valeurs approx.)** | **TR (ms) Repousse de Mz (%)** | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | **500** | **750** | **1 000** | **2 000** | **3 000** | **4 000** | **5 000** | **10 000** |
| Graisse 200 | 92 % | 98 % | 100 % | 100 % | 100 % | 100 % | 100 % | 100 % |
| SB 500 | **63 %** | 78 % | 86 % | 98 % | 100 % | 100 % | 100 % | 100 % |
| SG 750 | 49 % | **63 %** | 74 % | 97 % | 98 % | 99,5 % | 100 % | 100 % |
| LCR 3000 | 15 % | 23 % | 29 % | 49 % | **63 %** | 71 % | 82 % | 87 % |

**Tableau D** Valeurs (approx.) du $T_1$ et $T_2$ (tissus) à 1 et 1,5 Tesla.

| **Tissus** | $T_1$ | $T_2$ | $T_1$ | $T_2$ | **ρ** |
|---|---|---|---|---|---|
| | (1T) | (1T) | (1,5T) | (1,5T) | |
| LCR | 2 500 | 200 | 3 000 | 200 | 1 |
| Graisse | 180 | 90 | 200 | 90 | |
| SG | 500 | 90 | 750 | 90 | 0,7 |
| SB | 350 | 75 | 500 | 75 | 0,6 |

$$e^{-TR/750} = 0,01 \text{ (calculette} = 0,0094035)$$

d'où

$$e^{-TR/3000} - e^{-TR/750} - 0,3 = 0 \text{ avec TR} = 3\,500 \text{ ms}$$

car $e^{-3500/3000} - e^{-3500/750} - 0,3 =$

$$0,31 - 0,01 - 0,3 \text{ ce qui est bien égal à } 0$$

(cqfd!)

De façon plus simple à l'aide des valeurs du tableau C et D :

En effet, avec respectivement ρSB = 0,6, SG = 0,7 et LCR = 1 (et à 1,5 Tesla)

pour TR = 3 000 ms la valeur de repousse respective SB = 0,6 × 100 % = 0,6, SG = 0,7 × 99,5 % = 0,685 et LCR = 1 × 63 % = 0,63 : le LCR a quasiment rejoint le niveau de repousse de la SG et déjà dépassé celui de la SB, ce qui corrobore nos calculs précédents.

pour TR = 4 000 ms la valeur de repousse respective SB = 0,6 × 100 % = 0,6, SG = 0,7 × 98 % = 0,695 et LCR = 1 × 71 % = 0,71 : le LCR a quasiment rejoint les niveaux de repousse à la fois de la SG et de la SB, *le croisement des courbes LCR et «matière cérébrale» se fait pour une valeur de TR entre 3 000 et 4 000 ms.*

Par ailleurs,

à TR =1 000 ms la valeur de repousse respective SB = 0,6 × 0,86 % = 0,516, SG =0,7 × 74 % = 0,518 et LCR = 1 × 63 % = 0,63 : *à TR ≈ 1 000 ms la courbe de repousse de la SG (ρ plus élevée) croise celle de la SB* (plus exactement à TR = 1 039 ms[1]).

## Annexe 11 : Annulation du signal en IR

Après une impulsion de 180°, $\vec{M}z$ évolue en fonction du temps selon :

$$\vec{M}z(t) = \vec{M}_0\left(1 - 2e^{-TI/T_1}\right)$$

$$\vec{M}z(t) = 0 \text{ pour } TI = 0,69\ T_1, \text{car } e^{0,69} = 2$$

$$\left(e^{-0,69} = 1/2\right)$$

**Tableau E** Repousse de l'aimantation longitudinale en $T_1$ après une impulsion de 180°.

| **Intervalle** $T_1$ | **0,5** | **0,69** | **1** | **2** | **3** | **4** | **5** |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Repousse de** $\vec{M}z$ | – 21 % | 0 % | 26 % | 73 % | 90 % | 96 % | 99 % |

1 Ce degré de précision n'a que peu d'intérêt étant donné l'approximation faite sur les valeurs approchées de $T_1$ et ρ.

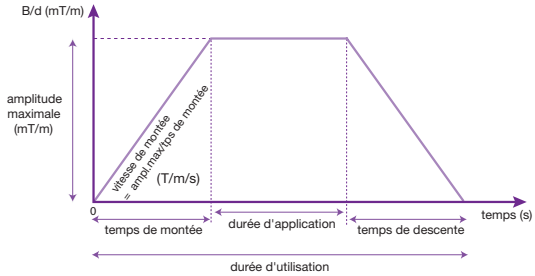



**Fig. A-2.** Caractéristiques temporelles d'une bobine de gradient (voir texte).

## Annexe 12 : Caractéristiques d'un gradient de champ magnétique

Dans le domaine temporel, un gradient est caractérisé par (fig. A-2) :

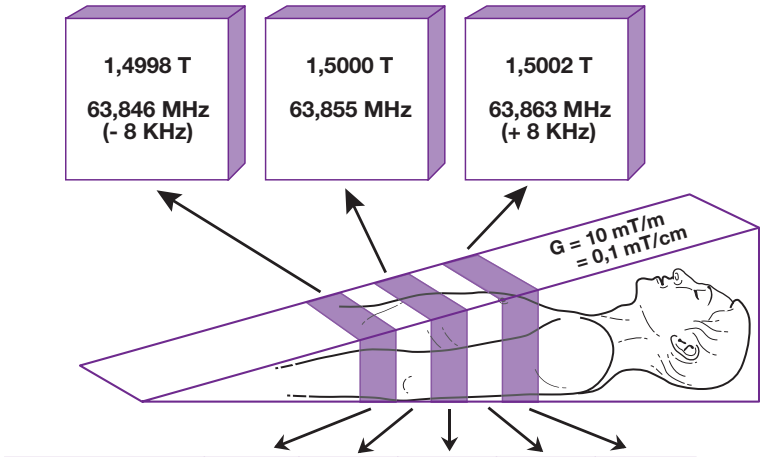
– le temps de montée : c'est le temps qu'il faut à la bobine pour atteindre l'amplitude souhaitée par l'imageur, ce qui correspond au temps d'arrivée du courant dans la bobine en microsecondes (µs);
– le temps de descente : c'est le temps, suivant la durée d'application, qui correspond à la sortie complète du courant de la bobine en microsecondes (µs);
– la durée d'application : c'est le temps pendant lequel l'amplitude de gradient souhaitée est appliquée de manière stable en millisecondes (ms);
– la durée d'utilisation : c'est le temps séparant l'entrée du courant dans la bobine jusqu'à sa sortie complète en millisecondes (ms);
– l'amplitude maximale : c'est l'amplitude maximale que la bobine peut procurer (= maximum de courant possible dans la bobine) ce qui correspond à la variation spatiale maximale de champ magnétique en milli Tesla par mètre (mT/m);
– la vitesse de montée maximale : c'est la vitesse maximale d'arrivée du courant dans la bobine, ce qui correspond à la variation temporo-spatiale du champ magnétique la plus importante en Tesla/mètre/seconde (T/m/s).

## Annexe 13 : Gradient de sélection de coupe : exemple chiffré

Considérons que :

- le champ magnétique principal $\vec{B}_0$ est de 1,5 Tesla;
- le gradient de sélection de coupe présente une variation d'amplitude de 10 mT/m, soit 0,1 mT/cm.

On peut ainsi calculer la fréquence de résonance correspondante pour chaque déplacement dans le gradient de 1 cm ($\omega = \gamma B_0$). La variation obtenue est d'environ 4 kHz/cm. À chaque valeur de champ magnétique correspond une fréquence permettant de sélectionner un plan de coupe, perpendiculaire au gradient, où tous les protons seront à la même fréquence (fig. A-3).




| Champ magnétique (T) | 1,4998 | 1,4999 | 1,5000 | 1,5001 | 1,5002 |
|---|---|---|---|---|---|
| Fréquence (MHz) | 63,846 | 63,850 | 63,855 | 63,859 | 63,863 |

**Fig. A-3.** Correspondance entre champ magnétique et fréquence de résonance en fonction de la valeur du gradient de sélection de coupe (voir texte).

## Annexe 14 : Correspondance entre fréquences et phases

La fréquence d'un phénomène périodique s'exprime en hertz ce qui correspond au nombre de cycles par seconde. Dans notre exemple, il s'agit de 2 fonctions sinus ayant des fréquences différentes et représentant 2 composantes de notre signal.

Leur phase correspond à leur position par rapport à l'axe du temps.

Les 2 composantes sont en phase au temps t = 0, mais comme elles correspondent à des fréquences différentes, elles vont se déphaser : des modifications de fréquences entraînent des déphasages (fig. A-4 a). Ce déphasage est d'autant plus important que les différences de fréquences sont élevées (fig. A-4 b).

Inversement, à un déphasage donné correspond une fréquence : cette fréquence est d'autant plus élevée que les déphasages sont importants (fig. A-5).

En fait, la phase peut s'exprimer par la variation d'une fréquence en fonction du temps :

$$\Phi = \omega$$

où $\Phi$ est la phase et $\omega$ la fréquence. Ainsi, si la fréquence augmente, le déphasage est plus élevé et réciproquement.

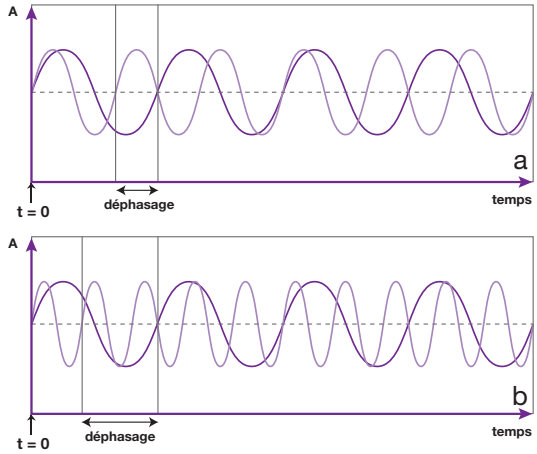



**Fig. A-4.** Dans cette représentation graphique de 2 fonctions sinus, les courbes sont en phase au temps t = 0; mais, les fréquences des 2 courbes étant différentes [sin (2x) et sin (3,5x)], elles vont se déphaser (a). Ce déphasage est d'autant plus important que la différence de fréquence est élevée (b) [sin (2x) et sin (5,3x)].

## Annexe 15 : Gradient de sélection de coupe bipolaire

Comme pour le gradient de lecture, le gradient de sélection de coupe doit être de forme bipolaire. En effet, l'impulsion RF de 90° qui coïncide avec l'application du gradient de sélection de coupe Gss comporte une largeur de bande de fréquence donnée (de quelques kHz) : ainsi, les protons sont en phase au centre de l'impulsion RF (qui est à la fréquence de résonance ωr pour le plan de coupe sélectionné), mais déphasés de part et d'autre de son centre en raison d'une fréquence légèrement décalée en fonction du gradient Gss appliqué ($\omega_r - \Delta\omega/\omega r + \Delta\omega$) (fig. A-6 a).

Pour compenser les déphasages induits par le gradient Gss (associé à l'impulsion RF), il faut appliquer un gradient de polarité inverse, d'une durée de moitié par rapport au premier lobe positif (gradient de rapport + 2/− 1), afin de compenser les décalages de phase induits (fig. A-6 b).

**Fig. A-5.** À un déphasage donné correspond une fréquence : cette fréquence est d'autant plus élevée que les déphasages sont importants. La fréquence reproduite à partir des déphasages est plus élevée en b (déphasage de 0 à 180°) qu'en a (déphasage de 0 à 90°).

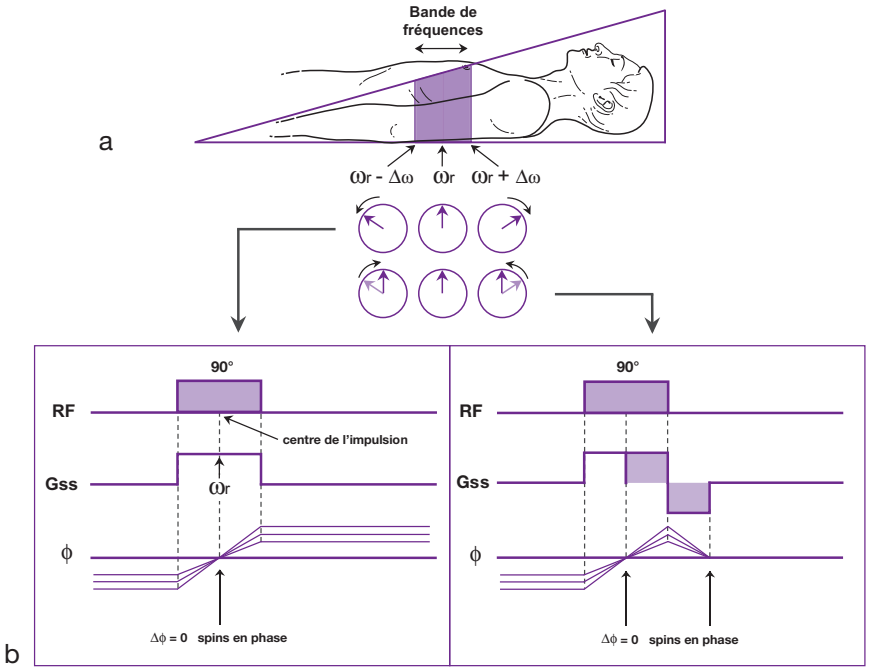



**Fig. A-6.** Principe du gradient de sélection de coupe bipolaire (voir texte).

Ainsi, les protons sont de nouveau en phase avant l'application des gradients suivants destinés à coder la coupe sélectionnée, ce qui évite une perte de signal.

## Annexe 16 : Définition mathématique de la transformée de Fourier

Prenons un signal analogique f(t), comme l'est précisément, en IRM, celui réceptionné par l'antenne ou comme l'est un signal sonore. Sa transformée de Fourier F(ω) va permettre de déterminer le contenu fréquentiel de ce signal :

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-i2\pi\omega t}dt$$

F(ω) est la transformée de Fourier (TF) de f(t) et sera représenté par un spectre de fréquences (fig. A-7). Cette opération est «réversible» : connaissant un spectre de fréquences, on peut calculer le signal temporel correspondant :

$$f(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega)e^{i2\pi\omega t}d\omega$$

f(t) est la transformée de Fourier inverse ($TF^{-1}$) de F(ω).

D'une manière générale, cette opération permet d'extraire d'un signal représenté en fonction d'une variable donnée (ici le temps) les composantes en fonction de la variable inverse (ici la fréquence = $temps^{-1}$). De la même manière, cette opération permet de «relier» une image (distance) aux fréquences spatiales ($distance^{-1}$ = «par unité de longueur»).

## Annexe 17 : Signal IRM et transformée de Fourier

Le signal S(t) acquis sur une distance D sera porteur des différentes aimantations élémentaires m(x) dans cette direction (x), dépendant de la densité protonique de l'objet (pour simplifier la démonstration, on ne tient pas compte des temps de relaxation T1 et T2) (voir annexe 18) :

$$s(t) = \int_{-D/2}^{D/2} m(x)e^{-i2\pi\omega t}dx$$

et comme on a ω = γGx x, on obtient :

$$s(t) = \int_{-D/2}^{D/2} m(x)e^{-i2\pi\gamma Gxxt}dx$$

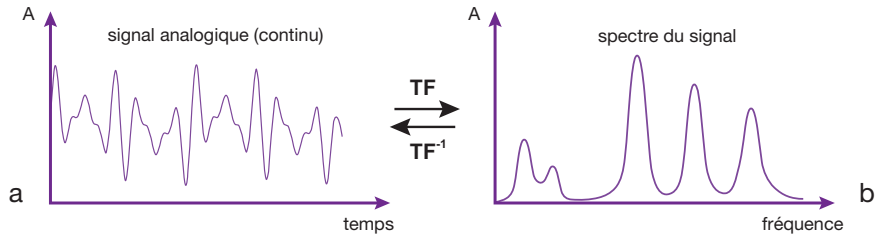



**Fig. A-7.** Transformée de Fourier.
À partir d'un signal analogique (a), la transformée de Fourier (TF) permet de déterminer son contenu fréquentiel : il sera représenté par un spectre de fréquences (b). Cette opération est «réversible» : connaissant un spectre de fréquences, on peut calculer le signal temporel correspondant par une transformée de Fourier inverse ($TF^{-1}$).

En posant : $kx = \gamma Gx\ t$, on obtient :

$$S(t) = \int_{-D/2}^{D/2} m(x)e^{-i2\pi kxx}dx$$

c'est-à-dire :

$$F(kx) \int_{-D/2}^{D/2} m(x)e^{-i2\pi kxx}dx$$

On a donc : $S(t) = F(kx)$.

F(kx) est l'équation d'une transformée de Fourier (voir annexe 16), cette écriture ayant été possible grâce au changement de variable $k = \gamma Gt$. Ainsi, chaque «élément» $kx1 = \gamma Gx\ Tec$, $kx2 = \gamma Gx\ 2Tec$, $kxNx = \gamma Gx\ NxTec$ (Gx est constant) est un échantillon du plan de Fourier gardant en mémoire les déphasages produits par le gradient Gx durant son application (voir aussi fig. 7-6, chapitre 7).

Le tableau ci-dessous résume le formalisme mathématique (changement de variable) à l'origine de la notion de plan de Fourier.

$$S(t) = \int_{-D/2}^{D/2} m(x)e^{-i2\pi\gamma Gxxt}dx$$

$$kx = \gamma\ Gx\ t$$

$$S(t) = \int_{-D/2}^{D/2} m(x)e^{-i2\pi kxx}dx = F(kx)$$

Ensuite, pour obtenir les valeurs des aimantations en chaque point (c'est-à-dire m(x)), correspondant à l'image, il faut faire une transformée de Fourier inverse de F(kx) :

$$m(x) = TF^{-1}(F(kx))$$

Dans le sens du gradient de phase, on a une équation (équivalente à celle qui détermine l'acquisition des points d'une ligne) correspondant cette fois à l'acquisition des lignes :

$$F(ky) = \int_{-D/2}^{D/2} m(y)e^{-i2\pi kyy}dy$$

avec : $ky = \gamma GyT$

Les points échantillonnés lors des acquisitions successives des différentes lignes correspondent à des points $ky1 = \gamma G1\ T$, $ky2 = \gamma G2\ T$, $kyNy = \gamma GNy\ T$ du plan de Fourier (voir aussi fig. 7-7, chapitre 7).

Pour obtenir une image à partir des différentes lignes acquises, il faudra faire une deuxième transformée de Fourier inverse dans la direction y :

$$m(y) = TF^{-1}(F(ky))$$

Au total, le signal de la coupe est donc :

$$S(t) = F(kx, ky) = \iint m(x, y)e^{-i2\pi(kxx+kyy)}dxdy$$

avec : $kx = \gamma Gx\ t$ (Gx constant) et $ky = \gamma Gy\ T$ (Gy modifié à chaque TR et T constant).

À chaque acquisition, on échantillonne l'ensemble des kx du plan de Fourier (Gx est constant) pour un même ky. Au bout d'un TR, on renouvelle l'échantillonnage de l'ensemble des kx pour un ky différent (en modifiant Gy) (voir aussi fig. 7-8, chapitre 7). Au bout de l'ensemble des TR, on aura donc stocké toutes les données codées en phase et

en fréquence, correspondant, en quelque sorte, à une double transformée de Fourier (2DFT). Pour obtenir l'image, il faudra effectuer une double transformée de Fourier inverse.

## Annexe 18 : Valeur du signal mesuré

La mesure du signal ne peut s'effectuer que dans le plan transversal, après bascule de l'aimantation à la suite d'une impulsion de 90° (dans le cas de l'écho de spin).

L'aimantation ainsi basculée ($\vec{M}_0$, qui dépend de la densité protonique), tout en tournant autour de $\vec{B}_0$, va subir une décroissance exponentielle, en fonction de $T_2$.

Le signal électrique induit dans l'antenne de réception est donc une fonction sinusoïdale amortie par une exponentielle $T_2$.

Si l'on représente le parcours de $\vec{M}_0$ sur un cercle trigonométrique, on peut décomposer ce vecteur en deux composantes orthogonales correspondant à sa projection sur l'axe des x et l'axe des y : la projection sur x est appelée «signal réel» et la projection sur y est appelée «signal imaginaire» (terminologie utilisée dans les nombres complexes).

Ces deux composantes correspondent donc à deux fonctions sinusoïdales du temps (fig. A8) :

$$Mx(t) = \vec{M}_0 \cdot e^{(-t/T_2)} \cdot \cos\omega t$$

$$My(t) = \vec{M}_0 \cdot e^{(-t/T_2)} \cdot \sin\omega t$$

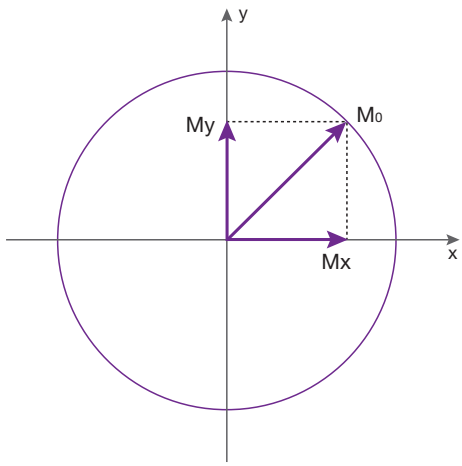



**Fig. A-8.** Décomposition de l'aimantation $\vec{M}_0$ sur un cercle trigonométrique (voir texte).

Le signal mesuré correspond à la somme de ces deux fonctions (pour simplifier, on va poser : $m = \vec{M}_0 \cdot e^{(-t/T_2)}$ :

$$S(t) = m(\cos\omega t - i \sin\omega t)$$

$$S(t) = m \cdot e^{-i2\pi\omega t}$$

Il s'agit d'un signal complexe.

## Annexe 19 : Chronogrammes des séquences d'écho de spin et d'écho de gradient et remplissage du plan de Fourier

Ce remplissage a été représenté d'une manière schématique, comme s'il était effectué par la pointe d'une plume (plume levée durant le déplacement et baissée durant l'«écriture»).

- En écho de spin, le déplacement de la plume se fait d'abord vers le bas (de A à B — amplitude la plus négative du gradient de phase); puis passage de B en C (point symétrique de B par rapport au centre du plan de Fourier) en raison de l'impulsion de 180° (inversion de la phase); enfin «écriture» de la ligne 1 de C à D (réception du signal et gradient de lecture — «écho de spin et écho de gradient»). L'opération se répète pour la ligne 2 (et les suivantes), le passage d'une ligne à l'autre se faisant après un temps TR (fig. A-9).
- En écho de gradient, le principe est le même, mais l'amplitude du gradient de phase est d'abord positive (trajet de la plume de A à B) en raison de l'absence de l'impulsion de 180°; puis «écriture» de la ligne 1 de B à C («écho de gradient seul») et des lignes suivantes (fig. A-9).

## Annexe 20 : Résolution spatiale de l'image et FOV

La résolution spatiale (taille du pixel dx et dy) dans le sens (Ox) du codage de fréquence (f) ou dans le sens (Oy) du codage de phase (p) est donnée par la largeur du champ de vue (respectivement en f ou p) divisée par (respectivement) Nf (ou Nx) et Np (ou Ny) :

$dx = Dx/Nx$

$dy = Dy/Ny$

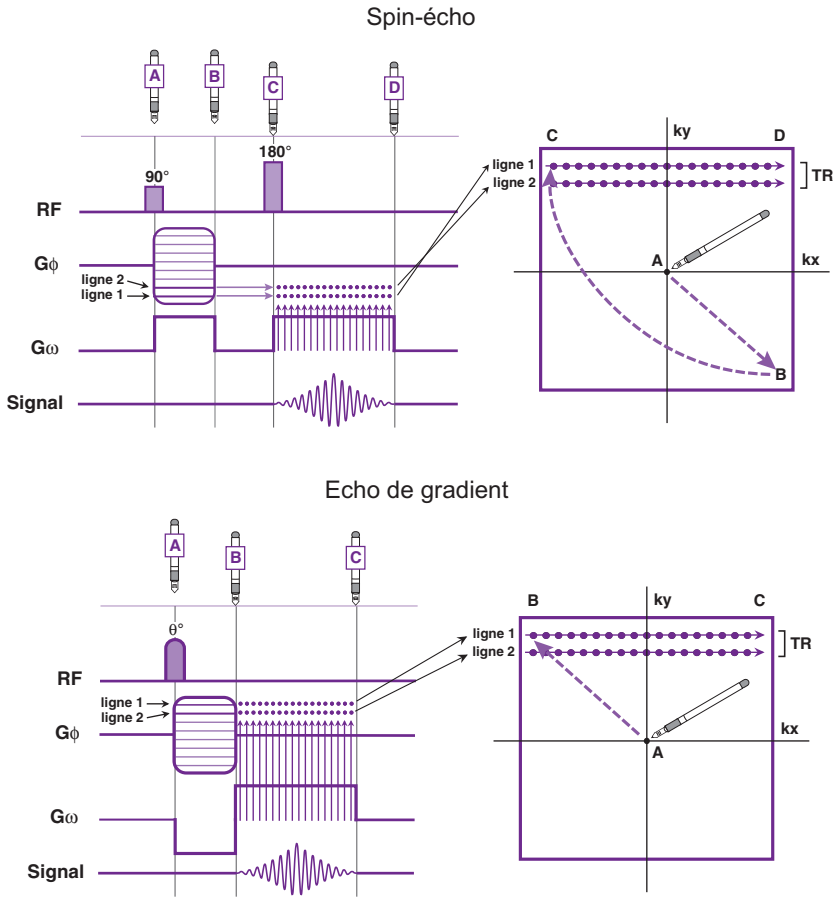



**Fig. A-9.** Chronogrammes des séquences d'écho de spin et d'écho de gradient et remplissage du plan de Fourier (voir texte).

### Exemple

Champ de 42×42 et matrice de 256f × 256p ⇒taille du pixel 420/256 =1,65 × 1,65 mm. Si on garde l'option pixel carré en réduisant Np (nombre de lignes de la matrice) on réduit le champ de vue dans le sens du codage de phase.
Matrice 256f × 224p ⇒champ de vue 42 × 37 cm (224 × 1,65 = 369,6 mm = 37 cm)
(matrice 256f × 192p = champ de vue 42 × 31,5 cm (192 × 1,65) 256f × 128p = 42 × 21 cm, etc.).

## Annexe 21 : Matrices, champs de vue et pixels

Certains appareils offrent la possibilité de réduire soit la matrice avec choix du pixel carré ou rectangulaire. Sur la plupart des appareils, si on réduit la taille de la matrice, le codage de phase pour réduire Np (et donc la durée d'examen) se place automatiquement dans la direction où la matrice est la plus courte.

### Exemple 1

Matrice de 256f × 256p – champ carré de 42 × 42 cm (= 420 mm)
⇒ pixel carré de : 420/256 = 1,65 mm de côté.

### Exemple 2

Matrice de 256f × 128p – champ carré de 42 × 42 cm ⇒pixel rectangulaire de : 420/128 = 3,3 mm (sur 1,65 mm) de côté : Np est divisé par 2 (diminution de moitié de la résolution spatiale dans le sens du codage de phase) ; S/B est divisé par $\sqrt{2}$ mais, le pixel a doublé d'où S/N est multiplié par 2; au total, le rapport signal sur bruit est augmenté de $2\sqrt{2} = \sqrt{2} = 1,41$, soit 41 %.

### Exemple 3

Matrice de 256f × 256p – champ carré de 42 × 42 cm →pixel carré de 420/256 = 1,65 mm de côté. Si on garde le pixel carré mais que l'on réduit Np à 128, le champ devient rectangulaire : 42 × 21 cm, l'image

a la même résolution spatiale (même pixel carré de 210/128 = 420/256) mais elle est acquise deux fois plus vite (Np/2) (N/B chute de $1/\sqrt{2}$).

## Annexe 22 : Influence de l'angle optimum de Ernst

L'angle optimum de Ernst est donné par :

$$\cos\theta opt = \exp(-TR/T1)$$

(pour autant que TR >> T2*)

• Pour T1 = 500 ms et TR = 2 500 ms

TR/T1 = 5

exp (– 5) = 0,067 (= cos θopt)

d'où θopt = 86° (cos 86°= 0,069).

• Pour T1 = 500 ms et TR = 100 ms

TR/T1 = 0,2

exp (– 0,2) = 0,818

d'où θ opt = 35° (cos 35°= 0,819).

## Annexe 23 : L'équation suivante donne le T1 du sang après injection de gadolinium (à 1,5 Tesla)

$$1/T1sg = 1/1200ms + R1(Gd)sg(1)$$

avec T1sg = T1 du sang après injection de gadolinium

R1 = relaxivité du gadolinium

(Gd) sg = concentration en gadolinium

Avec comme pré-requis T1sg = à 150 ms (inférieur au T1 de la graisse = 270 ms), cela donne d'après (1) (Gd) sg = 1,28 mmoles (compris entre 0,95 et 2 mmoles pour (Gd) sg compris entre 100 et 200 ms).

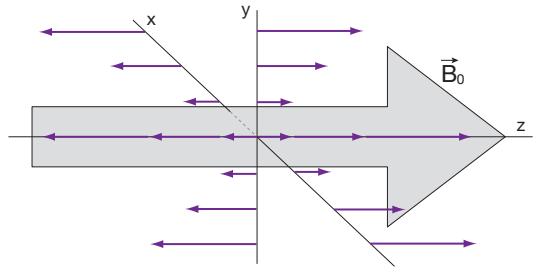



**Fig. A-10.** Dans les 3 axes (x, y, z) les gradients produisent des modifications de champs magnétiques qui s'ajoutent ou se retranchent de $\vec{B}_0$ (schéma P. Choquet).

## Annexe 24 : Modifications de champs magnétiques induits par les gradients par rapport à $\vec{B}_0$

Les gradients produisent des modifications de champs magnétiques qui s'ajoutent ou se retranchent de $\vec{B}_0$ quel que soit l'axe d'application du gradient (fig. A-10). Ainsi, on passe toujours par la version «nominale» de $\vec{B}_0$ au milieu du gradient.

## Annexe 25 : Tableaux comparatifs des séquences et des options

Ces tableaux sont consultables en version électronique

**Tableau F** Comparatif des différentes séquences, classées par familles, en fonction des principaux constructeurs.

| Famille des séquences d'écho de spin | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| **Classique (ES)** | Écho de Spin à un écho | SE/Spin Écho | SE | SE | SE | SE |
| | Écho de Spin à plusieurs échos | SE 2 ou 4 échos | SE (2 à 4 échos) | SE Multi Écho/Multi Spin Écho | SE/Multi Écho/MS | SE/Multi Écho |
| | Écho de Spin à angle d'excitation variable | $T_1$ MEMP [angle de bascule de 1 à 180°] | SE (3 à 120°) | Modified SE/MSE | | |
| **Rapide (ESR)** | Écho de Spin Rapide (train d'échos) | FSE-XL/FSE | FSE | TSE | TSE | FastSE |
| | Écho de Spin Rapide (train d'échos) avec refocalisation en fin de TR (180° puis – 90° ou directement – 90°) lorsque le signal des tissus est éteint sauf celui des liquides | FRFSE-XL (– 90°) | DEFSE | TSE DRIVE (180° puis – 90°) | Restore (180° puis – 90°) | FSE/FASE T2 Plus |
| | Écho de Spin Rapide (train d'échos) avec intervalles d'échos irréguliers | | | | | DIET |
| | Écho de Spin Rapide (train d'échos) en lecture radiaire du plan de Fourier | PROPELLER-$T_2$ | | | | JET |
| **Ultra Rapide (ESUR)** | Écho de Spin Ultra Rapide (train d'échos) avec balayage du plan de Fourier en un seul ou en quelques TR | SSFSE [de 184 à 264 échos] | MRCP with ADA | Multi et Sshot TSE [Half Scan 0,6 à 1] | SSTSE/ HASTE [128 échos]/ RARE [240 échos] | FASE (facteur écho 512) SuperFASE (facteur écho 1024) |
| | Écho de Spin Ultra Rapide (train d'échos) à angle d'excitation variable | SSFSE [de 184 à 264 échos] | FSE (3 à 120°) | Modified TSE | | FSE (variable flip angle) |
| | Écho de Spin Ultra Rapide (train d'échos) avec train d'échos court | | | | | Short ETS FASE |
| | Écho de Spin Ultra Rapide (train d'échos) avec train d'échos long (> 15 ms) | | | | | Long ETS FASE |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

*(Suite)*

**Tableau F** Suite.

| Famille des séquences d'écho de gradient | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| **Classique (EG)** | Écho de Gradient à TR long et angle d'excitation important | GRE/MPGR/ Gradient Écho | GE | FFE | GRE | FE (Field Écho) |
| **Rapide (EGR)** | Écho de Gradient Rapide avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) pour TR $<$ T2 des tissus | SPGR/Spoiled GRASS | RSSG | FFE T1 | FLASH/ Spoiled FLASH | FE T1 |
| | Écho de Gradient Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle) et TR $<<$ T2 (angle d'excitation petit) | GRE/GRASS | TRSG | FFE | FISP | FE |
| | Écho de Gradient Rapide avec gradient supplémentaire provoquant un second écho dans le TR suivant (écho stimulé à TE long) | SSFP (n'est plus utilisée dans sa forme d'origine : séq. dérivées) | | FFE T2 | PSIF | FE |
| | Écho de Gradient Rapide avec un signal FISP et un signal PSIF échantillonnés séparément pendant le même TR | | | | DESS | |
| | Écho de Gradient Rapide avec gradients équilibrés dans les 3 axes : mélange signal d'écho traditionnel et d'écho stimulé; TR peut être diminué (TR $<$ 5ms) | FIESTA | BASG | Balanced FFE/BFFE/ Balanced TFE/BTFE | True FISP | TrueSSFP |
| | Écho de Gradient Rapide avec double acquisition et un décalage de phase entre les deux acquisitions | FIESTA-C | PBASG | | | SPEED |
| | Écho de Gradient Rapide avec deux séq. True FISP réalisées successivement (alternance du signe de l'angle d'excitation à chaque TR de la 2e True FISP) | | | | CISS | |
| | Écho de Gradient Rapide avec train de 5 ou 6 échos : échos additionnés pour une même ligne du plan de Fourier (augmentation du rapport signal sur bruit) | | | | MEDIC | |

*(Suite)*

**Tableau F** Suite.

| Sous-familles des séquences | Descriptions détaillées des séquences | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Rapide (EGR)** | Écho de Gradient Rapide avec gradient déphaseur (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et option PROSET (cf. options) | | | WatSC | | |
| | Écho de Gradient Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle) et option PROSET (cf. options) | | | WatSF | | |
| **Ultra Rapide (EGUR)** | Écho de Gradient Ultra Rapide avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et impulsion RF 180° préparatoire | Fast SPGR [IR Prep]/ Fast SPGR IR | Paramétrable mais pas de nom particulier pour cette séquence | TFE T1/TFE [invert prepulse] | Turbo FLASH/ MP-RAGE [3D] [TI] | FastFE |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) pour TR < T2 des tissus | FSPGR | Paramétrable mais pas de nom particulier pour cette séquence | TFE T1 | Turbo FLASH | FastFE |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle) | Fast GRASS/ Fast GRE | SARGE | TFE T2 | Turbo FLASH | FastFE |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide avec gradient rephaseur (récupération de l'aimantation transversale résiduelle), saturation de la graisse et acquisition parallèle | VIBRANT [FSPGR ou FGRE + 3D + SPECIAL + ASSET] | SARGE + FS + RAPID | TFE T1 [3D + SPIR + SENSE] | Turbo FLASH (3D, water excitation ou Fat SAT, iPAT Extension) | RADIANCE |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide 3D avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et angle d'excitation faible | Fast TOF SPGR/FAME [3D] LAVA [3D + SPECIAL + ASSET] | Paramétrable mais pas de nom particulier pour cette séquence | THRIVE [3D + voxels isotrop. + SPIR]/WAVE [3D + voxels isotrop. + PROSET] | VIBE [3D] (+/– Fat SAT +/– iPAT) | QUICK 3D |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide avec train d'échos (balayage de plusieurs lignes du plan de Fourier dans un TR) | Fast GRE ET/ FGRET | RSSG-EPI | | | FFE-EPI |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

*(Suite)*

**Tableau F** Suite.

| Famille des séquences échoplanaires et hybrides | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| | Écho Planaire par un 1er écho de spin puis un train d'échos de gradient (EPI Blipped monoshot ou multishots) | Spin Echo-EPI/ SE EPI | SE EPI | Multi et Ssh SE-EPI | EPI SE | SE-EPI/ FSE-EPI |
| | Écho Planaire par un 1er écho de gradient (monoshot ou multishots) | Gradient Echo-EPI/GRE EPI | SG-EPI | Multi et Ssh FFE-EPI (perfusion)/ TFE-EPI (cardiaque) | EPI Perf (perfusion)/ EPIFI (activation neuronale) | FE-EPI Dynamic FE-EPI |
| | Écho Planaire par un 1er écho de gradient, en 3D, multishot et train d'échos court (TE > TR) | | | PRESTO | | |
| | Écho Planaire avec technique de marquage de spin : Spin Labelling | | | | | ASL |
| | Écho de Spin Rapide avec un gradient oscillant dans chaque écho (lecture du plan de Fourier en dents de scie) | | | GRASE/ TSE-EPI | TGSE | Hybrid-EPI |
| | Écho Planaire avec impulsion d'inversion à TI long (# 2 300 ms à 1,5 T) | FLAIR EPI | FLAIR EPI | IR EPI | EPIR/EPI Dark Fluid | IR-EPI |

**Tableau F** Suite.

| Famille des séquences de diffusion | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| | Écho Planaire par 1er écho de spin, train d'échos de gradient (balayage plan de Fourier en 1 TR) et gradients de diffusion de part et d'autre de l'impuls. 180° | DW EPI | DW EPI, Single shot DW EPI, FLAIR-DWI - EPI | Ssh DWI | EPI Diff | DWI-EPI |
| | Écho de Spin Rapide et gradients de diffusion de part et d'autre de la première impulsion de 180°, en lecture radiaire du plan de Fourier | PROPELLER-DWI | | | | JET |
| | Diffusion avec gradients de diffusion dans plusieurs directions | DW EPI (option Diffusion Tensor) | Par paramétrage de la séquence DW EPI | DTI | DTI | DTI |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

*(Suite)*

**Tableau F** Suite.

| Famille des séquences d'inversion-récupération | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| **Classique (IR)** | Inversion Récupération | IR | IR | IR | IR/IRM | IR |
| | Inversion Récupération à TI court (# 150 ms) | Inversion Recovery/STIR | STIR | STIR | STIR | STIR |
| | Inversion Récupération à TI moyen (# 400 ms) | | Paramétrabe. Pas de nom de séquence particulier | T1 IR/Real IR | True IR | IR |
| | Inversion Récupération à TI long (# 2 300 ms à 1,5 T) | Inversion Recovery/ FLAIR | FLAIR | IR SE/FLAIR | Dark Fluid/ FLAIR | FLAIR |
| **Rapide (IRR)** | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Rapide | FSE-IR | FIR | IR TSE | TIR/TIRM | FastIR |
| | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Rapide à TI court (# 150 ms) | FSE-IR/Fast STIR | Fast STIR | Turbo STIR/ STIR TSE | STIR/Turbo STIR | FastSTIR |
| | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Rapide à TI moyen (# 350 à 800 ms) | T1 FLAIR | T1 FI | T1 IR TSE/ Real IR TSE | IR T1 | FastIR |
| | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Rapide à TI long (# 2 300 ms à 1,5 T) | T2 FLAIR/Fast FLAIR | FAST FLAIR | Turbo FLAIR/ FLAIR TSE | Turbo Dark Fluid/Turbo FLAIR | FastFLAIR |
| | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Rapide à TI long (# 2 200 ms à 1,5 T) et lecture radiaire du plan de Fourier | PROPELLER-FLAIR | | | | JET |
| **Ultra Rapide (IRUR)** | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Ultra Rapide | SSFSE-IR | FIR paramétré avec IET court | IR TSE Ssh | | IR FASE |
| **Double inversion** | Double Inversion Récupération avec TI1 # 3 400 ms et TI2 # 325 ms | | | Dual IR «substance grise» | | |
| | Double Inversion Récupération avec TI1 # 3 700 ms et TI2 # 525 ms | | | Dual IR «substance blanche» | | |
| | Double Inversion Récupération avec un TI pour annuler la graisse et un TI pour annuler l'eau | | | Dual IR STIR/ FLAIR | | |
| | Impulsion d'inversion et Écho de Spin Rapide à TI court (# 150 ms) avec option de saturation spectrale sélective de l'eau | | | | T2 Silicone Leak | |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

*(Suite)*

**Tableau F** Suite.

| Famille des séquences d'angiographie par résonance magnétique | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| **Contraste de phase** | Contraste de Phase | PC/Phase Contrast | PC | 2D et 3D PCA en FFE/Phase Contrast | PC/Phase Contrast | 2D et 3D PS (Phase Shift) |
| | Contraste de Phase avec sensibilité à des vitesses et des axes de flux multiples | | PC + option Target Velocity | | MultiVENC | 3D PS |
| | Contraste de Phase segmenté (lecture multiple du plan de Fourier) | Fast 2D PC/ Fast 2D Phase Contrast | | 2D et 3D PCA en TFE (avec ou sans EPI) | PC SEG | Seg PS |
| **Temps de Vol** | Temps de Vol | TOF GRE/TOF SPGR | TOF 2D-3D | 2D et 3D Inflow/2DI et 3DI/TOF en FFE | TOF | 2D et 3D TOF |
| | Temps de Vol rapide | Fast TOF GRE/ Fast TOF SPGR | | 2D et 3D Inflow/2DI et 3DI/TOF en TFE | | |
| **Angio-IRM avec bolus de gadolinium** | Écho de Gradient Ultra Rapide, raffraichissement systématiq. du centre du plan de Fourier et acq. alternée du reste découpé en 3 régions (codage centrifuge) | TRICKS | CEA avec PEAKS ou RPEAKS | | | DRKS |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide, raffraichissement systématiq. du centre du plan de Fourier déterminé entre 15 et 80 % du plan total (codage linéaire) | | | FFE (option KeyHole)/TFE (option KeyHole) | | |
| | Écho de Gradient Ultra Rapide 3D avec gradient ou RF déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et angle d'excitation faible | Fast TOF SPGR/FAME [3D]/LAVA [3D + SPECIAL + ASSET] | 3D RSSG – PEAKS | THRIVE [3D + voxels isotrop. + SPIR]/WAVE [3D + voxels isotrop. + PROSET] | VIBE [3D] (+/ − Fat SAT +/− iPAT) | QUICK 3D |
| **Angio-IRM sans produit de contraste** | Acquisition synchronisée à l'ECG avec choix du délais associée à la séquence d'écho de spin Ultra Rapide | | | | | FBI |
| | Acquisition synchronisée à l'ECG avec choix du délais associée à la séquence d'écho de spin Ultra Rapide + gradient spoiler | | | | | Flow-spoiled FB Flow-adjust FBI |
| | Acquisition synchronisée à l'ECG avec choix du délais associée à la séquence d'écho de spin Ultra Rapide + gradient spoiler + Spin Labelling | | | | | t-SLIP |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

*(Suite)*

**Tableau F** Suite.

| Famille des séquences de spectrométrie | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| Spectrométrie localisée | Spectrométrie par écho de spin monovoxel | PRESS | | PRESS | PRESS | SVS-SE (Single Voxel Spectroscopie) |
| | Spectrométrie par écho stimulé monovoxel | STEAM | | | STEAM | SVS- Stim Écho (Single Voxel Spectroscopie) |
| Imagerie spectroscopique | Spectroscopie en coupe (par écho de spin ou écho stimulé) | 2DCSI | | 2DCSI PRESS | 2DCSI | MVS (Multi Voxel Spectroscopie) |
| | Spectroscopie en volume (par écho de spin ou écho stimulé) | 3DCSI | | MS CSI | 3DCSI | MVS (Multi Voxel Spectroscopie) |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

**Tableau F** Suite.

| Séquences de repérage | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Sous-familles des séquences** | **Descriptions détaillées des séquences** | **GE HEALTHCARE** | **HITACHI** | **PHILIPS** | **SIEMENS** | **TOSHIBA** |
| | Nombreuses séquences au choix : Écho de Spin Ultra Rapide, Écho de Gradient Rapide ou Ultra Rapide | Localizer | RSSG | Plan Scan/Survey | Localizer/Scout | Locator |

Entre [ ] sont notées les options significatives associées obligatoirement à la séquence considérée

## Glossaire du tableau F

**2DCSI** : 2 Dimensions Chemical Shift Imaging

**2DI** : 2 Dimensions Inflow

**3D** : 3 Dimensions

**3DCSI** : 3 Dimensions Chemical Shift Imaging

**3DI** : 3 Dimensions Inflow

**ADA** : Assymetric Data Allocation

**AMI** : Assymetric measurement fonction

**AR** : Arythmia rejection

**ASL** : Arterial Spin Labelling

**ASSET** : Array Spatial Sensitivity Encoding Technique

**AVC** : Accident Vasculaire Cérébral

**BASG** : Balance SARGE

**BB** : Black Blood

**BEST** : Blood vessel Enhancement by Selective Suppression Technic

**BFFE** : Balanced Fast Field Echo

**BOLD** : Blood Oxygénation Level Dependent

**BTFE** : Balanced Turbo Field Echo

**CE** : Contrats Enhanced

**CEA** : Contrast Enhanced Angiolgraphie

**CISS** : Constructive Interference in Steady State

**DEFSE** : Driven equilibrium FSE

**DEFIR** : Driven equilibrium FIR

**DESS** : Dual Echo in Steady State

**DIET** : Dual Interval Echo Train

**DRIVE** : DRIVen Equilibrium

**DRKS** : Different Rate K-Space Sampling

**DTI** : Diffusion Tensor Imaging

**Dual slice** : Utilisé pour doubler le nombre de coupes sans modifier TE et TR

**DW** : Diffusion Weighted

**DWI** : Diffusion Weighted Imaging

**DW-EPI** : Diffusion Weighted EPI

**FLAIR – DW-EPI** : FLAIR based Diffusion Weighted EPI

**Echo factor** : Nombre d'échos dans un train d'échos (FSE, FIR, EPI)

**Echo shift** : Permutation circulaire des échos pour remplir le plan de Fourrier

**EG** : Écho de Gradient

**EGR** : Écho de Gradient Rapide

**EGUR** : Écho de Gradient Ultra Rapide

**EPI** : Echo Planar Imaging

**EPIFI** : Echo Planar Imaging Fonctional Imaging

**EPIR** : Echo Planar Imaging inversion Recovery

**ES** : Écho de Spin

**ESR** : Écho de Spin Rapide

**ESUR** : Écho de Spin Ultra Rapide

**ETS** : Echo Train Spacing

**FASE** : Fast Advanced Spin Echo

**FatSat** : Fat Saturation

**FAME** : Fast Acquisition with Multiphase EFGRE3D (Enhanced Fast GRadient Echo 3D)

**FatSepS : Séparation eau graisse en SE**

**FatSepC : Séparation eau graisse en GE**

**FatSepF : Séparation eau graisse en FSE**

**FBI** : Fresh Blood Imaging

**FFE** : Fast Field Echo

**FGRE** : Fast GRadient Echo

**FGRET** : Fast GRadient Echo echo Train length

**FIESTA** : Fast Imaging Employing STeady state Acquisition

**FIESTA-C** : Fast Imaging Employing STeady state Acquisition Cycled

**FIR : Fast Inversion Recovery**

**FISP** : Fast Imaging with Steady state Precession

**FLAIR** : FLuid Attenuated Inversion Recovery

**FLASH** : Fast Low Angle SHot

**FRFSE** : Fast Recovery Fast Spin Echo

**FSE** : Fast Spin Echo

**FSPGR** : Fast SPoiled Gradient Recalled imaging

**GE : Gadient echo**

**GRASE** : GRadient And Spin Echo

**GRASS** : Gradient Recalled Acquisition in Steady State

**GRE** : GRadient Écho ou Gradient Recalled Echo

**GRE ET** : GRadient Echo Echo Train length

**HASTE** : Half fourier Acquisition Single shot Turbo spin Echo

**iPAT** : integrated Paralell Acquisition Techniques

**IR** : Inversion Recovery

**IRM** : Inversion Recovery in Magnitude

**IRR** : Inversion Recupération Rapide

**IRUR** : Inversion Recupération Ultra Rapide

**ISCE** : Inclined Slab for Contrast Enhancement

**LAVA** : Liver Acquisition with Volume Acceleration

**LCS** : Liquide Cérébro-Spinal

**MAI** : Méat Auditif Interne

**MEDIC** : Multi-Echo Data Image Combination

**MEMP** : Multi Echo Multi Planar

**MIP** : Maximum Intensity Projection

**MOTSA : Multiple Overlapping Thin Slabs Acquisition**

**MPGR** : MultiPlanar GRASS (Gradient Recalled Acquisition in Steady State)

**MP-RAGE** : Magnetization Prepared RApid Gradient Echo imaging

**MS** : Multiple Slice

**MSE** : Modified Spin Echo

**MultiVENC** : Multi Velocity ENCoding

**PASTA** : Polarity Altered Spectral and Spatial Selective Acquisition

**PPBSG** : Phase Balanced SARGE

**PEAKS** : Peak Artery enhancing K-space filling

**PERM** : Elimination des acquisitions en cas de mouvement respiratoire important

**PC** : Phase Contrast

**PCA** : Phase Contrast Angiography

**PRESS** : Point RESolved Spectroscopy

**PRESTO** : PRinciples of Echo Shifting with Train of Observations

**PROPELLER** : PeRiodically Overlapping ParallEL Lines with Enhance Reconstruction

**PROSET** : PRinciple Of Selective Excitation Technique

**PS** : Phase Shift

**PSIF** : inverse de la séquence FISP

**RARE** : Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement

**RF** : Radio Frequency

**RSSG** : RF Spoiled SARGE

**SAR** : Specific Absorption Rate

**SARGE** : Steady State Acquisition with Rewound Gradient Echo

**SAT** : SATuration

**SE** : Spin Echo

**SEG** : SEGmented

**S.PRESAT** : Présaturation spatiale

**SENSE** : SENSitivity Encoding

**SORS** : Slice-selective Off Resonance Syn-pulse

**SORS-STC** : Slice-selective Off Resonance Syn-pulse Saturation Transfer Contrast

**SPEED** : Swap Phase Encode Extended Data Acquisition

**SPEEDER** : Technique acquisition parallèle Toshiba

**SPECIAL** : SPEctral Inversion At Lipids

**SPGR** : SPoiled Gradient Recalled imaging

**SPIR** : Spectral Presaturation Inversion Recovery

**SSFP** : Steady State in Free Precession

**SSFSE** : Single Shot Fast Spin Echo

**Sshot** : Single shot

**SSP** : Sloped Slab profile

**SSTSE** : Single Shot Turbo Spin Echo

**STAMD** : Sequential Target MIP Display

**STEAM** : STimulated Echo Acquisition Mode

**STIR** : Short TI Inversion Recovery

**TE** : Temps d'Écho

**TFE** : Turbo Field Echo

**TGSE** : Turbo Gradient Spin Echo

**THRIVE** : T1-weighted High Resolution Isotropic Volume Examination

**TI** : Temps d'Inversion

**TIR** : Turbo Inversion Recovery

**TIRM** : Turbo Inversion Recovery Magnitude

**TOF** : Time Of Flight

**TR** : Temps de Répétition

**TRSG** : Time reversed SARGE

**TrueSSFP** : True Steady State Free Precession

**TRICKS** : Time Resolved Imaging of Contrast KineticS

**TSE** : Turbo Spin Echo

**T-SLIP** : Time-Spatial Labelling Inversion Pulse

**VIBE** : Volume Interpolated Breath hold Examination

**VIBRANT** : Volume Imaging for BReast AssessmeNT

**WALKING Presaturation : Position relative par rapport à la coupe**

**WatSC** : Water Selection Cartilage

**WatSF** : Water Selection Fluid

**WAVE** : Water selection Volume Examination

**WET** : Water Excitation Technic

**WFOP** : Water/Fat Opposed Phase

**Tableau G** Comparatif des différentes options en fonction des principaux constructeurs.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Acquisition cardiaque** | Double inversion pour imagerie sang noir | Blood Suppression/ Black Blood | | D IR TSE/ Black Blood/ BB | Dark Blood | Black Blood |
| | Imagerie interactive en temps réel (cardio, manœuvre positionnelle) | Real Time | | Real Time Imaging | Real Time Imaging | Real Time Locator |
| | Logiciel de calcul des débits | CVFlow | | QFlow | Argus Flow | Flow Quantification |
| | Logiciel d'étude de la fonction cardiaque | MASS Analysis/ MASS Analysis +/ Report Card | | Cardiac Analysis | Argus Ventricular Fonction | Cardiac Function Analysis |
| **Acquisition parallèle** | Acquisition parallèle | ASSET | RAPID | SENSE | iPAT/GRAPPA/ mSENSE | SPEEDER |
| **Acquisition vasculaire** | Transfert d'aimantation, transfert de magnétisation | Magnetization Transfer/MT | MTC | MTC | MTS/MTC | MTC SORS-STC |
| | Angle variable d'un bord à l'autre du volume d'acquisition (évite la saturation du signal des vaisseaux) | Ramp Pulse | SSP | TONE | TONE | ISCE |
| | Détection automatique de bolus avec écho navigateur | SmartPrep | | | | |
| | Scopie-IRM (détection visuelle) avec injection de gadolinium en bolus | Fluoro Trigger | Fluoroscopy | BolusTrak | Care Bolus | Visual Prep |
| | Déplacement automatique et rapide du lit (angio-IRM des membres inférieurs) | Multi Station/ SmartStep | | MobiTrak | Panoramic Table | Moving Bed |
| | Déplacement automatique et rapide du lit (angio-IRM des membres inférieurs) avec résolution spatiale différente sur chaque palier | | | MobiFlex | | |
| | Gradients de compensation de flux | Flow Compensation | Rephase ON-OFF | Flow Compensation | Flow Comp/ GMR/ Compensation de Flux | Flow Compensation |
| | Acquisition 3D angio haute résolution spatiale temporelle pour l'angio MR dynamique | TRICKS | TOF high matrix | | | DRKS |
| | Angio MR sans produit de contraste | | TOF-PC | | | FBI |

*(Suite)*

**Tableau G** Suite.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Antirepliement** | Suréchantillonnage dans le sens de codage en fréquence | (pas d'appellation car réalisé systématique-ment) | Systématique | (pas d'appellation car réalisé systématique-ment) | (pas d'appellation car réalisé systématiquement) | (pas d'appellation car réalisé systématique-ment) |
| | Suréchantillonnage dans le sens de codage en phase | NPW/No Phase Wrap | TIME, RES, TIME-RES | Fold Over Suppression | Suréchantillonage/ PhOS/Phase OverSampling | No Wrap |
| **Bande passante à la réception** | Logiciel de calcul des débits | Receive Bandwidth (en ± KHz) | Ajustable manuellement ou automatique | Water/Fat Shift (en pixels de déplacement chimique) | Bandwidth (en Hz/ Px et en déplacement chimique) | Bandwidth |
| | Logiciel d'étude de la fonction cardiaque | Variable Bandwith/ Bandwith | | Optimized Bandwidth/ Optimized Water Fat Bandwidth | Optimized Bandwidth | Optimised Bandwidth |
| **Champ de vue** | Champ de vue | FOV | FOV | FOV | FOV | FOV |
| | Champ de vue rectangulaire | Phase FOV | Rectangular FOV (manule ou automatique, seuil ajustable) | RFOV | FOV Phase | Rec FOV |
| **Coupes** | Espace intercoupes | Spacing | Interval (entre centres) | Gap Size | Distance Factor (%) | Slice Gap |
| | Coupes entrelacées | Interleaved | Interleaved | Interleaved | Entrecroisées/ Interleaved | Interleaved |
| | doublement du nombre de coupes dans une séquence sans modification du TR et du TE | | Dual slice | | | |
| | Interpolation de l'épaisseur des coupes (en acquisition 3D) | ZIP 2/ZIP 4 | Slice Encode : acquisition Slice # : coupes reconstruites | Overcontiguous Slice | «Résolution de Coupes (matéria-lisée par un "i" après l'épaisseur de coupe)» | |
| **Fréquence Phase** | Affichage d'un des axes de codage : en phase ou en fréquence | FreqDIR | Phase dir | Codage en Phase | Codage en Phase | Codage de Phase |
| | Correcteur de phase (pour imagerie écho planaire ou écho de spin rapide) | Phase Correct | Automatique | PhaseTrak | | GMR |
| **Types d'options** | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
| **Lecture d'un écho** | Lecture anticipée de l'écho pendant le temps de montée et de descente du gradient de lecture | Ramp Sampling | | Oversampling | | Oversampling |
| | Lecture complète de l'écho | TE Min Full | AMI : 100 % | Lecture Complète | Lecture Complète | Lecture complète |
| | Lecture partielle de l'écho | Fractional Echo/TE Min | AMI : 0 à 100 % | Partial Echo/PE | Écho Asymétrique/ Assymetric Echo | Echo asymétrique |
| | Reconstruction d'un écho acquis de façon incomplète | | Half echo | | | |

**Tableau G** Suite.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Matrice** | Acquisition avec pixels isotropiques (carrés) | Square Pixel | Défini par le rapport de matrice Frequence - phase | 3D ISO | | Résolution isotropique |
| | Pas de base de la matrice | 32 pixels par 32 pixels | Pas de 1 à 32 en fonction de la séquence. | 16 pixels par 16 pixels | 64 pixels par 64 pixels | pas de 16 dans les 2 directions |
| | Taille de la matrice en phase (exprimée en) | Phase (en nombre de pixels) | Voxel | Scan % (en % de la matrice) | Résolution Phase (en % et en nombre de pixels) | 16 à 1024 par pas de 16 (nombre de pixels) |
| | Taille de la matrice en fréquence (exprimée en) | Freq (en nombre de pixels) | Voxel | Matrix Scan (en nombre de pixels) | Résolution Base (en nombre de pixels) | 16 à 1024 par pas de 16 (nombre de pixels) |
| | Augmentation d'une matrice 2D par interpolation | ZIP 512/ZIP 1024 | Reconstruction Matrix (Auto - Manual) | «(matérialisée par un “R” après la matrice)» | «Interpolation (matérialisée par un “I” après la matrice)» | interpolation |
| **Plan de Fourier** | Remplissage d'un demi plan de Fourier | 0,5 NEX/ Fractional NEX | Half scan | Half Scan | Half Fourier | |
| | Remplissage d'une partie du plan de Fourier | 0,75 NEX | 3/4 scan | Half Scan (% variable de 60 à 100) | Phase Fourier Partiel (par 8e de plan) | AFI (Advanced Fourier Imaging) |
| | Nombre d'échantillonnages complets du plan de Fourier | NEX | NSA | NSA | Nb Excitations/ Moyennes | NAQ |
| | Codage linéaire du plan de Fourier : lignes centrales (fréquences basses, contraste) puis lignes périphériques (fréquences hautes, résolution) | Centric | centric | Linear/Low-High | | Centric |

*(Suite)*

**Tableau G** Suite.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Plan de Fourier** | codage linéaire du plan de Fourier : lignes périphériques (fréquences hautes, résolution) puis lignes centrales (fréquences basses, contraste) | Reverse Centric | Anticentric | Reverse Linear/High-Low | | |
| | Codage linéaire du plan de Fourrier | | Sequential | | | |
| | Permutation circulaire des échos pour le remplissage du plan de Fourrier | | Echo shift | | | |
| | Codage centrifuge du plan de Fourier | Elliptical Centric/ Elliptique Centrique | | Centra | Elliptique Centrique | swirl encoding |
| | Codage centripète du plan de Fourier | Reverse Elliptical Centric | | Reverse-Centra | | reverse swirl encoding |
| | Codage spiralé du plan de Fourier | Spiral | | Spiral | Spiral | Spiral |
| | Codage radiaire du plan de Fourier | PROPELLER | | Radial | Radial/ BLADE | JET |
| | Acquisition du plan de Fourier 3D avec rafraîchissement plus fréquent du centre pour optimiser la résolution spatiale et temporelle | TRICKS | PAPE | | | DRKS |
| | Acquisition du 1er plan de Fourier complet, puis réacquisition uniquement des lignes de codage qui ont changé (les lignes de codage inchangées sont conservées) | | | PhaseTrak | | |
| | Remplissage du plan de Fourrier par zone en fonction du temps vasculaire Artériel, veineux, postérieur. | | PEEAKs | | | |
| | Rafraîchissement systématique du centre du plan de Fourier déterminé entre 15 et 80 % du plan total (codage linéaire) | | | KeyHole | Interpolation | |
| | En FSE à double contraste T2 - PD, utilisation des échos médians à la fois pour l'image T2 et PD | | Shared echo | | | |
| **Qualité image** | Filtre de rehaussement des contours et d'atténuation du bruit | Clariview | Adaptative imaging | Picture Plus | Context Vision Filtre | FINE algorithm |
| | Homogénéisation du signal au travers du FOV avec antennes de surface | SCIC | shading | Homogeneity Correction | Normalize/ Prescan Normalize (pour antennes matricielles) | S/B homogeneity |

*(Suite)*

**Tableau G** Suite.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Qualité image** | Correction des hétérogénéités de réception des antennes de surface en comparant la cartographie B1 des antennes de surface à celle de l'antenne corps | PURE | Shading | CLEAR | Autocalibration | Calibration |
| | Correction des hétérogénéités locales | Auto Shim | Shim | Vol Shim/ Auto Shim | Shim 3D | Fast Auto-Activ Shim |
| **Saturation ou sélection d'un tissu** | Saturation spectrale sélective de la graisse (impulsion de saturation 90° ou 100 à 110°, de fréquence ciblée sur le pic de la graisse) | Fat SAT/Fat SAT Classic (90°) | CHESS | SPIR (100 à 110°) | Fat SAT (90°) | FatSat |
| | Saturation spectrale sélective de la graisse (impulsion de saturation réglable en fonction du TI, de fréquence ciblée sur le pic de la graisse) | SPECIAL (angle de bascule modifiable en fonction du TI) | | | | |
| | Saturation spectrale sélective de la graisse (impulsion de saturation 180°, de fréquence ciblée sur le pic de la graisse) | | | SPAIR | | FatSat |
| | Saturation spectrale sélective de l'eau (impulsion de saturation 90°, de fréquence ciblée sur le pic de l'eau) | Water SAT | | | Water Suppression | WatSat |
| | Excitation sélective de la graisse (suppression de l'eau par 2 impulsions RF : + 45° et – 45° (1 – 1)) | | | PROSET (excitation sélective de la graisse : FATS) | | PASTA |
| | Excitation sélective de l'eau (suppr. graisse par 2, 3 ou 4 impuls. RF : (+ 45° + 45°)(1 1) / (+ 22,5° + 45° + 22,5°)(1 2 1) / (+ 11,75° + 33,25° + 33,25° + 11,75°) (1 3 3 1)) | | | PROSET (excitation sélective de l'eau : WATS) | Water Excitation | PASTA |
| | «Acquisition double échos : 1ER écho eau/graisse opposition de phase (2,1 ms); 2E écho eau/graisse en phase (4,2 ms) (= in phase/out of phase)» | Dual Echo | Fat-water separation | In Phase Out Phase/Dual | In Phase Out of Phase | WFOP |
| | Bande de saturation spatiale | SAT/Spatial SAT | S. Presat | REST Slab | Rég. Saturation | PreSat |
| | Impulsion de saturation réalisée pour toute la plie de coupe au lieu de le faire pour chaque coupe | | Intermitent presaturation | | | |
| | Saturation spatiale en poursuite de coupe | Concat SAT/ Walking SAT | walking presat | Travel REST | Travel SAT | moving PreSat |

*(Suite)*

**Tableau G** Suite.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Synchronisation de l'acquisition** | Synchronisation de l'acquisition sur le cycle cardiaque | Cardiac Gating/ Triggering | CG (ECG) - PG (pouls) | ECG Triggered/ VCG | ECG Triggered | Cardiac Gating |
| | Délai après l'impulsion R du cycle cardiaque | Trigger Delay/ TD | Delay | Trigger Delay/ TD | Trigger Delay/TD/ TT (entre R et chaque phase en séq. ciné) | Trigger Delay |
| | Synchronisation de l'acquisition sur le cycle respiratoire | Respiratory Gating/ Triggering | RG | Respiratory Gating/ Respiratory Trigger | Respiratory Triggered | Respiratory Gating |
| | Acquisition pendant la respiration puis sélection des images en tenant compte du cycle respiratoire (compensation rétrospective) | Respiratory Compensation | PERM | PEAR/SMART/ MotionTrak | Retrogating | Retrospective Gating |
| | Acquisition pendant la respiration puis sélection des images en tenant compte du cycle cardiaque (compensation rétrospective) | CCOMP/ Cardiac Compensation | AR | Compensation Rétrospective | | Retrospective Gating |
| | Synchronisation sur le mouvement du diaphragme | Navigator | | MotionTrak | PACE | Echo Navigator |
| **Technique d'acquisition** | Acquisition multicoupes | Multislice | multislice | Multiple Slice/ Multi Single Slice | Multislice/ Multislab | Multi-Slice |
| | Acquisition volumique | 3D | 3D | 3D | 3D Volume | 3D |
| | Acquisitions chevauchées | MOTSA/ Multislabs | Multislab | Overcontigious [3D]/ Overlapping [2D] | MOTSA | Interleaved |
| **Temps d'acquisition** | Temps d'acquisition | Acquisition Time | Acquisition time | Acquisition Time | Acquisition Time/TA | TA |
| Train d'échos | Impulsions RF plus rapides pour diminuer l'espace interéchos | XL | Pas de dénomination particulière ajustement automatique | Ultrashort Echo Spacing | RF Rapid | Short ETS |
| | Temps entre chaque écho d'un même train d'écho | Echo Spacing | IET | Echo Spacing | Echo Spacing | ETS (Echo Train Spacing) |

*(Suite)*

**Tableau G** Suite.

| Types d'options | Descriptions détaillées des options | GE HEALTHCARE | HITACHI | PHILIPS | SIEMENS | TOSHIBA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Train d'échos** | Impulsion inférieure à 180° en début de TR et augmentation jusqu'à 180° en fin de TR (réduction de la durée d'impulsions, signal constant du début à la fin du train d'écho, diminution du SAR) | Tailored RF | | Flip Angle Sweep | Variable Flip Angle/ VFL | Variable Flip Angle |
| | Nombre d'échos dans un même TR | Echo Train Lenght/ETL | echo factor | Turbo Factor/ TF | Turbo Factor | ETL (Echo Train Lenght) |
| | Nombre d'échos dans un même TR en imagerie écho planaire | ETL | echo factor | EPI Factor | EPI Factor | ETL (Echo Train Lenght) |

# Glossaire

**Acquisitions parallèles** : technique qui consiste à utiliser la sensibilité des antennes de surface (antennes en réseau phasé) comme paramètre du codage spatial de l'image, en association avec la réduction du nombre de lignes du plan de Fourier, dans le but de réduire le temps d'acquisition.

**Aimant** : dispositif produisant un champ magnétique. Pour l'IRM, on dispose d'aimants permanents, d'aimants résistifs (électro-aimants) et d'aimants cryogéniques (supraconducteurs).

**Aimantation longitudinale** : composante du vecteur d'aimantation macroscopique se projetant le long de l'axe du champ statique $\vec{B}_0$ (conséquence de $\vec{B}_0$).

**Aimantation transversale** : composante du vecteur d'aimantation macroscopique se projetant dans un plan perpendiculaire à $\vec{B}_0$ (conséquence de $\vec{B}_1$).

**Aliasing** : *voir* repliement.

**Angio-IRM** : techniques d'IRM adaptées à l'imagerie vasculaire, basées sur les phénomènes de temps de vol, sur les effets de déphasage-rephasage des spins en mouvement et sur l'utilisation de produits de contraste.

**Angle de bascule (*flip angle*)** : angle de bascule auquel est soumis le vecteur d'aimantation macroscopique par rapport à l'axe du champ statique $\vec{B}_0$. Classiquement, en écho de spin l'angle de bascule est de 90°et en écho de gradient il est plus faible (ex : 30°).

**Anisotropie** : se dit d'un matériau ou d'une structure dont les propriétés ne sont pas uniformes en fonction de la direction de sollicitation dans l'espace.

**Antenne** : bobinage de conducteur visant à recevoir ou à émettre des signaux de radiofréquence.

**Antenne en réseau phasé** : antenne composite constituée de plusieurs structures réceptrices distinctes dont les signaux sont associés par des algorithmes informatiques afin de restituer l'ensemble des informations reçues par le réseau.

**Antennes à polarisation circulaire ou antennes en quadrature** : bobinage capable de détecter deux composantes orthogonales (en quadrature) d'un signal de radiofréquence. Ces antennes améliorent de 40 % le rapport signal/bruit à la réception.

**Antirepliement (*no phase-wrap*)** : technique permettant de supprimer le repliement (aliasing). Elle consiste à accroître le champ d'acquisition, par exemple en doublant le nombre de pas de codage de phase.

**ARM (angiographie par résonance magnétique)** : *voir* Angio-IRM.

**Artéfacts** : perturbations de l'image d'origines diverses, se traduisant par l'apparition de fausses images : (il existe de multiples sources d'artéfacts - *voir* chapitre consacré à ce sujet).

***Arterial Spin Labeling* (ASL)** : technique de «marquage» des spins artériels permettant de réaliser des mesures de perfusion. On l'appelle également *Arterial Spin Tagging* (AST).

$\mathbf{B_0}$ : champ magnétique principal.

$\mathbf{B_1}$ : champ de radiofréquence servant à l'excitation des spins.

**Bande passante** : plage de fréquences transmise par l'instrumentation (à l'émission ou à la réception d'un signal). Il est possible d'améliorer le rapport signal/bruit en utilisant des séquences à bande passante étroite (faibles gradients encodeurs, TE et temps de lecture allongés); un inconvénient étant l'accroissement des artéfacts de déplacement chimique.

**Blindage magnétique** : procédé consistant à restreindre l'étendue des lignes de champ d'un aimant. On distingue le blindage passif qui dirige les lignes de champ à l'aide de plaques de fer et le blindage actif qui consiste à entourer l'aimant principal d'un second bobinage créant un contre champ magnétique opposé au champ principal.

**Bloch (équations de Bloch)** : équations élémentaires décrivant l'évolution de l'aimantation macroscopique des spins (dont le T1 et le T2) en fonction des champs magnétiques statiques et RF auxquels ils sont soumis.

**Bobines de gradient** : système de bobinage permettant de générer un gradient de champ magnétique.

**BOLD (*Blood Oxygenation Level Dependent*)** : technique d'IRM fonctionnelle qui repose sur la détection des variations d'oxygénation et de flux sanguin en rapport avec une activité neuronale. Le contraste BOLD est obtenu grâce aux propriétés magnétiques de l'hémoglobine.

**Bruit** : variations aléatoires du signal ne comportant pas d'information utile et d'origines diverses (notamment au sein de la chaîne d'instrumentation).

**Cage de Faraday** : système conducteur (par exemple plaques de cuivre) disposé tout autour d'un objet que l'on souhaite isoler de son environnement électromagnétique afin de le soustraire aux parasites extérieurs. La plupart des appareillages d'IRM sont situés au sein d'une cage de Faraday qui arrête les ondes RF (mais nullement le champ magnétique lui-même).

**Champ de vue (ou FOV : *Field of view*)** : surface couverte par une image. Les champs de vue larges utilisés pour le corps entier font 40 à 50 cm de côté environ. Un champ de vue rectangulaire est utilisé lorsque l'objet étudié est asymétrique.

**Champ magnétique** : propriété de l'espace au voisinage d'un aimant; un dipôle soumis à un champ magnétique sera soumis à une torsion qui l'alignera le long des lignes de champ.

**CHESS (CHEmical Shift Selective)** : technique de suppression de l'eau utilisée en spectrométrie par résonance magnétique.

**Ciné** : méthode d'imagerie adaptée à l'étude des phénomènes cycliques (mouvements du LCR ou des parois cardiaques). Le jeu d'images est joué en boucle fermé (*cine-loop*).

**Codage en fréquence** : processus d'application de gradient de champ magnétique selon un axe donné, dans le but de faire correspondre à chaque position sur cet axe une valeur de fréquence propre des spins.

**Codage en phase** : technique de codage spatial le long d'un axe, résultant de l'application d'une série de gradients encodeurs le long de cet axe. En imagerie habituelle, 128 à 256 pas d'encodage en phase (ou valeurs intermédiaires) sont appliqués à l'échantillon pour pouvoir construire une image.

**Coefficient de diffusion** : c'est un paramètre qui caractérise la vitesse avec laquelle se déroule la diffusion moléculaire.

**Compensation de flux** : méthode visant à réduire les dispersions de phase créées par les écoulements ou les mouvements et basée sur des applications supplémentaires de gradients.

**Compensation respiratoire** : méthode visant à réduire les artéfacts créés par la respiration. Un principe consiste par exemple à ranger, autour des lignes centrales du plan de Fourier, les acquisitions obtenues en expiration et de rejeter les acquisitions faites en inspiration vers les lignes périphériques du plan de Fourier.

**Contraste** : différence d'intensité du signal entre deux objets dans une image (modulée par plusieurs paramètres de la séquence d'imagerie). On parle de contraste T1 ou T2 selon que l'image considérée est pondérée en T1 ou en T2 (autres contrastes : densité de protons, T2*).

**Contraste (produit de contraste)** : substance qui administrée dans l'organisme est capable de modifier le contraste d'une image. Le gadolinium (substance paramagnétique) est un agent de contraste modifiant surtout le contraste T1. Les agents superparamagnétiques (particules d'oxydes de fer) sont des agents de contraste T2.

**Courant de Foucault (*Eddy current*)** : courant électrique induit dans les conducteurs par

le changement d'un champ magnétique. Les variations des gradients encodeurs sont ainsi responsables de courants de Foucault qui perturbent les courants utiles et génèrent des artéfacts dans les images. On corrige ces courants de Foucault indésirables par des contre-bobines de gradients périphériques ou par des courants compensateurs.

«**Cross-talk**» : *voir* excitation croisée.

**Cryogène** : liquide froid comme l'hélium ou l'azote liquide, utilisé pour maintenir les aimants à l'état supraconducteur.

**Cryostat** : enceinte isolante des aimants supraconducteurs utilisée pour maintenir les conditions de supraconduction.

**CSI (*Chemical Shift Imaging*)** : *voir* imagerie spectroscopique.

**Densité de protons** : nombre de protons visibles en IRM par unité de volume. Exerce peu d'influence sur le contraste des images comparativement au T1 et au T2. Les séquences d'écho de spin avec TR long et TE court conduisent à des contrastes en densité de protons.

**Déplacement chimique** : changement de la fréquence de résonance des spins de diverses molécules sous l'influence de leur environnement électronique. Par exemple, pour l'hydrogène, la fréquence de résonance des spins de l'eau n'est pas tout à fait la même que celle des groupements CH3 des graisses de sorte que des artéfacts eau/graisse peuvent apparaître (à haut champ) dans les images.

**Diamagnétique** : propriété de la majorité des substances comportant des électrons appariés, de sorte qu'elles sont très faiblement aimantables et qu'elles n'entraînent pas d'effet sur les images IRM.

**Diffusion** : mouvement aléatoire des molécules en rapport avec l'agitation thermique. Les séquences de diffusion, basées sur la chute du signal RMN en fonction de la constante de diffusion en chaque point, caractérisent la structure microscopique et la température de l'objet.

**Dipôle** : entité possédant deux pôles, un sud et un nord, dictant son orientation au sein d'un champ magnétique extérieur.

**Doublet** : en spectrométrie, décomposition d'une raie spectrale en deux pics (voir multiplet).

**Échantillonnage** : opération de mesure d'un signal électrique. La fréquence d'échantillonnage correspond au nombre de mesures effectuées par seconde. Le temps d'échantillonnage est la durée pendant laquelle des mesures sont effectuées (durant l'application du gradient de lecture, lors de l'apparition de l'écho en IRM).

**Écho** : effet de rephasage de l'aimantation transverse conduisant à l'apparition d'un signal de radiofréquence enregistrable grâce aux séquences d'écho de spin (sous l'influence d'une impulsion de radiofréquence de 180°) ou grâce aux séquences d'écho de gradient (sous l'effet de l'inversion du gradient de lecture).

**Écho-planar (EPI)** : méthode d'imagerie ultra-rapide (de l'ordre de 50 ms seulement) dans laquelle, l'ensemble des pas de codage de phase nécessaire à la construction d'une image est acquis après une seule impulsion d'excitation.

**Écho stimulé** : écho créé par la combinaison de deux impulsions RF à 90° (ou en couple d'impulsion RFθ°).

**Équation de Larmor** : relation unissant l'intensité du champ magnétique et la fréquence de résonance des spins selon : $\omega = \gamma g B_0$ (avec $\gamma$ = rapport gyromagnétique propre à chaque catégorie d'atome et $B_0$ intensité du champ magnétique).

**Excitation** : application d'un champ de radiofréquence à un système de spin afin d'en modifier l'aimantation transverse.

**Excitation croisée** : phénomène d'interférence survenant entre deux coupes adjacentes (et perturbant la qualité des images) du fait des imperfections lors de l'excitation des coupes dont les bords ne sont pas assez francs et «débordent» sur la coupe adjacente. Ce phénomène est particulièrement net lorsque les coupes sont jointives.

**Facteur d'accélération** : en techniques d'acquisitions parallèles, il s'agit du facteur (R) déterminant la réduction du nombre de lignes du plan de Fourier de l'image, qui est à l'origine du repliement et, par conséquent, du gain de temps d'acquisition.

***Fast spin echo*** **(FSE)** : *voir* Turbo spin echo.

**FatSat** : technique de saturation sélective de la graisse basée sur le déplacement chimique entre les protons de la graisse et les protons de l'eau : une impulsion sélective supplémentaire, centrée sur le pic de résonance de la graisse, permet d'en supprimer le signal.

**Fenêtre de lecture** : intervalle de temps durant lequel est acquis le signal de RMN. Cette période détermine la bande passante (et donc le rapport signal/bruit). Plus la fenêtre de lecture est large, plus la bande passante est étroite et meilleur est le rapport signal/bruit (équivalent = temps d'observation).

**Ferromagnétique** : substance possédant une forte susceptibilité magnétique, devenant aimantée lorsqu'elle est soumise à un champ magnétique et restant magnétisée ensuite. Responsable d'artéfacts dans les images IRM.

**FID (*Free Induction Decay*)** : signal d'induction libre décroissant selon le temps T2*, faisant suite à l'application d'une impulsion d'excitation RF.

**FLAIR (*Fluid Attenuated Inversion Recovery*)** : séquence de suppression des liquides basée sur une séquence d'inversion-récupération.

**Flip (angle de flip)** : *voir* Angle de bascule.

**Fourier (transformée de Fourier)** : méthode mathématique permettant de convertir des signaux temporels en fréquences et en phases (ou inversement). Ce processus est à la base de la reconstruction des images d'IRM grâce à la correspondance qui est établie entre la position et la fréquence. Voir aussi plan de Fourier.

**FOV (*field of view*)** : *voir* Champ de vue.

**Gating (ou synchronisation)** : dispositif de synchronisation à un mouvement physiologique commandant le démarrage d'une séquence d'IRM. En gating cardiaque, par exemple, les séquences sont synchronisées avec l'onde R de l'ECG. Autres : gating périphérique (onde de pouls), gating respiratoire. Le gating rétrospectif consiste à acquérir les données IRM et les informations de gating simultanément puis à recombiner secondairement, à la fin de l'acquisition, ces deux séries de données pour la construction des images.

**Gauss (G)** : unité d'induction magnétique. 1G = $10^{-4}$ Tesla. La grandeur du champ magnétique terrestre est de 0,5 G.

**Gradient de champ magnétique** : variation linéaire de champ magnétique selon une direction donnée ce qui permet de faire correspondre à chaque position le long de cet axe une fréquence de résonance (ou une phase) spécifique.

**Gibbs (artéfact de Gibbs)** : striations dans l'intensité du signal (dans la direction du gradient de lecture) au voisinage des brusques transitions entre signal faible et signal intense (interfaces tissulaires). Ce phénomène traduit les imperfections de la transformée de Fourier lorsque le gradient de lecture n'est pas assez intense.

**Gyromagnétique (rapport gyromagnétique $\gamma$)** : constante propre au noyau atomique, correspondant au rapport entre la pulsation de résonance ($\omega = 2\pi$ F où F est la fréquence de Larmor) et le champ magnétique environnant $B_0$ : $\omega = \gamma B_0$. Pour le proton (noyau d'hydrogène) F est de 42 Mhz pour 1T.

**Hertz (Hz)** : unité de fréquence : nombre de cycle par seconde. 1 MHz = $10^6$ Hz.

**Homogénéité** : uniformité du champ magnétique (indice de qualité d'un aimant). On l'exprime en ppm (parties par million) pour un volume donné. Ce paramètre est plus critique en spectroscopie RMN qu'en IRM. Son contraire est l'«inhomogénéité» ou hétérogénéité.

**Imagerie de perfusion** : techniques permettant d'estimer les variations de volume sanguin dans les tissus sains ou pathologiques.

**Imagerie parallèle** : *voir* Acquisitions parallèles.

**Imagerie spectroscopique** (ou technique de localisation multivoxel ou CSI = Chemical Shift Imaging) : technique de spectrométrie par résonance magnétique permettant de collecter les spectres provenant d'une ligne de voxels (CSI 1D), de tout un plan de coupe (CSI 2D) ou de tout un volume (CSI 3D).

**Impulsion** : brève émission de radiofréquence à la fréquence de résonance des spins, afin de faire basculer leur aimantation dans le plan transversal (et donc de les rendre détectables). Une impulsion de 90°($\pi/2$ - saturation) provoque une rotation du vecteur d'aimantation dans le plan perpendiculaire au champ $\vec{B}_0$. Une impulsion de 180° ($\pi$ - inversion) inverse le vecteur d'aimantation.

**Impulsion sélective** : impulsion de radiofréquence n'intéressant qu'une tranche précise de l'objet. En écho de spin, les deux impulsions 90° et 180° sont sélectives.

**Inversion récupération** : séquence constituée d'une impulsion initiale de 180° suivie d'une séquence d'écho de spin (90° - 180°) ou d'une séquence d'écho de gradient. Elle est utile pour produire des images bien pondérées en T1.

**IRMf (Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle)** : technique ayant pour but de visualiser, sur une image d'IRM, les aires cérébrales qui sont activées lors de la réalisation d'une tâche motrice, sensitive, sensorielle ou cognitive.

**Isotropie** : se dit d'un matériau ou d'une structure dont les propriétés sont identiques quelle que soit la direction de sollicitation dans l'espace.

**Larmor** : (*voir* Gyromagnétique).

**Limite de Nyquist** : fréquence d'échantillonnage d'un signal nécessaire pour éviter de transformer les hautes fréquences de ce signal en basses fréquences (aliasing). Par exemple pour appréhender correctement (sans aliasing) un signal de 20 kHz la fréquence d'échantillonnage minimale (limite de Nyquist) doit être de 40 kHz.

**Matrice d'acquisition** : nombre de pixels couvrant le champ de vue dans chaque dimension x, y (éventuellement z en 3DFT). Une matrice est dite symétrique si les dimensions en x et en y sont identiques (ex : 256×256), asymétrique si elles sont distinctes (ex : matrice 160×256).

**Métabolite** : substance résultant de la transformation d'une matière organique au cours d'une réaction métabolique.

**MIP** (***Maximal Intensity Projection***) : méthode de visualisation utilisée en angio-IRM, transformant les données tomographiques en données projectives. À partir d'une série de coupes observées selon un angle choisi, seuls les pixels de plus forte intensité le long de chaque ligne sont retenus. Avec les séquences d'angio-IRM qui majorent l'intensité des structures vasculaires par rapport aux éléments stationnaires périphériques, l'algorithme MIP donne des images angiographiques projectives.

**Mouvement brownien** : mouvements incessants et aléatoires des particules microscopiques en suspension dans un liquide (ou un gaz), résultant des chocs des molécules du liquide, soumises à l'agitation thermique, sur ces particules.

**Multiéchos** : séquence d'imagerie où plusieurs échos sont générés suite à une seule impulsion d'excitation. Les séquences rapides en écho de spin (ex : Turbo-spin écho) utilisent le principe du multiéchos.

**Multiplet** : en spectrométrie, décomposition des raies spectrales en plusieurs pics, consécutive à l'interaction entre noyaux de groupements chimiques voisins, appelée couplage de spin (ou couplage spin-spin).

**Navigator echo (écho navigateur)** : signal de RMN acquis en plus des données d'IRM de base, indiquant le temps respiratoire (inspiration, expiration) dans le but de synchroniser l'imagerie avec la respiration.

**Nombre d'excitations (NEX)** : nombre d'excitations appliqué pour chaque pas d'encodage de phase et dont on retiendra la moyenne (similaire à Nacc = nombre d'accumulations et similaire, aussi, à «nombre d'acquisitions»).

**Nyquist (fréquence de Nyquist)** : fréquence d'échantillonnage minimale en deçà de laquelle

les hautes fréquences échantillonnées ne sont plus enregistrées correctement. Les signaux apparaissent alors à l'autre extrémité du spectre; on parle d'ambiguïté spectrale ou de repliement spectral (aliasing ou *wrap around* en anglais). Par exemple, la fréquence de Nyquist pour échantillonner un signal audio atteignant 20 kHz est de 40 kHz. (*cf.* : *voir* Limite de Nyquist).

**Paradigme** : en IRM fonctionnelle, cycle comprenant une alternance de périodes de repos (ou de contrôle) et de périodes d'activation durant laquelle le sujet réalise une tâche ou durant laquelle on lui transmet une stimulation.

**Paramagnétique** : substance possédant une susceptibilité magnétique positive du fait de la présence d'électron(s) non apparié(s). Ces substances comme la méthémoglobine, les radicaux libres et le gadolinium diminuent les temps de relaxation T1 et T2.

**Partition** : tranche élémentaire d'une pile de coupes obtenues avec la technique d'acquisition 3DFT. Par exemple, un volume de 50 mm d'épaisseur (slab) peut correspondre à 50 partitions élémentaires de 1 mm chacune.

**PAT (*Parallel Acquisition Technique*)** : *voir* acquisitions parallèles.

**Perte de signal (*signal void* ou *signal loss*)** : chute d'intensité du signal IRM causée par des écoulements rapides ou des effets de susceptibilité magnétique.

**Phase** : pour la fonction sinusoïdale sin ($\omega t + \Phi_0$), la phase $\Phi$ est l'angle $\omega t + \Phi_0$ parcouru au temps t à la vitesse angulaire $\omega$, à partir de la phase à l'origine $\Phi_0$.

***Phased array coils*** : *voir* antennes en réseau phasé.

**Pixel (*Picture Element*)** : composante élémentaire d'une image bidimensionnelle (case élémentaire de la matrice).

**Plan de Fourier (espace des k ou k-space en anglais)** : matrice bidimensionnelle correspondant aux signaux sources obtenus en IRM 2DFT. L'opération de transformée de Fourier bidimensionnelle permet de faire correspondre à ce plan, l'image finale IRM. Diverses méthodes de remplissage du plan de Fourier durant l'acquisition des signaux sont mises en œuvre en imagerie rapide.

**Pondération (T1 ou T2 ou autres : densité de protons, T2*)** : accentuation des contrastes obtenue en choisissant judicieusement les paramètres d'imagerie. En écho de spin, la pondération T1 est obtenue avec un TR court et un TE court, la pondération T2 est obtenue avec un TR long et un TE long tandis que la pondération en densité de protons est obtenue avec un TR long et un TE court.

**PPM (partie par million)** : unité de mesure relative utilisée pour décrire certaines caractéristiques en IRM. Par exemple, l'homogénéité d'un aimant (dans un volume donné) doit être de l'ordre du PPM pour qu'il soit possible de réaliser de la spectroscopie dans ce volume. Cette unité est aussi utilisée pour exprimer les écarts de fréquences de résonance des spins entre différentes molécules (eau-graisse...).

**Précession** : mouvement en forme de cône suivi par l'axe de rotation d'un gyroscope soumis à une bascule. La composante transverse de la précession de l'aimantation est la source d'un signal de RMN mesurable.

**Présaturation** : méthode visant à réduire les artéfacts de flux ou de mouvement en éliminant les signaux extérieurs à la région d'intérêt grâce à l'application des signaux RF supplémentaires.

**PRESS (*Point Resolved Spectroscopy*)** : séquence utilisée en spectrométrie qui est basée sur un train d'écho 90°-180°-180° permettant de recueillir un écho de spin.

**Quadrature (antenne en quadrature)** : paire de détecteurs pouvant recueillir deux signaux en opposition de phase ce qui permet d'augmenter le rapport signal/bruit de 40 %.

**Quantification de vitesse des flux (débitmétrie par IRM)** : méthode (basée sur l'application de gradients supplémentaires) consistant à faire correspondre un écart de phase des spins avec leur vitesse d'écoulement. Il est alors possible de connaître, pour chaque pixel, la vitesse du flux

et donc de cartographier les écoulements et de quantifier les débits.

**Quench** : mot anglais désignant la rupture des conditions de supraconduction d'un aimant : la bobine devient brutalement résistive entraînant un dégagement rapide d'hélium gazeux dans la salle d'examen.

**Rapport contraste/bruit** : rapport entre la différence d'intensité de signal séparant deux objets (contraste) et l'écart type du bruit de fond. Meilleur est ce rapport, meilleure sera la résolution en contraste de l'image.

**Rapport signal/bruit** : rapport entre l'intensité du signal étudié et l'écart type du bruit de fond. Plus ce rapport est élevé meilleure est la qualité de l'image

**RARE (*Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*)** : séquence d'imagerie constituée d'un train d'écho de spin avec progression de l'encodage de phase pour chacun d'entre eux. Cette séquence permet d'obtenir très rapidement une image très pondérée en T2.

**Refocalisation** : processus permettant de remettre en phase les spins pour l'instant du recueil de l'écho (TE). Une impulsion de refocalisation (180°) est utilisée pour cela en écho de spin; une inversion de gradient est utilisée pour cela en écho de gradient.

**Relaxation** : phénomène de retour de l'aimantation à son point d'équilibre initial suite à une impulsion d'excitation. La relaxation longitudinale, le long de l'axe de $\vec{B}_0$ s'effectue avec la constante de temps T1 $(1 - e^{-t/T1})$. La relaxation transversale, perpendiculairement à l'axe de, $\vec{B}_0$ s'effectue avec la constante de temps T2 $(e^{-t/T2})$.

**Rephasage des échos pairs** : phénomène de remise en phase des spins en mouvement (sang circulant) lors des échos pairs ($2^e$, $4^e$...), avec la technique d'écho de spin. Ainsi le sang circulant apparaît volontiers sombre sur les images du 1er écho et clair sur les images du $2^e$ écho.

**Repliement (ou aliasing)** : artéfact apparaissant lorsque l'objet exploré est plus grand que le champ de vue : la portion hors champ de l'objet se projette du côté controlatéral de l'image. Il se produit dans les deux directions : codage de phase et de fréquence (voir aussi Nyquist).

**Résolution spatiale** : degré de finesse avec lequel est décrite une image. Rapport entre le champ de vue et la matrice des données (par exemple avec un champ de vue de 420 mm et une matrice de 256 × 256 pixels, la résolution spatiale pour chaque pixel est de 1,6 mm).

**Résolution temporelle** : intervalle de temps avec lequel est décrit un phénomène dynamique. Pour l'étude de la cinétique cardiaque, la résolution temporelle doit être inférieure à 100 ms.

**Résonance magnétique nucléaire** : phénomène d'interaction entre un champ électromagnétique (ou onde de radiofréquence) et les noyaux atomiques (protons) soumis à un champ magnétique statique $\vec{B}_0$. Il y a résonance (absorption d'une énergie de radiofréquence par le noyau) lorsque $\omega = \gamma B_0$ (avec $\omega$= pulsation de la radiofréquence, $\gamma$ rapport gyromagnétique [voir ce terme] et $B_0$ = intensité du champ magnétique).

**RF (radiofréquence)** : champ magnétique oscillant de haute fréquence. Les impulsions RF utilisées en IRM sont mesurées en MHz et durent de 1 à 10 msec. Leur composition spectrale (commandée par ordinateur) permet de générer des impulsions gaussiennes (produisant des tranches tomographiques à bord mousse) ou des impulsions en sinx/x plus appropriées pour obtenir des tranches à bord net.

**ROI (*Region of Interest*)** : région d'intérêt (de dimension et de forme variable) sélectionnée par l'utilisateur pour une analyse.

**SAR (Specific Absorption Rate)** : coefficient d'absorption spécifique correspondant au dépôt d'énergie dans les tissus sous l'influence des impulsions de radiofréquence. Certaines séquences émettent beaucoup d'impulsions de radiofréquence, et sont susceptibles d'entraîner des échauffements dans les tissus, ce qui nécessite une surveillance des limites de SAR.

**Saturation** : diminution ou disparition de l'aimantation longitudinale (par exemple suite à une impulsion de 90°). Absence de retour à l'état d'aimantation initial d'un ensemble de

spins excités (repousse incomplète de l'aimantation longitudinale). Des impulsions de saturation sont appliquées dans des bandes de présaturation, adjacentes à une région étudiée, lorsqu'on souhaite masquer des éléments perturbateurs (flux veineux par exemple).

***Scout views*** **(images de repérage)** : images de basse résolution acquises rapidement en début d'examen pour guider l'orientation des coupes ultérieures.

***Segmented K-space*** : segmentation du plan de Fourier utilisée en imagerie rapide, notamment pour le ciné-IRM cardiaque en apnée.

**SENSE (*Sensitivity Encoding*)** : technique d'acquisition parallèle, avec reconstruction dans le domaine image, dans laquelle la connaissance des profils de sensibilité des antennes en réseau phasé permet de «déplier» une image, volontairement «repliée», pour réduire le temps d'acquisition.

**Séquence d'écho de gradient** : séquence constituée d'une impulsion initiale (d'un angle de bascule généralement inférieur à 90°) suivi de l'inversion de polarité du gradient de lecture (gradient bipolaire) qui permettra le rephasage des spins et l'apparition d'un écho au temps TE.

**Séquence d'écho de spin** : séquence constituée d'une impulsion RF initiale de 90° suivie après un temps TE/2 d'une impulsion de 180° qui permettra le rephasage des spins et l'apparition d'un écho au temps TE.

**Séquence d'impulsions** : série d'impulsions de radiofréquence et de commutations de gradient permettant d'obtenir les signaux de RMN qui conduisent à l'obtention d'une image.

***Shim*** : mot anglais désignant l'homogénéité du champ magnétique que l'on optimise avec des bobines de «shim» grâce à l'opération de «shimming» (ajustement des courants que l'on fait passer dans ces bobines).

**Signal d'induction libre (*free induction decay* = FID)** : signal apparaissant immédiatement après l'application d'une impulsion de radiofréquence.

**Signal de résonance magnétique** : signal électrique recueilli par une bobine réceptrice du fait du mouvement de précession de l'aimantation transverse (Mxy) de l'échantillon.

**Slab (en anglais : plaque, pavé)** : grosse tranche d'imagerie obtenue avec la technique 3DFT, se décomposant en coupes élémentaires (partitions). Par exemple une slab de 60 mm peut-être constituée de 30 partitions contiguës de 2 mm d'épaisseur.

***Snapshot*** : nom générique désignant une séquence d'imagerie ultrarapide.

**Spectre** : représentation de la distribution d'amplitude des fréquences d'un signal.

**Spectrométrie** : la spectrométrie par résonance magnétique (SRM) a pour but de visualiser les différentes molécules, ainsi que leur concentration, contenues dans un tissu biologique, grâce au déplacement chimique de ces différentes substances.

**Spectrométrie localisée (ou spectrométrie monovoxel ou SVS = single voxel spectrometry)** : technique de spectrométrie, basée sur la sélection d'un volume d'intérêt par l'intersection de trois plans orthogonaux, grâce à l'application successive de trois impulsions sélectives.

**Spectroscopie (ou MRS : Magnetic resonance spectroscopy)** : *voir* Spectrométrie.

**Spin nucléaire** : propriété de certains noyaux atomiques à nombre de nucléons (proton ou neutron) impair, correspondant à l'existence d'un moment magnétique.

**SPIO (*Superparamagnetic Iron Oxide particles*)** : nanoparticules d'oxyde de fer superparamagnétique, possédant un effet de susceptibilité magnétique important ce qui conduit à une diminution d'intensité du signal IRM là où elles se concentrent.

**Spoiler** : impulsion de gradient appliquée dans le but de détruire l'aimantation résiduelle qui persiste après l'application du gradient de lecture.

**SSFP (*Steady State Free Precession*)** : méthode produisant de signaux importants en provenance des structures et dont le rapport T2/T1 est important (par exemple le LCR).

**STEAM (*stimulated echo acquisition mode*)** : séquence d'imagerie utilisant la création d'échos stimulés.

**STIR (*short tau inversion recovery*)** : séquence d'inversion récupération à temps d'inversion court (typiquement 150 à 200 ms) visant à minimiser le signal du tissu adipeux.

**Superparamagnétique** : substance possédant une forte susceptibilité magnétique positive. Ces substances deviennent transitoirement aimantées lorsqu'elles sont soumises à un champ magnétique.

**Supraconduction** : propriété de certains alliages métalliques (niobium-titane par exemple) qui perdent toute résistance électrique lorsqu'ils sont soumis à des températures proches du zéro absolu (des températures de l'ordre de – 269 °C ou 4° Kelvin).

**Suppression des graisses** : technique comportant une présaturation avant la séquence d'imagerie proprement dite, dont le but est de supprimer sélectivement le signal provenant des graisses (dont la fréquence de résonance est légèrement différente de celle des spins de l'eau).

**Suréchantillonnage (*oversampling - No phase wrap*)** : technique consistant à accroître la fréquence d'échantillonnage du signal ou à accroître le nombre de lignes du plan de Fourier dans le but d'éviter un repliement spectral (voir ce terme).

**Susceptibilité magnétique** : propension d'une substance à être aimantée ou à distordre les lignes de champ lorsqu'un champ magnétique lui est appliqué. Les grandes différences de susceptibilité magnétique entre certains tissus (os-air par exemple) perturbent le champ magnétique local et peuvent entraîner des artéfacts importants.

**Swap (*phase swap*)** : permutation des gradients encodeurs en fréquence et en phase. Ceci peut-être utile notamment pour réduire les artéfacts de phase créés par les mouvements cardiaques ou respiratoires dans la direction de codage de la phase.

**Synchronisation (ou gating)** : *voir* Gating.

**Tagging** : marquage des structures par des bandes de présaturation dans le but de pouvoir suivre les déformations géométriques dans le temps (applications cardiaque).

**TE (temps d'écho)** : durée qui sépare le milieu de l'onde RF d'excitation et le milieu du temps de lecture. En écho de spin, TE est court pour les images pondérées en T1 (avec un TR court), TE est long pour les images pondérées en T2 (avec un TR long).

**Temps d'acquisition** : durée (Tac) nécessaire pour achever l'acquisition d'une image : Tac = TR·Np·Nex (avec TR = temps de répétition séparant chaque excitation, Np = nombre de pas de codage de phase ou nombre de lignes de la matrice et Nex = nombre d'excitations ou d'accumulations).

**Temps de montée des gradients (*gradient rise time*)** : intervalle de temps nécessaire pour que les gradients atteignent leur valeur nominale. Ce temps, combiné avec l'intensité nominale des gradients, dicte les possibilités d'imagerie rapide.

**Temps de vol** (*time of flight*) : principe rendant compte de l'accroissement d'intensité du signal des spins circulants qui entrent à l'intérieur de la coupe d'IRM comparativement à l'intensité des spins stationnaires (affectés par le phénomène de saturation partielle). Ce principe est à la base d'une des techniques d'angio-IRM.

**Temps d'inversion (TI)** : intervalle de temps, séparant une impulsion de 180° initiale et la suite de la séquence où sera acquis le signal. Les séquences en inversion-récupération permettent d'obtenir une excellente pondération T1.

**Temps d'observation (TO)** : *voir* fenêtre de lecture.

**Tenseur** : grandeur mathématique à plusieurs composantes.

**Tesla (T)** : unité d'induction magnétique (1T = 10 000 Gauss).

**TR (temps de répétition)** : intervalle de temps séparant les excitations successives des spins. En écho de spin, il s'agit du temps séparant deux impulsions excitatrices de 90° successives.

**Transfert d'aimantation** : impulsion de radiofréquence à une fréquence légèrement différente de celle des protons de l'eau libre, dont le but est de saturer les protons de l'eau liée aux macromolécules. Il en résulte une baisse du signal provenant des tissus, avec augmentation du contraste entre structures tissulaires et sang circulant (utilisé en angio-IRM).

**Triplet** : en spectrométrie, décomposition d'une raie spectrale en trois pics (*voir* Multiplet).

**Tunnel** : espace où est positionné le patient, lorsque l'aimant d'IRM est cylindrique (le diamètre usuel est de 60 cm environ; le tunnel étant généralement ouvert des deux côtés).

**Turbo spin écho (identique à *Fast Spin Echo*)** : variété de séquence d'écho de spin où x échos successifs sont utilisés pour remplir x lignes de pas de codage de phase du plan de Fourier. Ainsi, la durée d'acquisition est-elle réduite d'un facteur x (facteur turbo). La pondération T2 de l'image est accrue.

T1 : temps de relaxation longitudinal ou spin-réseau. Constante de temps nécessaire pour que 63 % des spins se réalignent le long du champ magnétique.

T2 : temps de relaxation transversal ou spin-spin. Constante de temps avec laquelle 63 % des spins perdent leur cohérence de phase du fait des interactions spin-spin (c'est-à-dire en excluant les effets causés par les inhomogénéités de champ).

T2* : identique à T2 mais en tenant compte des effets causés par les inhomogénéités de champ.

**USPIO (*Ultrasmall Superparamagnetic Iron Oxide particles*)** : *voir* SPIO.

**Volume partiel (effet de volume partiel)** : artéfact de l'image apparaissant lorsque l'épaisseur de la coupe est grande par rapport aux structures étudiées. Par exemple, si une coupe prend dans son épaisseur une portion musculaire et une frange adipeuse, la tonalité sera intermédiaire entre celle des deux tissus.

**Voxel (*Volume Element*)** : volume élémentaire de la matrice. C'est le produit de la surface du pixel par l'épaisseur de coupe. Il détermine la résolution spatiale.

# Ouvrages conseillés

## En première lecture


Coussement A. Le chant des protons. Vigot ; 1986, réédité par Nycomed, 1993.

Kastler B, Favreau B. Initiation aux principes de l'imagerie par résonance magnétique. EMC Multimédia ; 2000 (CD-ROM).

Schild HH. MRI made easy. Schering ; 1990 (version française: L'IRM apprivoisée).


## Pour en savoir plus


Elster AD, Burdette JH. Questions and answers in magnétic resonance imaging, Mosby ; 2001.

McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI. From Picture to Proton. Cambridge University Press ; 2003.

Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. Handbook of MRI pulse sequences. Academic Press ; 2004.

Hashemi R.-H, Bradley W.-G, Lisanti CJ. MRI. The Basics. Lippincott William and Wilkins ; 3rd ed. ; 2010.


## Autres ouvrages


Hottya C, Chelle C. Atlas IRM pour la pratique. Editoo limited ; 2004.

Dillenseger J.-P, Moerschel E. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Masson ; 2009.

Paul Suetens, Fundamentals of medical imaging. Cambridge University Press, 2e ed. ; 2009.

Dillenseger J.-P. Atlas d'anatomie générale et radiologique. Elsevier Masson , 2011.

Bernard A.-M, De Certaines J.-D, Le Jeune J.-J. Résonance magnétique nucléaire. Masson ; 1987.

Desgrez A, Bittoun J, Idy-Peretti I. Cahiers d'IRM, 1. Bases physiques de L'IRM. Masson ; 1989.

Lufkin RB. The MRI Manual. Year Book Medical Publisher ; 1990.

Guinet Cl, Grellet. Introduction à l'IRM, de la théorie à la pratique. Masson ; 1992.

Kaut C. MRI Workbook for technologists. Raven Press ; 1992.


## Sites Internet

L'IRM francophone http://www.irm-francophone.com/

L'IRM facile http://irm-facile.net/

L'IRM pas à pas http://www.e-mri.org/fr/emri.html

L'imagerie par résonance magnétique http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA004_idx.html

The basics of mri http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/

Magnetic Resonance - Technology Information Portal http://www.mr-tip.com/serv1.php

MRI safety http://www.mrisafety.com/

# Index

**A**
Agitation moléculaire, 307
Aimant, 1, 256
– permanent, 255
– principal, 255
– résistif, 255
– supraconducteur, 256
Aimantation
– longitudinale, 7, 16, 20, 142, 145
–– résiduelle, 142, 145
– macroscopique, 6, 7
– microscopique, 4, 7
– tissulaire, 20
– transversale, 7, 16, 20, 145
Aliasing, 196, 197
Angiographie
– par soustraction, 194
Angle
– de bascule, 140, 145, 154
– de flip, 140
– magique, 233
– optimal, 141
–– d'Ernst, 141
– optimum, 141
Antenne
– de réception, 24
– de surface, 257
– de volume, 257
– en quadrature, 258
– en réseau phasé, 258
Antirepliement, 223
ARM, 191, 194
*Arterial Spin Labeling*, 321
ASSET, 176

**B**
Balayage spiralé, 139, 172
Bande
– passante du signal, 128, 226
– passante de l'impulsion RF, 73, 132
Blindage, 272
Bobine de gradient, 69, 256
BOLD, 321
Brûlure, 275

**C**
Cage de Faraday, 260
Cartographie des flux, 287
Champ, 6, 7, 67, 69
– de vue, 67
– magnétique, 7, 69
–– tournant $\underline{B}_0$, 7
–– principal $\underline{B}_0$, 6
Chélate, 61, 62
ChemSat, 242
Coefficient de diffusion apparent (CDA), 310
Compensation de flux, 190
Contraste
– en ESR, 159
– en imagerie d'écho de gradient, 154
– en IRM, 37
– EPI, 172
– sur bruit, 116
Couplage de spin, 329
CSI *(Chemical Shift Imaging)*, 334

**D**
*Dark-blood preparation*, 294
Demi-plan de Fourier, 139
Densité de protons, 7, 8, 42, 44, 50
Déplacement chimique, 224, 328
Diffusion
– anisotrope, 309
– isotrope, 308
Dipôle magnétique, 1
Doublet, 329

**E**
Échantillonnage de l'espace des k, 101
Écho
– de gradient, 86–88, 143, 170, 291
–– segmenté, 291
–– ultrarapide, 170
– de spin, 29, 89, 158, 289
–– rapide, 158
–– segmenté, 289
– planar EPI, 171
– stimulé, 145, 167
Effet missile, 262, 270, 271


© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

EPI, 172
Espace
– des k, 138
– inter-écho, 230
État stationnaire, 148
Excitation, 10
– croisée, 229

**F**
Facteur (ou coefficient)
– d'accélération R, 178
– de diffusion, 308
– de remplissage, 263
FatSat, 242
Fenêtre d'échantillonnage, 88, 143
Fiber Tracking, 316
FISP, 150
FLAIR, 58, 249
Fluoroscopie IRM, 181
FNS (Fibrose Néphrogénique systémique), 62
Fourier
– plan de, 138
– trasformée de, 70, 92, 93, 95, 96
FOV *(field of view)*, 67
Fractional Nex, 139
*Free induction decay*, 24
Fréquence de Larmor, 6
Fréquences spatiales, 101

**G**
Gibbs
– phénomène de, 218
Gradient, 68
– bipolaire, 87, 88, 143
– bipositif, 88
– de diffusion, 307
– de lecture, 77
– de sélection de coupe, 72
– rephaseur, 150
GRAPPA, 180

**H**
Half-Fourier, 139
Half-scan, 139

**I**
Imagerie
– 3D, 90
– de diffusion, 307
– de perfusion, 292, 317, 320
–– avec traceurs endogènes, 320
–– avec traceurs exogènes, 317
–– myocardique, 292
– en demi-plan de Fourier, 139
– radiale, 302
– spectroscopique, 334
Images fantômes, 211
Impulsion
– de 90°, 11, 16
– de 180°, 11
– de RF, 10
– sélective, 72
IRM fonctionnelle, 321

**L**
Larmor
– fréquence de, 6
Liserés en hypersignal, 210

**M**
Matrice, 67
– asymétrique, 122
– rectangulaire, 124
Métabolite, 332
MIP *(maximum intensity projection)*, 205
Moment magnétique, 1
Mouvement brownien, 307
Multiplet, 329
*Multishot*, 138

**N**
Niveau d'énergie, 12
*No phase wrap*, 223
Nombre
– d'accumulations, 83
– d'excitations, 83, 128, 135
Notion de $T_2$*, 25
Nyquist, 220

**O**
Onde RF, 7, 10

**P**
Paradigme, 323
Paramagnétisme, 59
Perfusion cérébrale de la zone d'intérêt, 319
Période d'échantillonnage, 99
*Phase over sampling*, 223
*Phased array coils*, 258
Phénomène
– de sortie de coupe, 185
– d'entrée de coupe, 185
Pixels, 67
Plan de Fourier, 138
Présaturation, 191

**Q**
Quench, 273

**R**
Rapport signal sur bruit, 115
RARE *(Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement)*, 158
Relaxation transversale, 22
Renforcement paradoxal, 185
Repliement, 220
– vitesse, 196
Résolution spatiale, 115, 116

Résonance
– condition de, 14
– phènomène de, 8
Rewinder, 150
RF, 10

**S**
SAR (*Specific Absorption Rates*), 275
Saturation
– de graisse (ARM), 206
– sélective de graisse, 242
SENSE, 176
Séquence
– ciné, 284
– de diffusion, 308
– d'écho de gradient (EGR), 145
– d'EGR, 149, 150
–– avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle, 149
–– avec gradient rephaseur seul, 150
– d'inversion récupération, 54
– Dixon, 245
– segmentée, 289
– STIR, 237
– type état d'équilibre avec contraste renforcé en T2, 152
– ultrarapide, 139
Signal de précession libre, 24
*Single shot*, 139
*Single shot* ou *snapshot*, 170
SMASH, 179
*Snapshot*, 139
Spectre de fréquences, 70, 93
Spectrométrie
– localisée, 329
– monovoxel, 329
– par résonance magnétique (SRM), 327
Spin écho, 29
SSFP (*Steady Srate Free Precession*), 147, 151, 280, 302
STIR, 56, 237
Suppression
– de graisse, 56, 237
– de liquide, 56, 249
Sur-échantillonnage
– en fréquence, 223
– en phase, 223
Susceptibilité magnétique, 228
Symétrie hermitienne, 139
Synchronisation cardiaque, 205, 279

**T**
*Tagging*, 294
TE, 29
– effectif, 160
Technique multicoupes, 84
Temps d'acquisition, 84, 117
*Time of flight* ou TOF, 191
TR (temps de répétition), 83
Transfert d'aimantation, 206, 249
Transformée de Fourier, 70, 91, 93
– discrète, 95
– rapide, 96
Triplet, 329
Troncature, 218

**V**
Vecteur d'aimantation, 1, 7

**W**
Water excitation, 248

**Z**
*Zero filling*, 124