

Imagerie médicale

Introduction:

1. Techniques d'imagerie médicale : définition

1.1.L'échographie

1.2.Rayon x (scanner) :

1.3.IRM (imagerie par résonnance magnétique) :

1.4.La scintigraphie :

1.5.Le TEP-Scan (ou Tomographie d'émission par positron couplée au scanner) :

1.6.L'endoscopie :

1.7.Radiographie :

2. IRM (imagerie par résonnance magnétique) :

2.1.Définition

2.2.Tехниque de l'IRM :

2.2.1. Principe

2.2.2. Technique

2.2.3. l'appareil

2.2.4. Différentes coupes

2.2.5. Quand effectuer une IRM ?

2.2.6. Produit du contraste

2.3.La Résonance Magnétique Nucléaire

2.3.1. Spin nucléaire et moment magnétique nucléaire

2.3.2. Principaux noyaux atomiques dans les milieux biologiques utilisables en IRM

2.4.Mouvement de précession et fréquence de Larmor en IRM

2.4.1. Aimantation d'une population de spins

2.4.2. Différence de population entre les niveaux d'énergie

2.5.Phénomène de résonance

2.6.Le vecteur d'aimantation macroscopique

2.7.Signal RMN

2.8.Décroissance libre de l'induction («free induction decay»)

2.9.Relaxation longitudinale, relaxation transversale

2.9.1. Relaxation longitudinale

2.9.2. Relaxation transverse

2.10. Phase d'excitation

2.11. Phase de relaxation et temps T1 et T2

2.12. Instrumentation IRM et sécurité

2.12.1. Aimant principal

- 2.12.2. Gradients de champ magnétique**
- 2.13. Chaîne radiofréquence**
- 2.14. Informatique**
- 3. Signal RMN et Contraste de base**
 - 3.1. Enregistrement du signal en IRM**
 - 3.2. Impulsion 180°**
 - 3.3. Echo de spin, TR, TE**
 - 3.4. TR et pondération T1**
 - 3.5. TE et pondération T2**
 - 3.6. Contraste tissulaire**
- 4. Codage spatial du signal**
 - 4.1. Gradients de champ magnétique**
 - 4.2. Sélection de coupe**
 - 4.3. Codage de phase**
 - 4.4. Codage de fréquence**
 - 4.5. Interprétation du codage spatial 2D**
 - 4.6. Codage spatial 3D**
- 5. Formation de l'image**
 - 5.1. Notion de transformée de Fourier**
 - 5.2. Notion de fréquence spatiale**
 - 5.3. Transformée fourier 2D**
 - 5.4. Espace K**
 - 5.5. Gradients et fréquence spatiale**
 - 5.6. Fréquence spatiale, résolution et contraste**
 - 5.7. Remplissage linéaire de l'espace K**
- 6. Séquences IRM**
 - 6.1. Caractéristiques d'une séquence IRM**
 - 6.2. Classification des séquences**
 - 6.3. Acronymes**
 - 6.4. Echo de spin**
 - 6.5. Echo de spin rapides**
 - 6.6. Echo de spin ultra-rapide**
- 7. Précession et équation de Larmor**
 - 7.1. Précession**
 - 7.2. L'équation de Larmor**
- 8. Méthodologie des différentes techniques de perfusion : IRM de perfusion**
 - 8.1. Technique de premier passage :**
 - 8.1.1. Aspects pratiques**
 - 1.1. L'acquisition**
 - 1.2. Le post-traitement**
 - a. Le choix de la région d'intérêt (ROI) en zone pathologique**

b. Le choix de la ROI en zone saine

8.1.2. Traitement et interprétation des données

8.2. Le diagnostic de tumeur cérébrale

8.3. Le diagnostic différentiel entre différentes entités tumorales

8.4. Le grading des tumeurs gliales

9. Prétraitement des images.

10. Segmentation :

10.1. Segmentation d'images avec des coupes de graphes

10.2. Segmentation à basée contour :

10.2.1. Approches dérivatives

10.2.2. Filtrage optimal

10.3. La segmentation basée région :

10.3.1. Morphologie mathématique

a. Érosion

b. Dilatation

10.3.2. Principe de la croissance de région :

10.3.3. Division et la méthode de fusion:

10.4. Segmentation par chaînes de Markov

10.5. Segmentation par contour actif :

Introduction :

L'imagerie médicale est aussi un élément essentiel à la recherche clinique, l'étude des maladies et la mise au point de nouveaux traitements. Il existe de nombreuses techniques d'imagerie complémentaires. L'imagerie recouvre à une grande variété de technologies développées grâce à l'exploitation des grandes découvertes de la physique du 20^e siècle :

- Les ondes radio et rayons X
- La radioactivité de certains éléments
- Les champs magnétiques.

L'objectif est non seulement de diagnostiquer les maladies, suivre leur évolution, découvrir leur fonctionnement, mais aussi de mieux les soigner. Des techniques sont mises au point pour localiser les foyers d'infection, les cibler et activer les principes actifs de médicaments uniquement à l'endroit souhaité. Ou encore, de détruire les cellules bien localisées grâce à des ondes de cisaillement émises par un échographe, et donc sans acte chirurgical. Le développement de l'IRM pour la recherche sur le cerveau ouvre également les perspectives d'une compréhension de plus en plus fine de cet organe très complexe.

1. Techniques d'imagerie médicale :

1.1.L'échographie :



- *Comment créer l'image :*

L'échographie utilise les ultrasons pour produire une image :

Les ultrasons sont des ondes sonores que l'oreille humaine n'entend pas. Ils sont utilisés en échographie car ils se réfléchissent sur les parois des organes et produisent un écho (comme le fait un radar). Le retour de l'écho permet d'obtenir une image de la zone que l'on examine, comme avec une caméra.

Les ultrasons ne sont pas des rayons X ; ils sont totalement **inoffensifs** pour l'organisme

➔ L'échographie cérébrale fontanellaire est une technique d'imagerie très performante chez le nouveau-né. Elle permet de dépister et de surveiller des lésions hémorragiques et hypoxo-ischémiques du nouveau-né dans les unités de réanimation, de détecter une complication de méningite septique, de mettre en évidence l'atteinte cérébrale d'une foetopathie virale, de

diagnostiquer certaines collections extracérébrales, de reconnaître certaines malformations cérébrales. Toutes ces pathologies sont décrites et illustrées, ainsi que l'anatomie échographique normale et ses variantes. La place de l'échographie néonatale parmi les autres techniques d'imagerie (notamment l'IRM) est discutée.

- ***Les avantages :***

Les avantages de l'échographie sont très nombreux. Tout d'abord il n'existe aucune contre-indication. Le plus souvent pas d'injection de produits, pas d'irradiation, et pas de claustrophobie .

Elle est aussi très utilisée pour guider certains prélèvements comme les biopsies. C'est de plus un examen dynamique c'est-à-dire que contrairement au scanner où l'on voit une photo, l'échographie permet de voir les structures bouger, d'où son intérêt évidemment au cours de la grossesse.phobie !

L'utilisation des ultrasons est quasiment sans danger. Il n'y a pas d'allergie ni de contre-indication à cet examen.

Elle est complètement indolore pour le patient. Elle ne nécessite, sauf exceptions, ni hospitalisation, ni anesthésie. Elle peut être répétée dans le temps sans problèmes pour le patient.

Elle est une technique d'imagerie médicale peu coûteuse : elle ne nécessite qu'un seul appareil et le prix des consommables reste très abordable.

Elle est petit et mobile, permettant de réaliser l'examen au lit même d'un patient, dans une unité de réanimation par exemple à la différence de l'IRM.

C'est une des seules techniques d'imagerie en **temps réel**.

- ***Les inconvénients :***

Sur certaines échographies, le manque de netteté de l'image la rend parfois difficile à exploiter.

L'examen dépend complètement du jugement du médecin quant à cette image, dont la qualité dépend justement de la manière dont le médecin utilise la sonde.

On dit que l'examen est « examinateur-dépendant ».

En cas de doute, l'examen doit être refait en totalité par un autre médecin.

Un son appelé « speckle » (« tavelure en français ») et généré par l'interférence des ultrasons traduit un aspect granuleux sur l'image, amoindrissant sa qualité.

La sonde ne permet pas d'explorer le corps au-delà des os, et un taux de graisse trop important dans l'organisme peu affecter la qualité de l'image, jusqu'à la rendre inexploitable.

1.2.Rayon x

Le scanner utilise les rayons X. Les images des organes sont obtenues en mesurant l'absorption du faisceau de rayons X qui balaye dans les différentes directions. Les images correspondent à des tranches de sections (des vues en coupe) sur lesquelles l'os apparaît en blanc, l'air en noir et les tissus en gris. Les coupes peuvent être directement analysées ou après un travail informatique de 'reconstruction'. L'émetteur et le récepteur de rayons X tournent autour de la partie du corps à examiner.

- **Avantage :**

L'avantage du scanner est de pouvoir fournir une image en 3D en quelques secondes et de très bonne qualité. L'image est très détaillée et permet d'apprendre beaucoup sur l'anatomie

- **Inconvénient :**

Il y a néanmoins deux inconvénients : le premier est le coût de l'examen, qui est élevé à cause du coût de l'appareil. Le deuxième est celui de l'exposition aux rayons X, qui peut se révéler dangereux sur le long terme. Le troisième inconvénient est que l'examen peut se révéler stressant chez certaines personnes ce qui nuit au bon déroulement de l'examen.



1.3.IRM

L'Imagerie par Résonnance Magnétique est une technique basée sur le principe de la résonance des atomes de certaines molécules sous l'action de certaines ondes de radiofréquences.

L'IRM utilise les modifications provoquées par un champ magnétique, envoyé par la machine, dans **les noyaux des atomes d'hydrogène** présents dans l'organisme. Cet examen est indolore, très fiable, et non invasif. L'imagerie par résonance magnétique n'utilise pas les rayons X, claustrophobes. L'examen se pratique à jeun si une injection de produit de contraste est effectuée. L'IRM se prolonge parfois plus longtemps qu'un scanner.

➔ L'IRM cérébrale est pratiquée par un médecin spécialisé en radiologie. Ce dernier demande généralement au patient d'être en **sous-vêtements et de ne porter aucune pièce métallique** (bijoux, lunettes, prothèses auditives ou dentaires, etc.) avant de s'allonger sur un lit d'examen. Ce dernier s'insère ensuite dans le tunnel de la machine. **L'examen dure entre trente minutes et une heure.** Il est conseillé aux claustrophobes de garder leur calme et de se concentrer sur leur

respiration. En cas de problème, une sonnette située à l'intérieur permet de contacter le médecin.

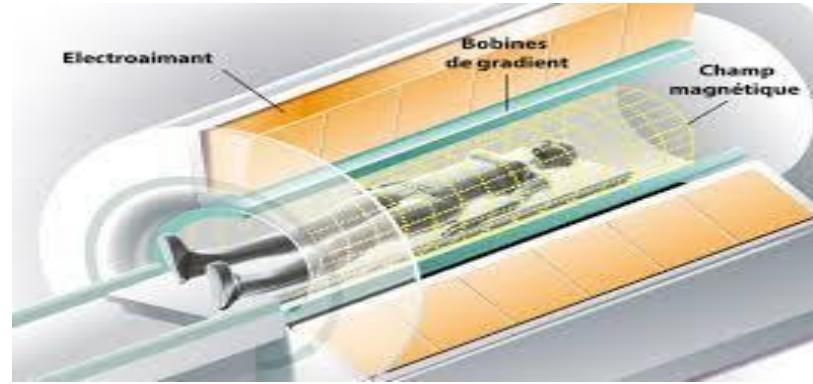
A noter : un produit de contraste peut être injecté au patient par perfusion afin d'améliorer la qualité de l'image.

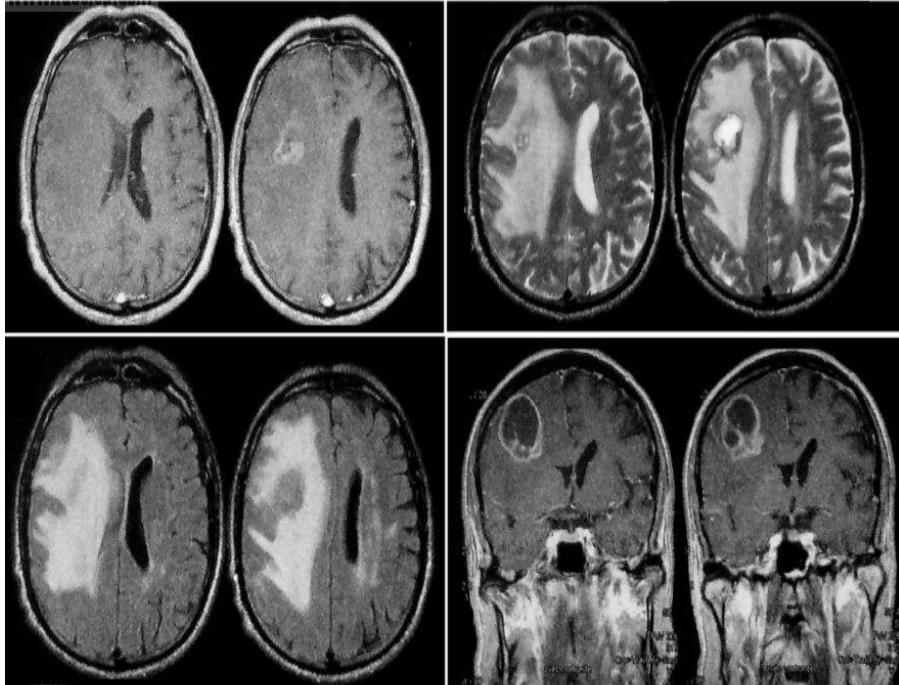
- **Avantage :**

L'IRM possède, elle aussi, de nombreux avantages. Elle est, en l'absence d'injection de produits de contraste, non invasive. De plus, la résonance magnétique utilise champ magnétique qui n'expose le patient à aucun risques majeurs. C'est également l'une des seules techniques d'imageries qui permet une bonne visualisation de la graisse et de l'eau. Pour finir, en tant qu'imagerie fonctionnelle elle a permis de grandes avancées en neurologie.

- **Inconvénients**

L'IRM possède à son tour certains inconvénients. Le matériel utilisé pour une IRM (**principalement des aimants**) est extrêmement encombrant, cher, et nécessite un entretien régulier. De plus, si le patient oublie d'indiquer des contre-indications, les effets peuvent être extrêmement nocifs pour lui. Ces contre-indications sont nombreuses et ne rendent pas accessible l'IRM à tous.





1.4. La scintigraphie

Elle donne des renseignements sur le fonctionnement de l'organe étudié. Elle nécessite d'injecter par voie intraveineuse un marqueur radioactif (isotope radioactif) associé à un vecteur. Le vecteur se fixe sélectivement sur l'organe à étudier, tandis que le marqueur radioactif émet un rayonnement gamma, lequel est capté à l'extérieur du corps par un détecteur fixé sur une caméra.

L'irradiation n'est pas plus importante que celle délivrée par une radiographie du thorax ou de l'abdomen et ce n'est pas la caméra qui émet un rayonnement, mais l'organe.

- **Avantage :**

L'examen est indolore, l'injection du produit est semblable à une prise de sang. La quantité de produit radioactif est très faible et donc, sans danger.

- **Inconvénient :**

L'inconvénient éventuel est le délai d'attente entre l'injection et les clichés.



1.5. Le TEP-Scan (ou Tomographie d'émission par positron couplée au scanner) :

Cet examen, du type scanner, est très précis. Il ne fournit pas d'images anatomiques mais renseigne sur la biochimie des organes, le fonctionnement des tissus normaux et pathologiques (flux et volume sanguin, etc.). Les images fournies en 3D et en couleurs, offrent une vision fonctionnelle, dynamique, du fonctionnement de l'organe observé.

Cette technique d'imagerie médicale permet d'observer les organes tels que le cerveau, le cœur ou les poumons. Le TEP-Scan a des applications en neurologie, par exemple pour voir les pertes neuronales liées à la maladie de Parkinson, ainsi qu'en cancérologie, pour détecter des lésions insoupçonnées (métastases), localiser des tumeurs, observer et suivre l'évolution d'un cancer durant un traitement. Cet examen est indolore et n'a pas d'effets secondaires. En France, son usage est encore peu répandu : l'appareil utilisé étant très onéreux.

- **Avantage :**

La TEP est, quant à elle, de plus en plus utilisée en médecine. Même si elle utilise la radioactivité, elle ne présente aucun danger majeur pour l'organisme. En tant qu'imagerie fonctionnelle, elle est l'une des techniques les plus utilisées en cancérologie (la multiplicité des traceurs radioactifs lui permet de mieux caractériser chaque types de tumeurs) et elle a permis de grandes avancées en neurologie. Enfin, son couplage récent avec différentes techniques d'imageries médicales, comme le scanner aux rayons X ou l'IRM, a permis d'élargir son champ d'application dans les différents services de médecine et donc de lui donner de bonnes possibilités d'avenir.

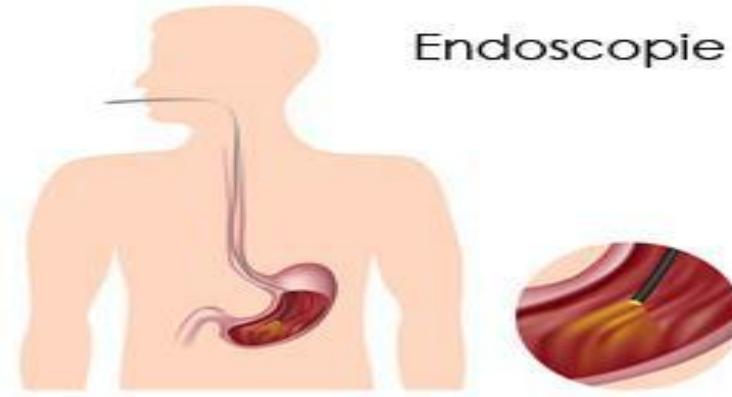
- **Inconvénient**

La TEP connaît aussi certaines limites. En effet, la courte durée de vie des traceurs oblige la présence d'un cyclotron dans chaque centre d'examen. Certains éléments peuvent en plus fausser l'examen de TEP : des inflammations récentes, par exemple, peuvent rendre positif l'examen malgré l'absence d'anomalie. Au contraire la taille et la position de la lésion que l'on souhaite détecter peuvent parfois échapper au diagnostic de la TEP puisqu'elle est une méthode quantitative.

1.6.L'endoscopie :

Elle consiste à introduire dans l'organisme un tube souple muni d'un endoscope (système optique de type caméra) pour examiner l'intérieur du corps et des organes. L'endoscope comporte un dispositif (pinces, ciseaux, etc.) permettant de faire des prélèvements d'échantillons (biopsies) ou de pratiquer une ablation, pour analyser ou enlever une éventuelle lésion suspecte (polypes, etc.). La coloscopie est une endoscopie qui visualise les parois internes du côlon, et permet notamment de dépister un cancer colorectal. Elle peut être réalisée sous anesthésie et certains préparatifs sont nécessaires (lavement, etc.). Rappelons que le dépistage du cancer du rectum et du côlon est recommandé tous les 2 ans, pour les hommes et femmes âgés entre 50 à 74 ans.

- **L'évaluation des avantages et inconvénients de l'endoscopie** interventionnelle est l'objet d'études scientifiques qui prennent en compte un ensemble de critères : succès et échecs thérapeutiques, complications, résultats à long terme, comparaison des techniques existantes, étude des coûts. À ce sujet il faut souligner que l'emploi de telles techniques sophistiquées n'est pas nécessairement coûteux lorsqu'il permet d'améliorer la prise en charge des malades, de réduire la fréquence des effets indésirables et d'abréger nettement les durées d'hospitalisation.



1.7.La radiographie :

Cette **technique d'imagerie médicale** est la plus ancienne. Les radiographies standards (des négatifs de photographies), utilisent les rayons X et permettent d'obtenir des clichés en deux dimensions. La radiographie est notamment utilisée en pneumologie, en orthopédie, en rhumatologie et en orthodontie pour étudier les traumatismes osseux (fractures, etc.), les déformations du squelette ou les implantations dentaires.

Les clichés laissent apparaître des zones superposées, situées à des profondeurs différentes de l'organisme. Les organes denses, arrêtant les rayons, apparaissent en blanc (os par exemple) et ceux contenant de l'air apparaissent sombres (intestin). Le radiologue dispose alors d'une

image qu'il examine pour déceler d'éventuelles anomalies. Grâce à un **examen radiologique**, il est également possible de visualiser certains organes ou parties creuses, invisibles aux rayons X, à l'aide d'un produit de contraste (radiographie de contraste). La radiologie numérique (utilisant des capteurs électroniques), est de plus en plus utilisée : l'image apparaît alors instantanément sur un écran.

La densitométrie osseuse (ou ostéodensitométrie, pour détecter une ostéoporose), les radiographies osseuses, pulmonaires (pour repérer un cancer des poumons), sont des examens radiologiques importants, à effectuer après 50 ans sur conseils du médecin. Chez la femme, la mammographie est un examen à effectuer régulièrement, dans un objectif de prévention du cancer du sein.

L'examen radiographique est pratiqué dans des centres de radiologie, et ne nécessite généralement pas d'anesthésie. Il est souvent réalisé par un manipulateur et interprété par un médecin. A noter que certaines craintes liées au surdosage en rayons X des radiographies, ne sont pas fondées : les rayons restent très en dessous des doses maximales admissibles et ne font pas courir de risque aux patients.

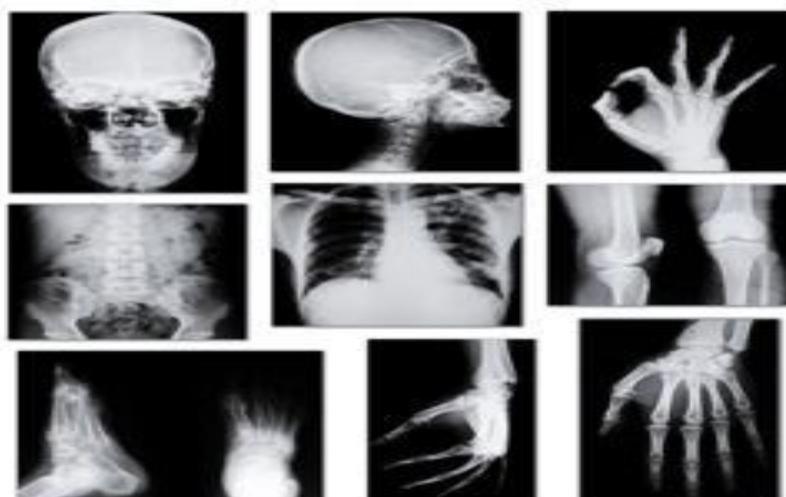
- **Avantage :**

Peu coûteux facile et rapide à réaliser.

- **Inconvénient :**

Utilisation des rayons X image moins nette que celle de l'IRM et que le scanner.

Agents mutagènes pouvant créer des modifications importantes dans le code génétique pouvant provoquer des maladies graves ou des cancers.



2. L'IRM

2.1.définition

L'imagerie par résonance magnétique est une modalité d'imagerie en plein développement, aussi bien technologique que dans ses applications cliniques. Cet essor tient à l'originalité de ses fondements, au croisement de la physique nucléaire, des mathématiques, de la chimie, de la biologie et de la physiologie. Ce sont ces particularités techniques qui la différencient des autres modalités d'imagerie médicale. Elles lui confèrent des capacités multiples : imagerie morphologique avec un grand contraste tissulaire, imagerie fonctionnelle, du mouvement, des flux, de la perfusion ou même de la composition chimique.

La compréhension des phénomènes permettant d'obtenir une image en IRM en est d'autant plus importante : en pratique clinique, pour identifier ce qui est exploré, optimiser l'examen et l'interpréter de façon pertinente ; en recherche, pour améliorer et accélérer les techniques existantes, et développer de nouvelles applications.

L'apprentissage de ces bases techniques se heurte cependant à la l'intrication complexe des mécanismes mis en jeu en IRM, qui demandent des connaissances pointues dans des domaines divers. L'objectif de ce support pédagogique est d'expliquer comment on obtient une image en partant de la physique quantique jusqu'aux applications avancées et derniers développements technologiques en IRM.

2.2.Tехниque de l'IRM :

L'Imagerie par Résonnance Magnétique est une technique basée sur le principe de la résonnance des atomes de certaines molécules sous l'action de certaines ondes de radiofréquences.

2.2.1. *Principe*

L'IRM utilise les modifications provoquées par un champ magnétique, envoyé par la machine, dans les noyaux des atomes d'hydrogène présents dans l'organisme. Cet examen est indolore, très fiable, et non invasif. L'imagerie par résonance magnétique n'utilise pas les rayons X.

2.2.2. *Technique*

La technique repose sur l'utilisation d'un aimant très puissant qui va générer un champ magnétique ayant une action sur **les ions hydrogènes contenus dans l'eau** du corps.

2.2.3. *l'appareil*

L'appareil est constitué d'un tunnel à l'intérieur duquel se l'aimant qui entoure le lit d'examen

sur lequel s'allonge le patient. Il pèse plusieurs tonnes et ressemble à un gros cylindre percé au centre. Un ordinateur reconstitue les images obtenues, l'analyse des résultats par informatique permettant d'obtenir des images de **qualité en 2D** ou après reconstruction informatique, **en 3D**. Le patient doit rester immobile au sein de cet appareil qui une fois en marche est bruyant.

le tunnel de l'aimant, ce qui est précisément le tunnel où est introduit le patient. Celui-ci a alors l'avantage de pouvoir communiquer avec le personnel soignant à l'aide de micros et d'enceintes. La salle doit être équipée d'une gaine d'échappement afin que **l'hélium** puisse en sortir.

2.2.4. Différentes coupes

L'IRM autorise la visualisation de certains tissus non vus en radiographie comme les ligaments. Elle est principalement utilisée pour visualiser le système nerveux central, les muscles, le cœur ou certaines tumeurs. Elle peut être couplée à une opacification des vaisseaux sanguins par un produit de contraste : on parle alors d'angio-IRM. L'IRM permet de faire des coupes dans les 3 plans: **horizontal, vertical et transversal** appelées coupes **coronale, axiale et sagittale**.

2.2.5. Quand effectuer une IRM ?

L'IRM est un excellent examen pour visualiser les différents organes du corps humain, en particulier le cerveau, la moelle épinière, le rachis, les articulations, les voies urinaires, les reins, les ovaires, l'utérus, la prostate, le sein, le foie, l'abdomen, le thorax, les artères, etc.

2.2.6. Produit du contraste

Les agents de contraste ont pour caractéristique d'influencer le signal IRM en augmentant la vitesse de relaxation magnétique des protons. Pour comprendre le mode d'action de ces agents il faut distinguer différents types de magnétisme :

Le diamagnétisme présent chez les molécules dont les électrons sont tous appariés. En l'absence de champs la molécule ne présente pas de moment magnétique mais en sa présence il apparaît un moment magnétique dans le sens opposé au champs.

Le paramagnétisme présent chez les molécules possédant un moment magnétique électronique. Il résulte de la présence d'électrons non appariés et concerne notamment les complexes dugadolium(III). Leur moment magnétique est nul en l'absence de champs magnétique, mais en présence d'un champs \vec{H}_0 , il apparaît un champ magnétique important dans le sens de \vec{H}_0 (100 à 1000 fois plus fort que pour les diamagnétiques). Les corps ferromagnétiques qui ont un moment magnétique même en l'absence de champs et deviennent paramagnétiques à une certaine température. Les corps super paramagnétiques qui en présence d'un champ magnétique ont un moment dipolaire très important.

Actuellement les agents de contraste utilisés sont soit **paramagnétiques** soit **super paramagnétiques**. Dans le cadre de notre étude, comme nous l'avons précisé dans la première

partie, nous nous arrêterons à l'étude des molécules paramagnétiques dont font partie les complexes du gadolinium.

• Le gadolinium

Au XVIII^e siècle, le chimiste finlandais J. Gadolin a consacré une bonne partie de sa vie à la chimie analytique et à la minéralogie. Il s'est beaucoup intéressé aux éléments du groupe des terres rares et le 64^e élément a été nommé gadolinium en son honneur.

À l'état pur, le gadolinium, élément blanc argenté au lustre métallique, ressemble à l'acier. Choisi pour son fort effet paramagnétique (10,8 magnétions de Bohr), le gadolinium existe sous forme de plusieurs isotopes stables, le plus abondant ayant la masse 158.

Comme le gadolinium est très peu répandu dans la nature, sa concentration physiologique dans les milieux biologiques est trop faible pour être détectée par les méthodes analytiques usuelles. De plus, il est très peu absorbé par le tube digestif.

Le rayon ionique de Gd³⁺ (1,02 Angstrom) est très proche de celui du calcium (0,99 Angstrom). En effet, il entre en compétition avec les systèmes calcium dépendants et bloque le système réticuloendothélial. Le même problème se pose avec le calcium au niveau de la contractilité myocardique, la coagulation, les enzymes calcium dépendants, la respiration mitochondriale et la neurotransmission.

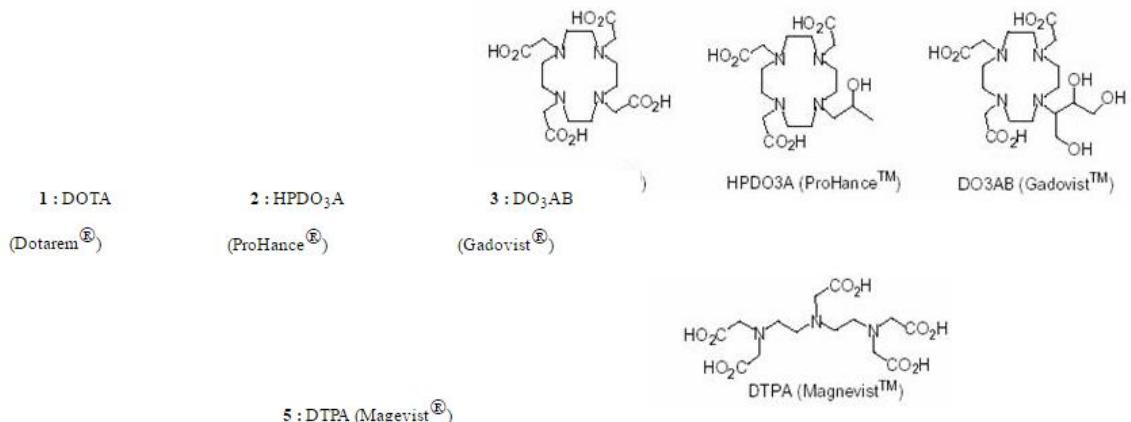
Sous forme libre, l'ion Gd³⁺ est donc toxique. Le relargage d'ion gadolinium libre dépend théoriquement de l'affinité du chélate pour le gadolinium.

• Les complexes du gadolinium

La solution consiste à enfermer ces cations dans des ligands, linéaires ou cycliques pour former des complexes non toxiques, inertes et stables dans l'organisme.

Les polyaminocarboxylates de gadolinium (III) se sont révélés les plus appropriés et quatre sont actuellement utilisés dans le domaine médical :

1. [Gd(DTPA)(H₂O)]²⁺ ou Gadopentéate de diméglumine (Magnevist[®], Schering[®])
2. [Gd(DTPA-BMA)(H₂O)] (Omniscan[®], Nycomed Amersham[®])
3. [Gd(DOTA)(H₂O)]⁻ ou Gadotérate de méglumine (Dotarem[®], Guerbet[®])
4. [Gd(HP-D03A)(H₂O)] ou Gadotéridol (Prohance[®], Squibb[®])



Les propriétés de renforcement de contraste sont sensiblement identiques pour ces quatre produits.

Ils diffèrent surtout par le caractère macrocyclique ou linéaire du chélate et par le nombre de charges électrostatiques du complexe.

L'ajout de méglumine aux complexes chargés est nécessaire à leur mise en solution.

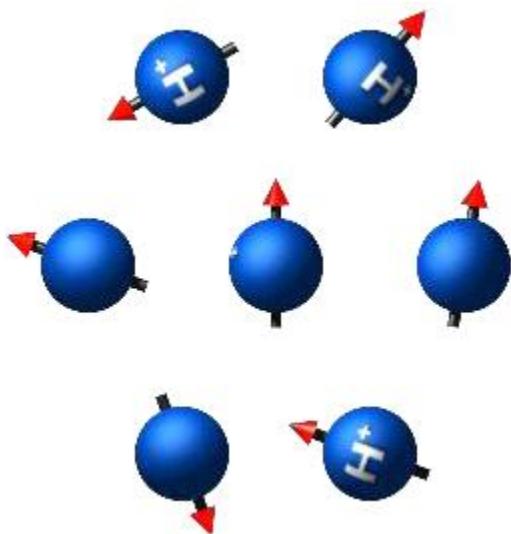
2.3. La Résonance Magnétique Nucléaire

2.3.1. Spin nucléaire et moment magnétique nucléaire

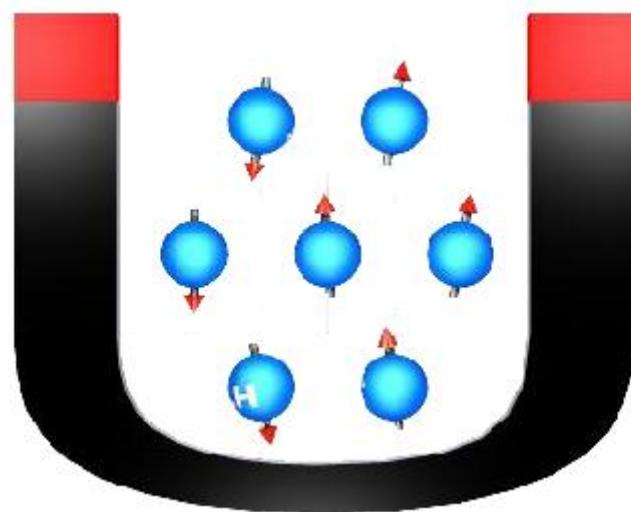
Le noyau d'hydrogène, constitué d'un proton, possède des propriétés magnétiques. On peut représenter le moment magnétique sous la forme d'un vecteur en rotation sur lui-même : ceci caractérise le spin du proton



A l'état de repos, ces vecteurs ont une orientation aléatoire. La résultante magnétique de l'ensemble est donc nulle.



Soumis à un champ magnétique intense appelé B_0 , les spins s'orientent dans l'axe du champ, soit dans le même sens ("parallèle"), soit dans le sens contraire ("antiparallèle").



2.3.2. Principaux noyaux atomiques dans les milieux biologiques utilisables en IRM

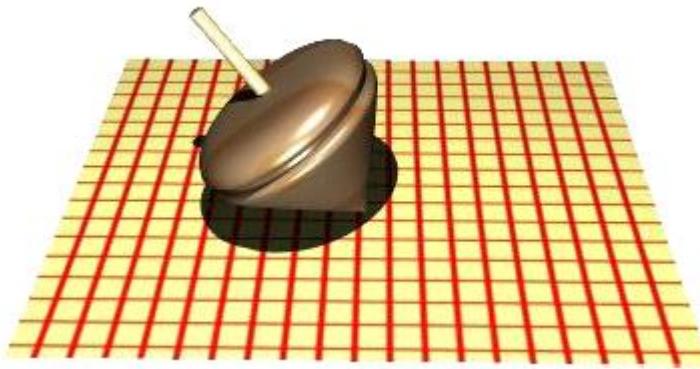
*L'IRM en pratique clinique ne s'intéresse qu'au noyau d'hydrogène 1H , le proton, car il est très abondant dans le corps humain.

*D'autres noyaux présents dans le corps humain ont des propriétés magnétiques : ^{13}C , ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na . Etant donné leur très faible proportion dans les milieux biologiques par rapport à 1H , et la nécessité d'une chaîne radiofréquence adaptée à leur fréquence de résonance, ils sont surtout étudiés dans le domaine de la recherche.

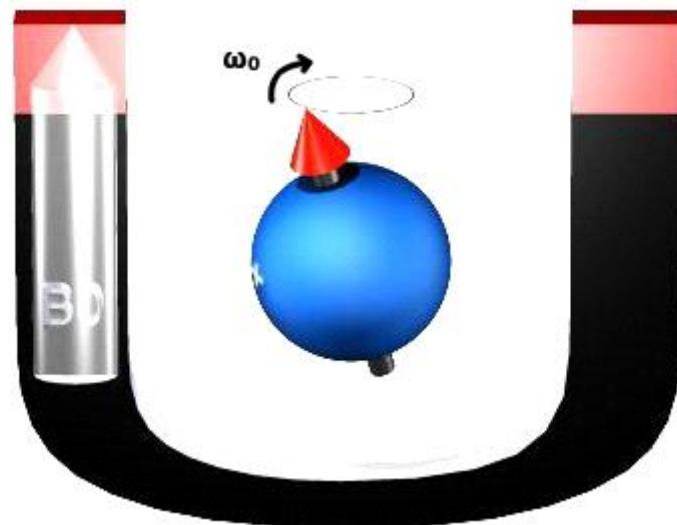
2.4. Mouvement de précession et fréquence de Larmor en IRM

Les spins ont un mouvement de rotation et décrivent un cône autour de l'axe de B_0 : c'est le mouvement de précession. On peut apparaître le mouvement de précession au mouvement

d'une toupie qui bascule et reste en équilibre en rotation.

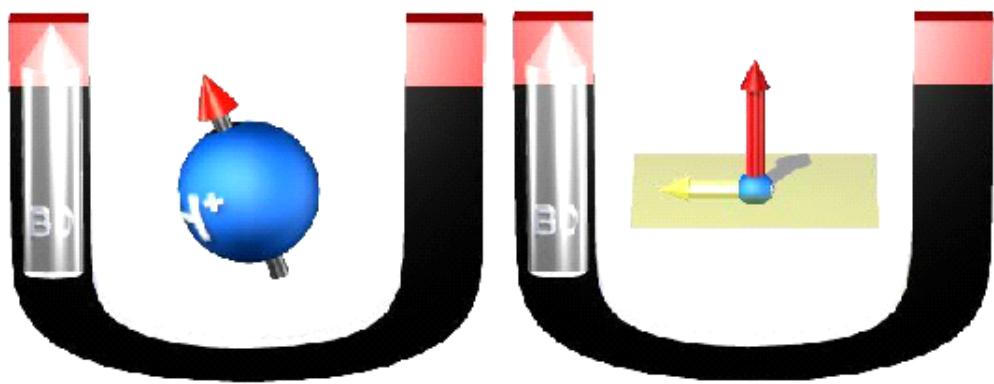


La vitesse de précession est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique. On la caractérise par la fréquence de précession ω_0 (nombre de rotation par seconde) : $\omega_0 = \gamma B_0$.



2.4.1. Aimantation d'une population de spins

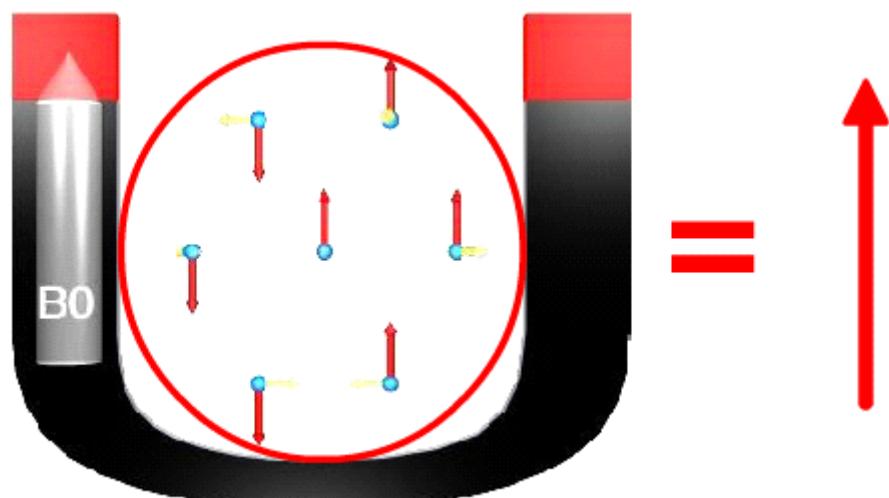
Le moment magnétique des protons peut être décomposé en une composante longitudinale et une composante transversale. Le mouvement de précession se traduit ainsi par une rotation de la composante transversale autour de l'axe longitudinal.

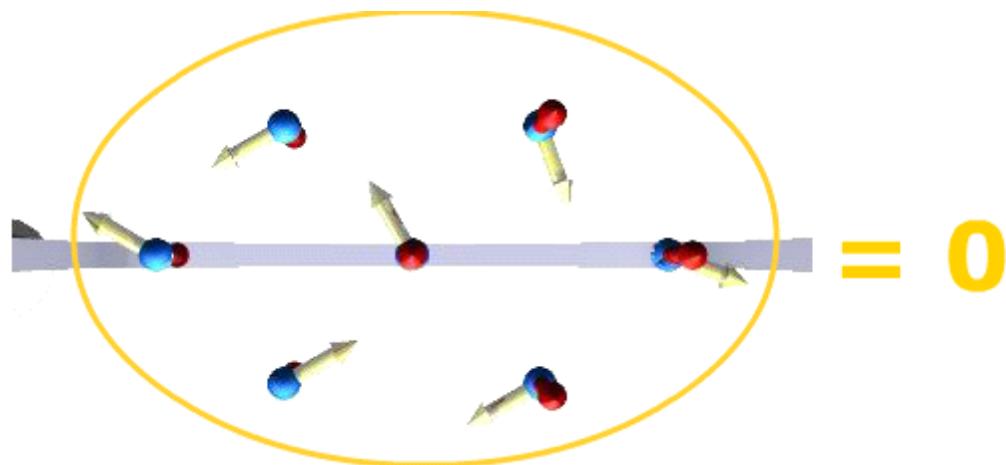


Dans un champ magnétique B_0 , la proportion de spins dans le sens de B_0 (parallèles) est supérieure à celle des spins orientés dans le sens contraire (antiparallèles) : statistique de Boltzmann. L'écart de population entre spin "parallèles" et "antiparallèles" est proportionnel à l'amplitude du champ magnétique principal.

Dans l'axe longitudinal, la résultante magnétique d'un groupe de spins est donc une aimantation tissulaire dans la même direction et le même sens que B .

Les mouvements de précession des spins ne sont pas en phase : les composantes transversales microscopiques s'annulent et il n'y a donc pas d'aimantation transversale résultante lorsque l'on considère un groupe de spins.





Alors que les spins obéissent aux lois de la physique quantique, l'aimantation macroscopique suit les principes de la physique classique. C'est cette dernière qui va être considérée par la suite.

2.4.2. Différence de population entre les niveaux d'énergie

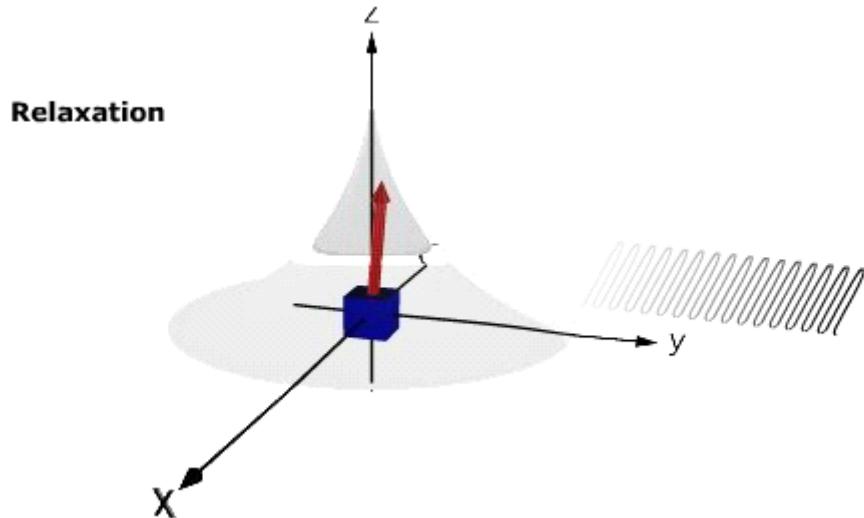
La différence de population des spins augmente proportionnellement avec l'intensité du champ magnétique statique B_0 , les autres paramètres et la température du corps humain étant constants.

2.5. Phénomène de résonance

Il peut y avoir une interaction entre une onde de radiofréquence (onde RF) et les spins en précession : c'est le phénomène de résonance, qui correspond à un transfert d'énergie entre deux systèmes ayant la même fréquence.

On peut citer deux exemples qui illustrent la résonance entre deux systèmes : dans le domaine acoustique, des sons de fréquence adaptée peuvent faire vibrer un verre de cristal (la Castafiore) ; dans le domaine mécanique, une troupe marchant à pas cadencé peut entraîner des oscillations verticales d'un pont suspendu, jusqu'à sa rupture (Pont de la Basse-Chaîne à Angers en 1850 !).

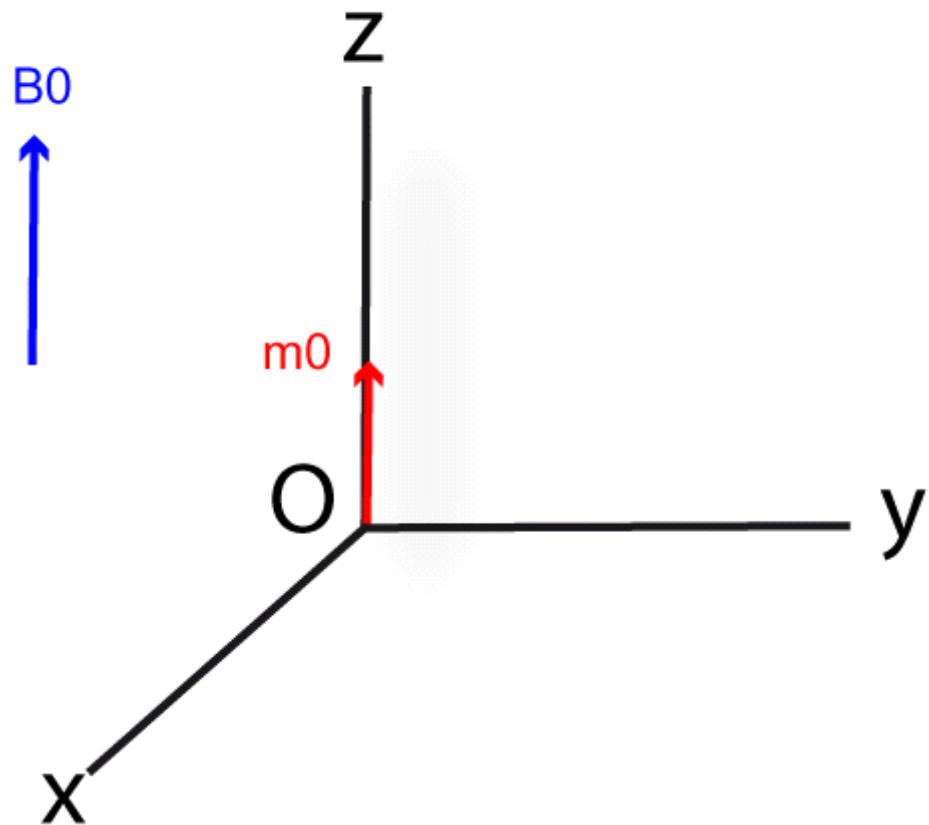
L'onde de radiofréquence va entraîner un phénomène de résonance seulement si sa fréquence est la même que celle de précession des spins. Elle va apporter de l'énergie au système de spins : c'est la phase d'excitation. Lorsque l'émission de radiofréquence est interrompue, le système va restituer l'énergie absorbée pour retourner à l'état d'équilibre de départ : c'est la phase de relaxation.



2.6. Le vecteur d'aimantation macroscopique

On considère maintenant un objet contenant de l'eau et de la graisse (et par conséquent qui contient des atomes d'hydrogène...) placé dans un champ magnétique B_0 . Cet échantillon acquiert un vecteur d'aimantation M_0 dont la direction et le sens sont ceux du champ B_0 . Cette aimantation macroscopique résulte de la somme des effets des protons des atomes d'hydrogène contenus dans la substance.

Aimantation macroscopique m_0

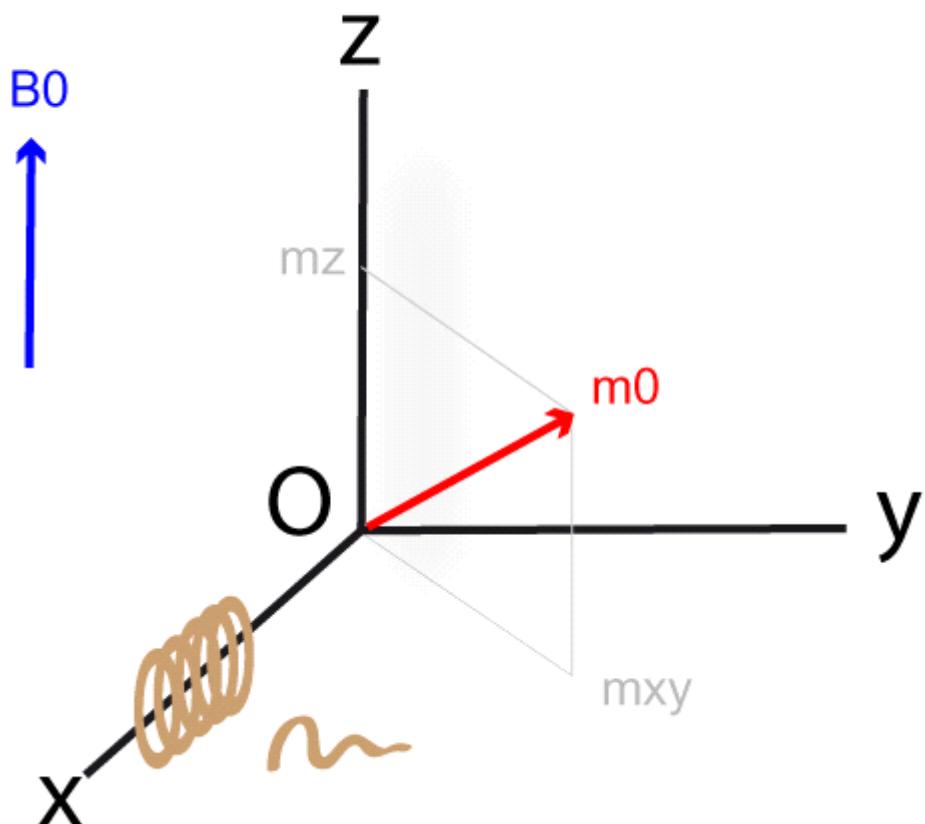


L'importance de cet angle de bascule dépend de l'amplitude et de la durée de l'impulsion RF. L'adaptation de ces deux paramètres permet de choisir l'angle de basculement de M_0 : 90° , 180° , etc

2.7. Signal RMN

La bobine du paragraphe précédent, de direction perpendiculaire à B_0 et placé dans le plan transverse, sert cette fois-ci comme antenne réceptrice. La variation de l'aimantation à l'intérieur de cette bobine va produire un courant électrique: c'est le signal RMN.

courant induit par M_{xy} dans la bobine = signal RMN



2.8. Décroissance libre de l'induction («free induction decay»)

Un objet est placé dans un champ magnétique B_0 uniforme et constant. Cet échantillon acquiert une aimantation M_0 . On le soumet de plus à un champ de radiofréquence RF, ce qui provoque une bascule de l'aimantation M_0 . L'aimantation M_0 de l'échantillon peut être décomposée en un élément longitudinal M_z et un élément transversal M_{xy} .

Une antenne est placée perpendiculairement à B_0 et dans le plan transverse.

Lorsque l'impulsion RF cesse, le vecteur d'aimantation M_0 s'aligne à nouveau avec B_0 et durant ce mouvement :

- L'importance de la composante longitudinale M_z augmente.
- L'importance de la composante transversale M_{xy} diminue.

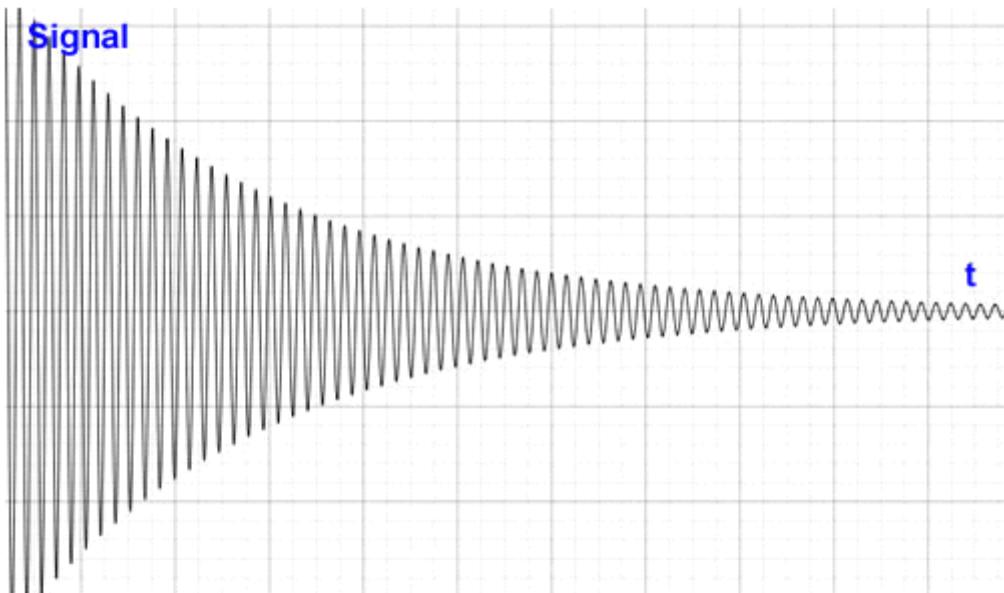
La variation de la magnétisation transversale M_{xy} induit l'apparition d'un courant électrique dans l'antenne. Lorsque le champ RF cesse, le courant induit dans l'antenne diminuera parallèlement à la réduction la composante transversale M_{xy} . Cette décroissance du signal RMN est aussi désigné par l'expression «décroissance libre de l'induction» et les anglo-saxons l'appellent «free induction decay signal (FID)».

Dans le plan transverse, si l'impulsion RF a provoqué une bascule de l'aimantation M_0 de 90° , la FID est décrit par la relation:

$$M_{xy}(t)=M_{xy}(0)\exp(-t/T_{2*})\cos(\omega_0*t)$$

où T_{2*} reflète la décroissance exponentielle du signal RMN (« enveloppe de la courbe »).
Cette décroissance est provoquée par des effets d'inhomogénéités du champ magnétique et des effets de susceptibilités.

La courbe $M_{xy}(t)$ est de forme sinusoïdale et décroissante.



2.9. Relaxation longitudinale, relaxation transversale

2.9.1. Relaxation longitudinale

Cette expression décrit le retour de l'objet à son état antérieur, avant l'excitation par l'impulsion RF. Les noyaux d'hydrogène libèrent l'énergie acquise lors de l'excitation RF.

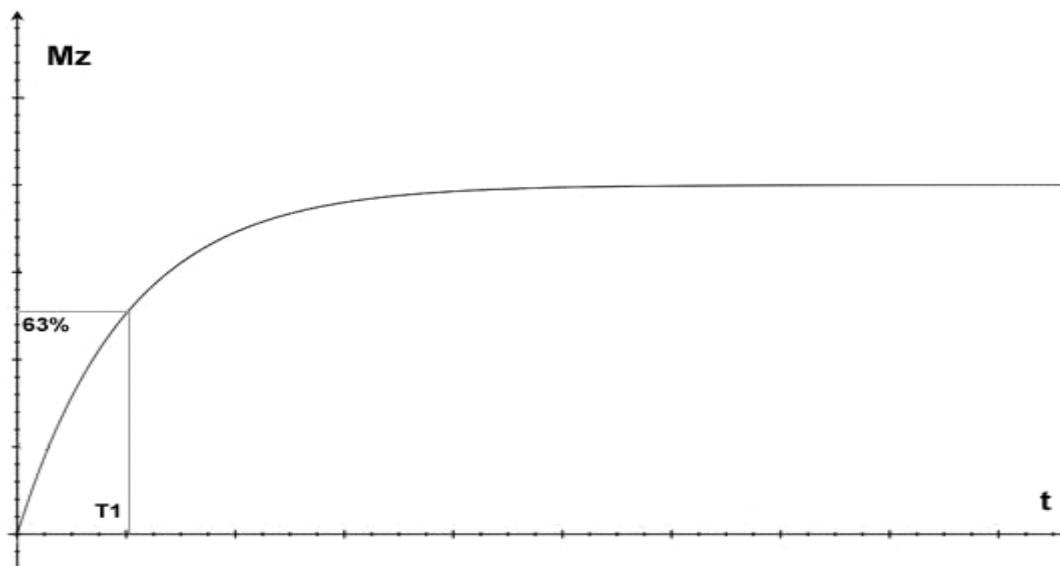
La relation qui décrit le retour de la composante longitudinale en fonction du temps t est du type :

$$M_z(t)=M_0*(1-\exp(-t/T_1)).$$

Par définition T_1 , est l'intervalle de temps correspondant à la récupération de 63% de la magnétisation longitudinale initiale. T_1 dépend des propriétés des noyaux d'hydrogène contenus dans les différents tissus. T_1 varie selon les tissus.

La courbe décrivant cette relation est de la forme :

Relaxation longitudinale



Note

Les expressions suivantes sont synonymes: **relaxation longitudinale, relaxation T1, relaxation spin-réseau**

2.9.2. Relaxation transverse

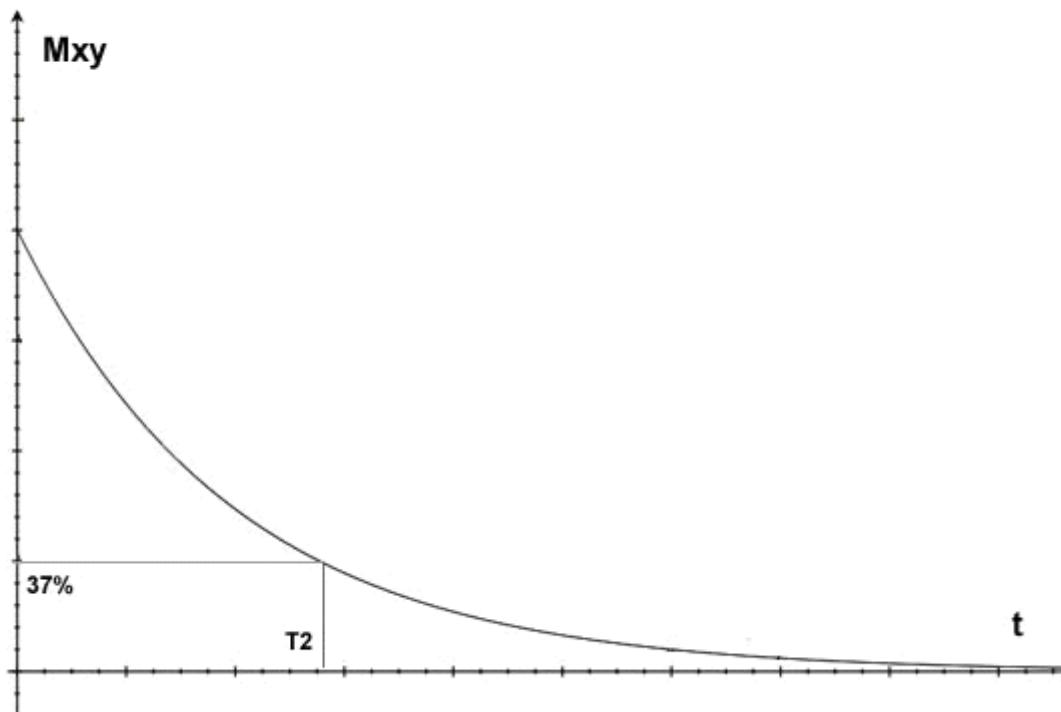
La relation qui décrit le retour de la composante longitudinale en fonction du temps est du type :

$$M_{xy}(t) = M_0 \cdot \exp(-t/T_2).$$

Par définition, T_2 est l'intervalle de temps correspondant à la perte de 63% de la magnétisation transversale initiale depuis la cessation de RF. T_2 dépend des interactions entre les noyaux d'hydrogène des différents tissus. T_2 varie selon les tissus.

La courbe est donc de cette forme :

Relaxation transverse

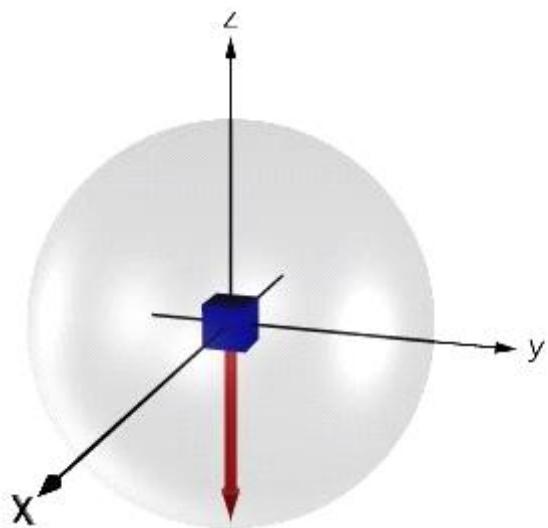


Note

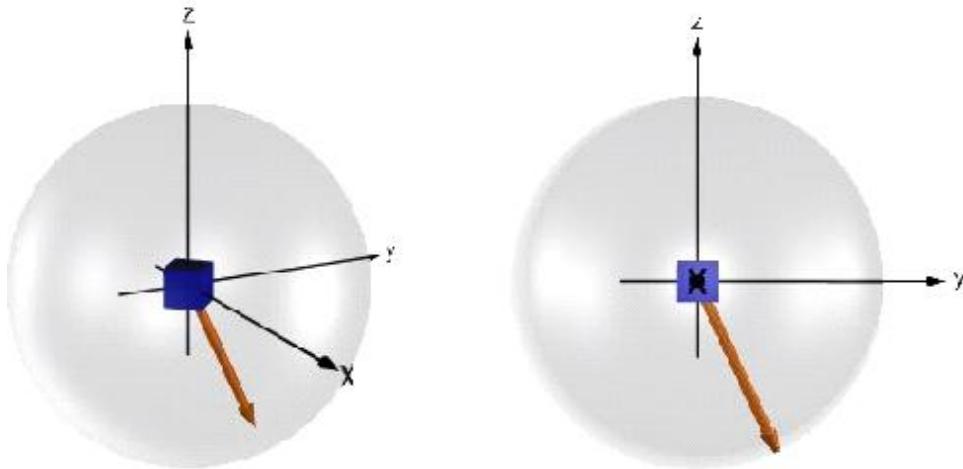
Les expressions suivantes sont synonymes: **relaxation transversale, relaxation T2, relaxation spin-spin.**

2.10. Phase d'excitation

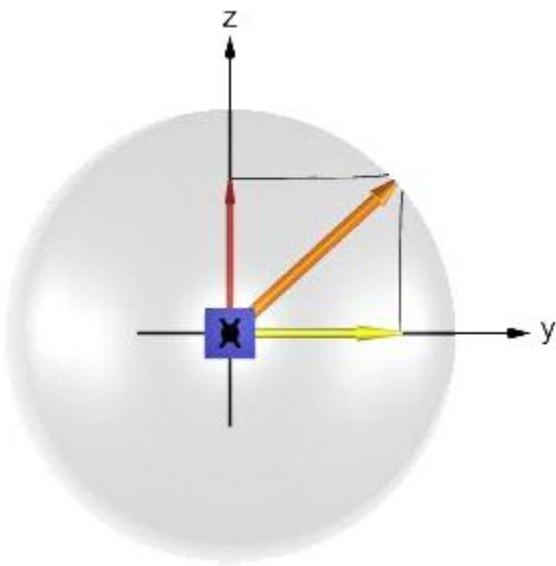
L'onde RF provoque une bascule de l'aimantation tissulaire, résultante d'un groupe de spins placés dans un champ magnétique. Cette bascule est liée à un transfert d'énergie vers le système de spins. Au niveau quantique, elle se traduit par une modification des niveaux énergétiques des spins (passage de l'état **de basse énergie "parallèle"** vers le niveau **de haute énergie "antiparallèle"**) et de leurs phases.



L'angle de bascule de l'aimantation tissulaire dépend de l'intensité et de la durée pendant laquelle est appliquée l'onde RF. Pour une représentation mathématique plus simple, on étudie la bascule dans un repère XYZ tournant à la fréquence de précession

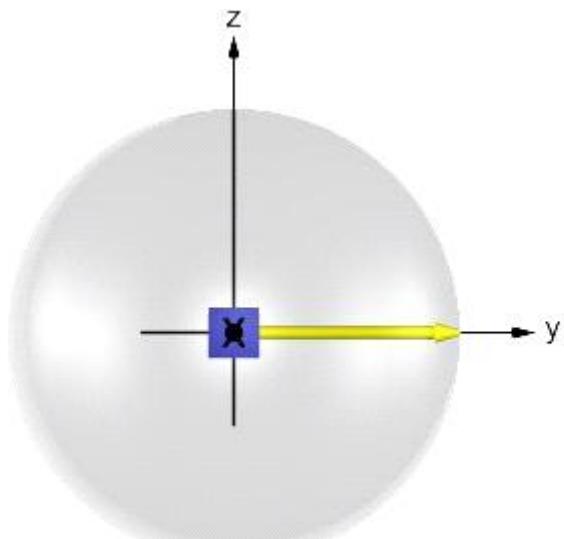


On peut décomposer l'aimantation tissulaire en une composante longitudinale (selon l'axe Z, dans l'axe de B_0) et une composante transversale. La phase d'excitation, et la bascule, se traduisent par une diminution de l'aimantation longitudinale (qui peut aller jusqu'à s'inverser), et l'apparition d'une aimantation transversale (sauf pour une bascule à 180°).



L'aimantation longitudinale est la traduction de la différence de population entre spins "parallèles" et "antiparallèles". L'aimantation transversale est la traduction de la mise en phase plus ou moins complète des spins.

Si l'on prend l'exemple d'une onde RF 90° : il n'y a plus de composante longitudinale car il y a égalisation des populations "parallèle" et "antiparallèle". Par contre, il apparaît une composante transversale car les spins sont mis en phase.



- **Remarques importantes**

Il faut retenir que la bascule concerne l'aimantation tissulaire (résultante d'un groupe de spins) et non pas les spins individuels. Au niveau de chaque spin, les phénomènes quantiques survenant lors de la résonance sont complexes. L'intensité, la forme de l'enveloppe et la durée de l'onde RF agissent à la fois sur les niveaux d'énergie et les phases des spins.

Pour simplifier, on peut approximativement considérer que :

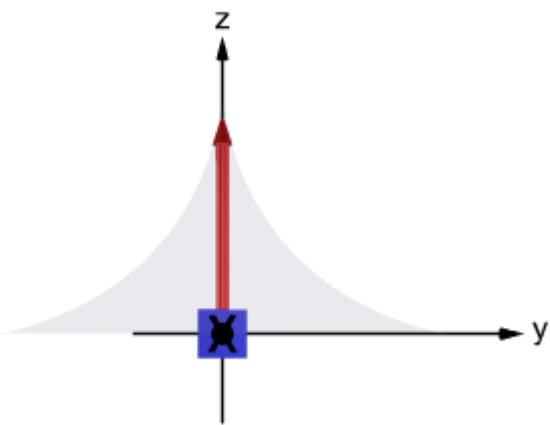
La composante longitudinale de l'aimantation tissulaire dépend de la différence entre le nombre de spins "parallèles" et "antiparallèles"

La composante transversale de l'aimantation tissulaire dépend de la mise en phase plus ou moins complète des spins.

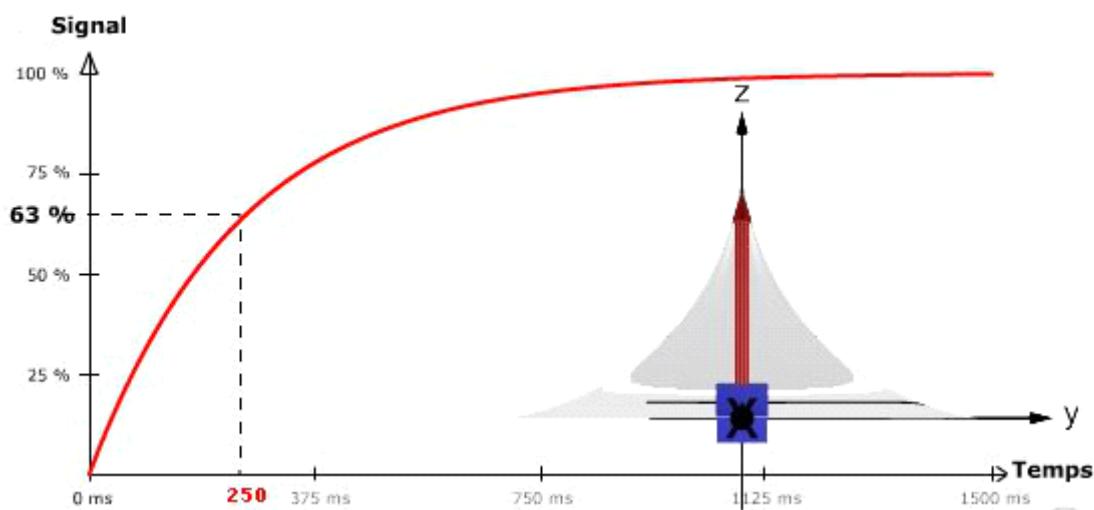
2.11. Phase de relaxation et temps T1 et T2

La relaxation correspond au retour à l'équilibre de l'aimantation tissulaire. Elle s'accompagne d'une émission d'énergie sous la forme d'ondes RF qui constituent le signal enregistré en RMN.

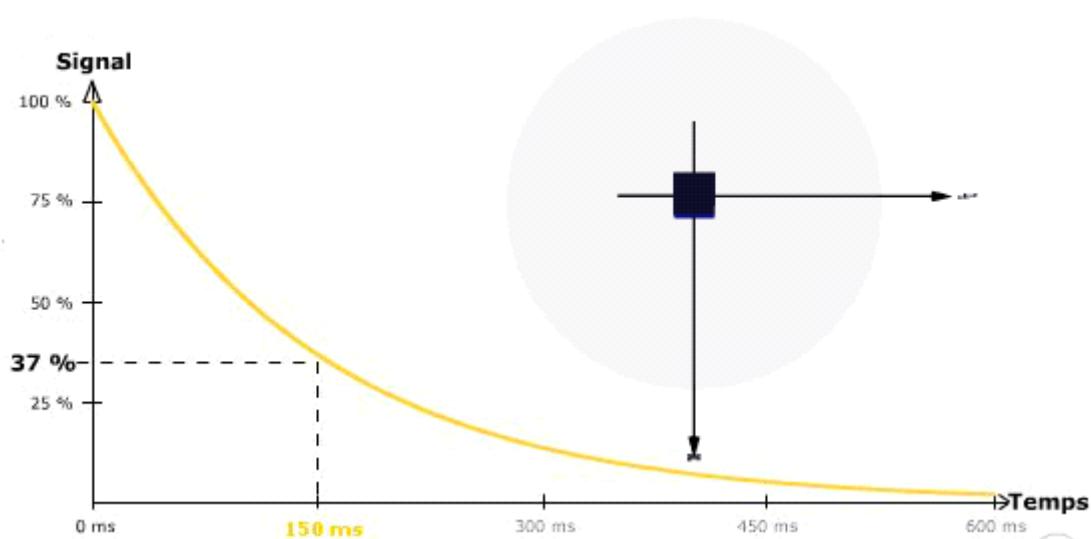
Elle se décompose en 2 phénomènes obéissant à des mécanismes très différents : la relaxation longitudinale qui correspond à la repousse de la composante longitudinale, et la relaxation transversale, qui correspond à la chute de l'aimantation transversale.



La repousse longitudinale correspond au retour au niveau de basse énergie ("parallèle") des spins excités. C'est la relaxation spin-réseau. La croissance de l'aimantation longitudinale lors de la relaxation suit une courbe exponentielle . Elle est caractérisée par le temps T1. Le T1 correspond au temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale retourne à 63 % de sa valeur finale. Le temps T1 est de l'ordre de 200 à 3000 ms pour un champ de 1,5 Tesla. Il est caractéristique des tissus et dépend de la mobilité des molécules où sont engagés les noyaux d'hydrogène. Le temps T1 est plus court pour de grosses molécules.



La relaxation transversale est due au déphasage des spins : le déphasage est lié aux interactions spins-spins qui créent des hétérogénéités de champ, et donc de fréquence de précession. Les spins n'ayant pas exactement la même fréquence, ils se déphasent rapidement. Cette chute de l'aimantation transversale suit une courbe exponentielle décroissante caractérisée par le temps T2 . Le T2 correspond au temps mis par l'aimantation transversale pour revenir à 37 % de sa valeur initiale. **La relaxation transversale est beaucoup plus rapide que la relaxation longitudinale : T2 est toujours plus court ou égal à T1.**



2.12. Instrumentation IRM et sécurité

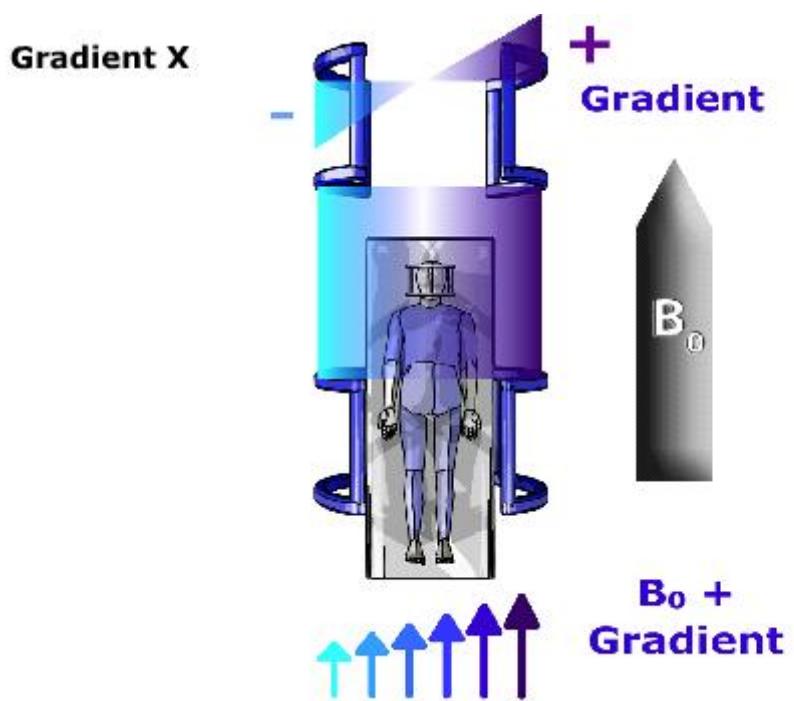
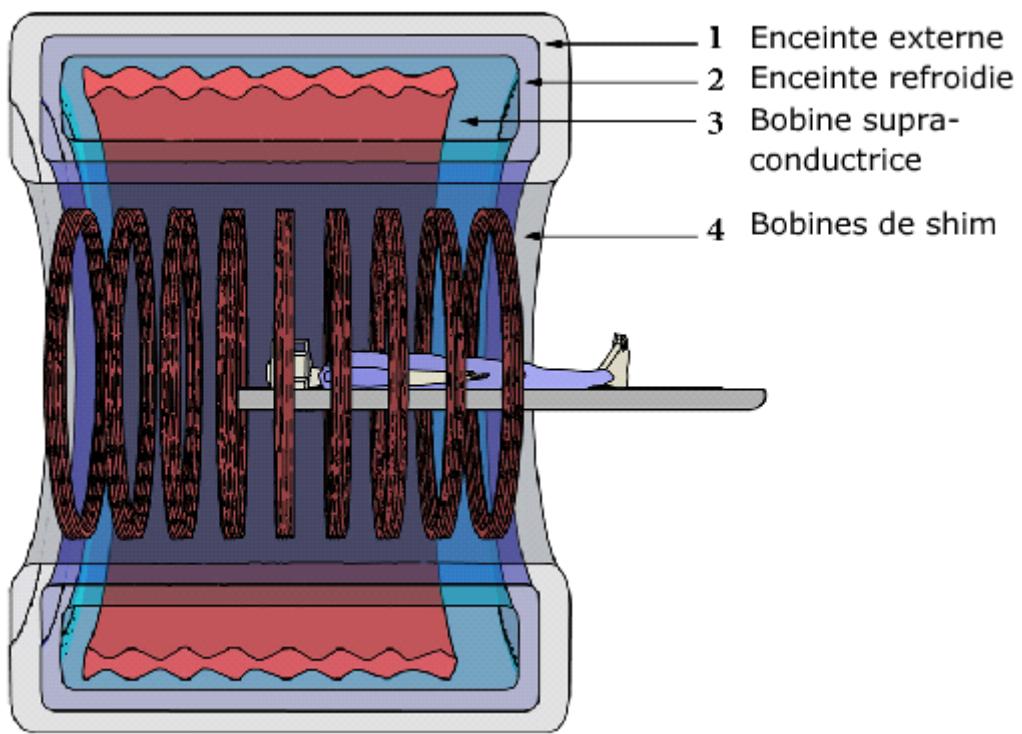
2.12.1. Aimant principal

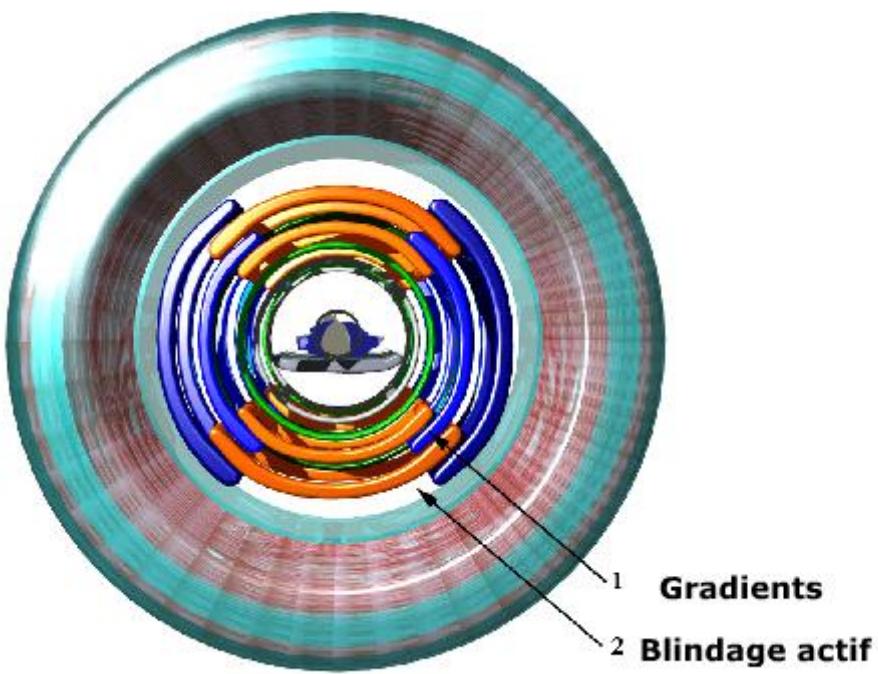
L'aimant principal permet de créer le champ magnétique statique à l'origine d'une aimantation macroscopique mesurable.

- **Types d'aimants**

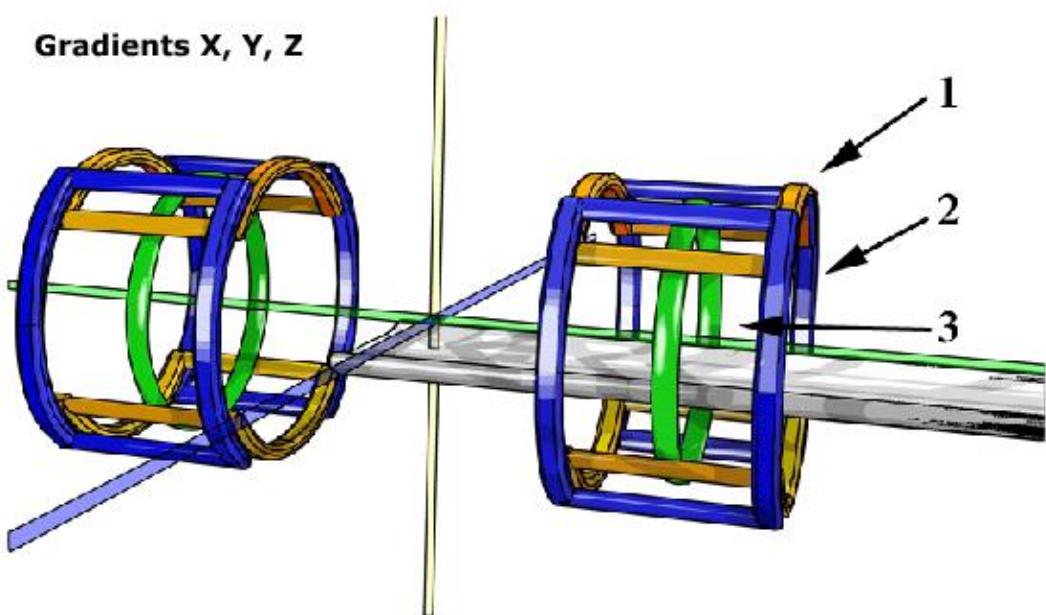
C'est principalement le type et la forme de l'aimant principal qui vont déterminer la forme de l'IRM : IRM fermée de type tunnel ou IRM ouverte.

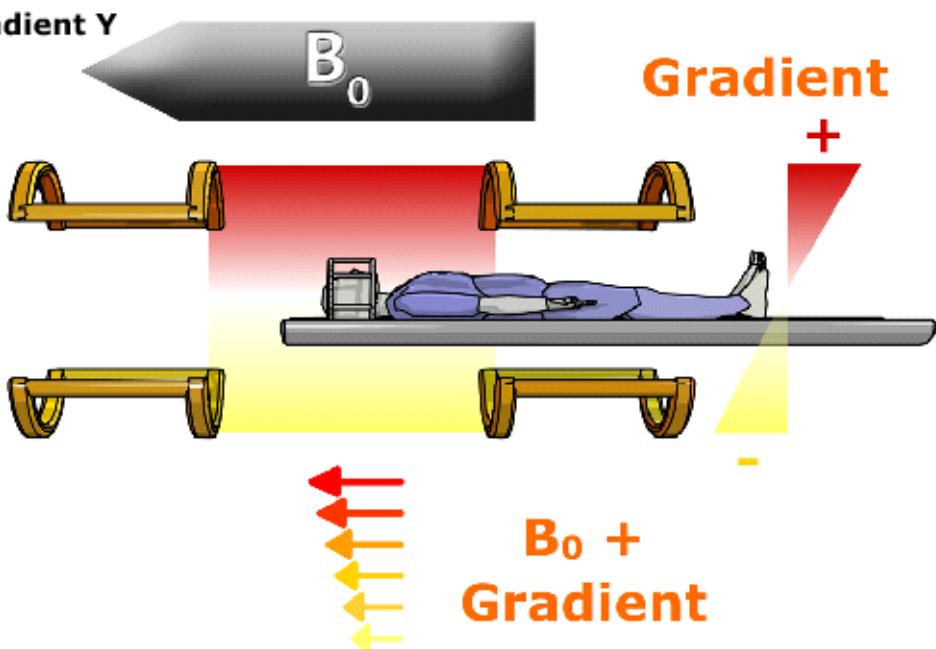
Les aimants les plus couramment employés sont **les électro-aimants supraconducteurs**. Ils sont constitués d'une bobine rendue supraconductrice grâce à un refroidissement par **hélium liquide, entouré d'azote liquide**. Ils permettent d'obtenir des champs magnétiques intenses et homogènes mais sont chers et doivent être entretenus régulièrement (recharge de la cuve d'hélium notamment).





Gradients X, Y, Z





Les aimants supraconducteurs disposent de systèmes de sécurité en cas de perte de la supraconductivité, associée à un échauffement et une évaporation rapide de l'Hélium liquide qui se transforme en un très grand volume d'Hélium gazeux (Quench) : conduite d'évacuation des gaz, surveillance du pourcentage d'oxygène et de la température dans l'enceinte de l'IRM, ouverture de la porte vers l'extérieur (surpression à l'intérieur de la salle). Il existe en effet un risque de brûlure par le froid et d'asphyxie en cas de Quench.

Ces aimants fonctionnent en permanence. Afin de limiter les contraintes d'installation de l'aimant, l'appareillage comprend un blindage passif (métallique) ou actif (bobine supraconductrice externe dont la direction du champ est opposée à celle de la bobine interne) pour limiter l'extension des lignes de champ magnétique vers l'extérieur.

Pour les **IRM à bas champ**, on utilise également :

des électro-aimants résistifs, moins chers et d'entretien plus aisés que les aimants supraconducteurs, ils sont beaucoup moins puissants, consomment plus d'énergie et nécessitent un système de refroidissement.

des aimants permanents, de forme variable, composés d'éléments métalliques ferromagnétiques. Ils ont l'avantage d'être peu coûteux et d'entretien facile, mais sont par contre très lourds et de faible intensité.

Afin d'obtenir un champ magnétique le plus homogène possible, il est impératif de réaliser un réglage fin de l'aimant ("shimming"), soit passif à l'aide de pièces métalliques déplaçables, soit actif grâce à de petits bobines électromagnétiques réparties dans l'aimant.

- **Caractéristiques de l'aimant principal**

Les caractéristiques essentielles d'un aimant sont :

*son type, comme vu précédemment

*L'intensité du champ produit, mesurée en Tesla (T). En pratique clinique courante, elle varie entre 0,2 et 3,0 T. En recherche des aimants ayant des intensités de 7 T voire de plus de 11 T

sont utilisés.

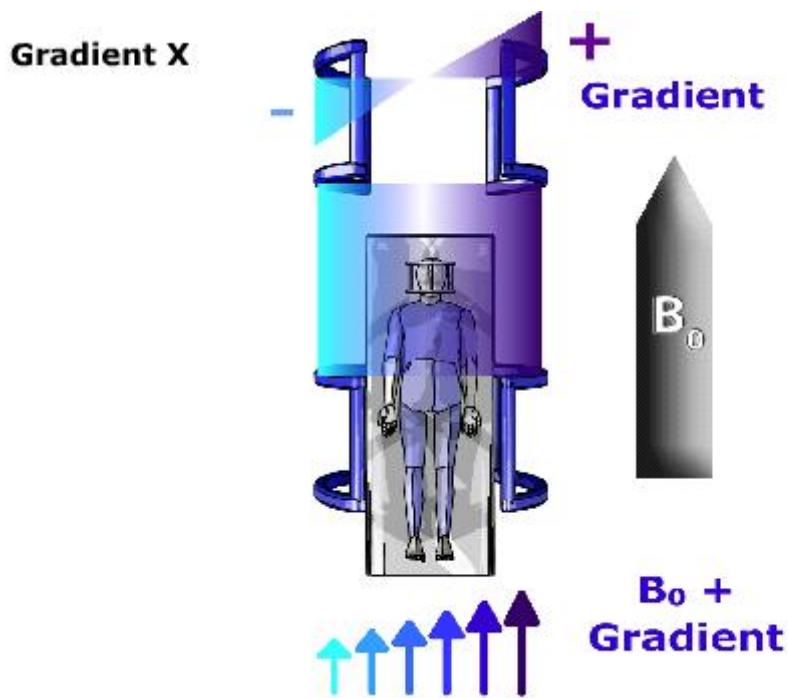
*son homogénéité

2.12.2. Gradients de champ magnétique

Les gradients de champ magnétique sont nécessaires au codage spatial du signal.

Ils doivent réaliser une variation linéaire de l'intensité du champ magnétique le long d'une direction de l'espace. Cette variation d'intensité de champ magnétique s'ajoute au champ magnétique principal, ce dernier étant bien plus puissant. **Elle est créée par des paires de bobines, disposées dans chacune des directions de l'espace.**

La direction du champ magnétique n'est pas modifiée. En s'additionnant à B_0 , ils entraînent **une variation d'amplitude du champ magnétique total qui est linéaire, dans la direction où ils sont appliqués**. On peut considérer que leur action est homogène sur un plan qui est perpendiculaire à la direction d'application. Cela modifie la fréquence de précession des protons, proportionnellement à l'intensité du champ magnétique auquel ils sont soumis [conformément à l'équation de Larmor; **plus le champ est intense, plus ils précessent vite**]. Cette variation de fréquence de précession est également responsable d'une variation et d'une dispersion des phases des spins.



- **Caractéristiques des gradients :**

Les performances des gradients sont en rapport avec :

leur amplitude maximale (variation de champ magnétique en mT/m), qui détermine la résolution spatiale maximale (épaisseur de coupe et champ de vue)

leur pente, qui correspond à leur rapidité de commutation : une forte pente est nécessaire pour basculer rapidement les gradients et permettre les séquences d'imagerie ultra-rapide de type écho planar (EPI)

leur linéarité, qui doit être la plus parfaite possible au sein du champ d'exploration.

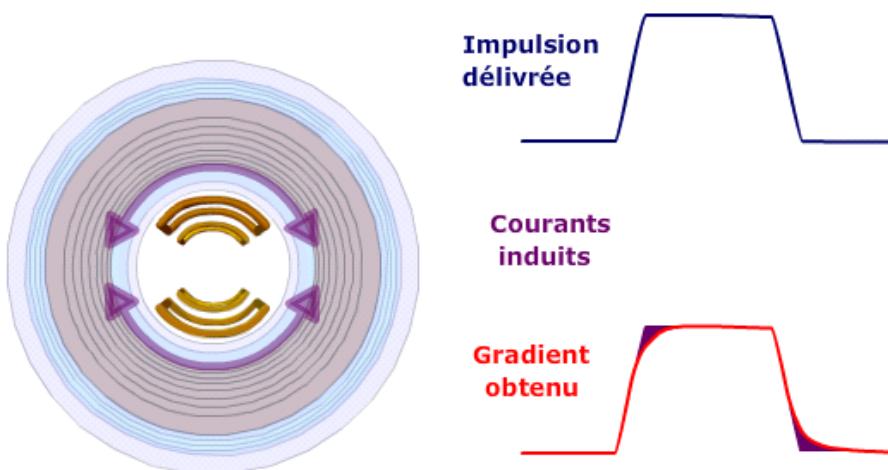
- **Courants de Foucault :**

Lors des montées et descentes de gradients, des courants induits peuvent se créer dans les matériaux conducteurs à proximité des bobines de gradients (enveloppe cryogénique, fils électriques, antennes, bobines d'homogénéisation...). Ces courants induits (Courant de Foucault, Eddy current) vont s'opposer au champ des gradients et dégrader leur profil.

Pour lutter contre ces courants induits, plusieurs méthodes sont employées:

Le blindage actif des bobines de gradients

L'optimisation du profil du courant électrique envoyé aux bobines de gradient lors de la montée et de la descente afin de compenser les courants de Foucault.



Par ailleurs, les commutations de gradients sont à l'origine de forces de Lorentz qui entraînent des vibrations des bobines de gradients et de leurs supports. Ces vibrations sont la principale source du bruit caractéristique de l'IRM.

2.13. Chaîne radiofréquence

- **Eléments constitutifs**

La chaîne radiofréquence comprend l'ensemble des nombreux éléments participant à l'émission et à la réception des ondes radiofréquences, qui interviennent dans l'excitation des noyaux, la sélection des coupes, lors de l'application des gradients et pour l'acquisition du signal.

Les antennes sont un élément déterminant de la performance de la chaîne radiofréquence. En émission, l'objectif est de délivrer une excitation uniforme dans tout le volume exploré. En réception, les antennes doivent être sensibles et avoir le meilleur rapport signal / bruit possible.

Une IRM contient en général une antenne "corps entier", située dans la coque de la machine et couvrant l'ensemble du volume de façon homogène.

Les antennes de surface ont un volume sensible plus restreint en profondeur et plus hétérogène, mais offrent un meilleur rapport signal / bruit et des possibilités d'imagerie à plus haute résolution car placées au contact de la zone d'intérêt. La combinaison d'antennes de surface en réseau phasé améliore l'homogénéité et le volume sensible des antennes tout en conservant l'avantage d'un meilleur rapport signal / bruit, au prix d'un traitement des signaux plus complexe. Les antennes en quadrature disposent de deux canaux perpendiculaires, ce qui permet d'obtenir une meilleure réception, et aussi d'optimiser l'émission RF et la dose d'énergie RF déposée dans le patient.

En fonction des constructeurs et du type d'antenne, certaines antennes peuvent être émettrices, réceptrices ou les deux.

La chaîne radiofréquence comprend également les convertisseurs analogique-digital et le spectromètre pour le recueil et l'analyse du signal.

- **Optimisation de la chaîne RF**

L'optimisation de la chaîne radiofréquence est réalisée en plusieurs étapes, de façon automatisée, avant d'effectuer une séquence d'imagerie :

réglage de la fréquence de Larmor exacte, qui est légèrement modifiée du fait de la présence du patient dans le champ magnétique

réglage de la puissance en émission, fonction du poids du patient et de l'antenne d'émission, afin d'obtenir les angles de bascule souhaités

ajustement du gain en réception, pour éviter une saturation du signal ou à l'opposé, une mauvaise amplification responsable d'une dégradation du rapport signal / bruit.

- **Cage de Faraday**

La fréquence de résonance des protons étant très proche de celle des ondes utilisées pour la radiophonie publique et la bande FM, **l'appareil d'IRM est placé dans une cage de Faraday** pour l'isoler des signaux RF extérieurs qui pourraient altérer le signal.

La cage de Faraday, en cuivre, englobe complètement l'IRM. Les ouvertures au travers de cette cage doivent être étudiées de façon spécifique pour éviter d'annihiler l'efficacité du blindage.

2.14. Informatique

La coordination des différentes étapes de l'examen et des séquences, le spectromètre, la reconstruction des images et leur post-traitement sont contrôlés par un système informatique interne et par les consoles d'acquisition et de post-traitement.

La rapidité de traitement et l'ergonomie sont les critères de performance essentiels de l'équipement informatique d'un appareillage IRM.

- **Métal et champ magnétique**

En raison de la présence d'un champ magnétique intense, certains matériaux peuvent présenter un risque fonctionnel voire vital :

Effet projectile (attraction par le champ magnétique statique et accélération avec des vitesses pouvant atteindre plusieurs mètres par secondes) : matériel ferromagnétique (En cas de doute sur le caractère ferromagnétique d'un objet métallique, on peut réaliser un test à l'aide d'un petit aimant)

Déplacement de corps étrangers métalliques intra-corporels : Corps étranger métallique intraoculaire (travailleur des métaux, antécédent de traumatisme oculaire balistique), anciens clips vasculaires intra-crâniens

Perturbation du fonctionnement de certains matériels : stimulateur cardiaque, neurostimulateurs, implant cochléaire, valves de dérivation

Concernant les prothèses, les matériaux non ferromagnétiques sans activité électrique (titanium et ses alliages, nitinol, tantalum, etc.) ne présentent pas de risque particulier en rapport avec le champ magnétique. Pour les prothèses faiblement magnétiques (matériel orthopédique), un délai de 6 à 8 semaines est recommandé afin d'éviter tout déplacement de matériel.

Les valves cardiaques sont en général magnéto-compatibles.

Dans tous les cas, il est conseillé de vérifier la magnétocompatibilité du matériel notamment si l'on travaille à très haut champ : certains dispositifs ne présentent pas de risque à 1,5 T mais peuvent être dangereux à plus haut champ.

- **Intensité et variation des gradients**

La commutation rapide des gradients de champ magnétique peut déclencher une neurostimulation périphérique et des fibrillations musculaires. La stimulation au niveau cardiaque, potentiellement dangereuse, survient à un niveau plus élevé que pour les muscles périphériques.

Les séquences les plus susceptibles d'entraîner ce type d'effet secondaire sont les séquences écho-planar, qui sollicitent le plus les gradients, avec des montées et descentes de gradients à hautes fréquences et de fortes intensités.

- **RF and SAR**

Le Taux d'Absorption Spécifique (TAS ou SAR : Specific Absorption Rate) correspond à la quantité d'énergie radiofréquence déposée dans le patient, qui peut être responsable d'un échauffement. Il est mesuré en W/kg (d'où la nécessité de préciser le poids du patient avant l'examen).

Le TAS est proportionnel au carré de l'intensité du champ magnétique statique et au carré de l'angle de bascule. On peut le diminuer :

en utilisant des antennes en quadrature et de volume d'émission plus restreint

en optimisant les paramètres de séquence (augmentation du TR, réduction du nombre de coupes, de l'angle de bascule, de la longueur du train d'échos)

Il existe des normes de TAS qui limitent la dose maximale acceptable pour l'exploration IRM d'un patient (Norme IEC 601-2-33). Les normes de sécurité visent à ce qu'aucun tissu ne subisse une élévation de température supérieure à 1°C.

L'autre risque des radiofréquences est celui de brûlures cutanées provoquées par le courant induit dans une boucle conductrice. Ces brûlures peuvent survenir au contact de câbles électriques constituant une boucle (monitorage ECG en particulier), de pièces métalliques (patchs cutanés, piercings, appareil dentaire) ou en cas de contact cutané (mains sur le ventre, contact des mollets).

- **SAR (Specific Absorption Rate)**

La valeur de la SAR en W/kg est du type :

Avec :

B_0 = amplitude du champ magnétique statique

B_1 = amplitude de l'impulsion RF

α = angle de bascule

D = rapport cyclique (fraction de la durée de la séquence pendant laquelle sont émises les ondes RF)

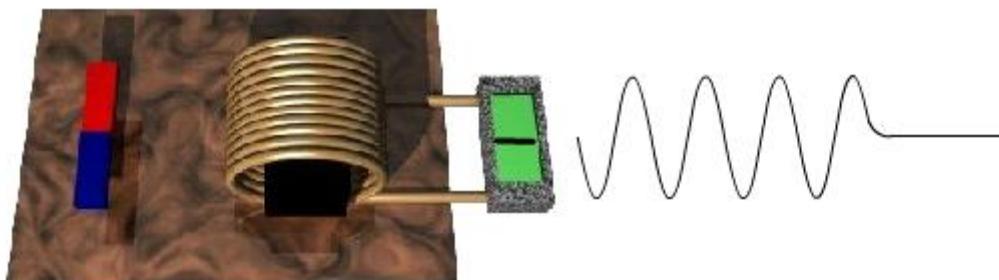
ρ = densité

3. Signal RMN et Contraste de base

3.1. Enregistrement du signal en IRM

On peut comparer un vecteur d'aimantation à un dipôle c'est-à-dire à un petit aimant. Un aimant qui tourne de manière perpendiculaire à une bobine crée un champ électrique mesurable que l'on peut représenter sous la forme d'une courbe sinusoïdale.

Les antennes en IRM remplissent le rôle de bobine. Elles peuvent être émettrices et/ou réceptrices. Elles ne peuvent recueillir que les variations du vecteur d'aimantation transversale. En effet, elles ne peuvent enregistrer que des moments magnétiques en mouvement, or l'antenne est placée de manière parallèle à B_0

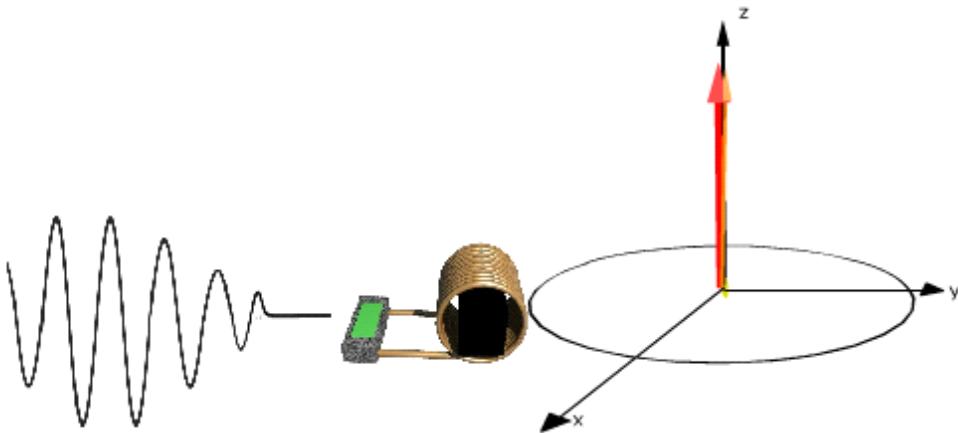


Une impulsion RF de 90° entraîne une bascule du vecteur d'aimantation tissulaire global ("aimantation nette") correspondant à une disparition de l'aimantation longitudinale et à l'apparition d'une aimantation transversale.

Après arrêt de l'impulsion RF, survient le phénomène de relaxation, c'est-à-dire une chute de

l'aimantation transversale et une repousse de l'aimantation longitudinale.

Grâce à un équivalent de bobine (antenne) on peut enregistrer le vecteur magnétique transversal en mouvement. C'est une sinusoïde de fréquence constante amortie par une exponentielle de temps. Cette sinusoïde amortie est appelée "signal de précession libre" (FID : Free Induction Decay).



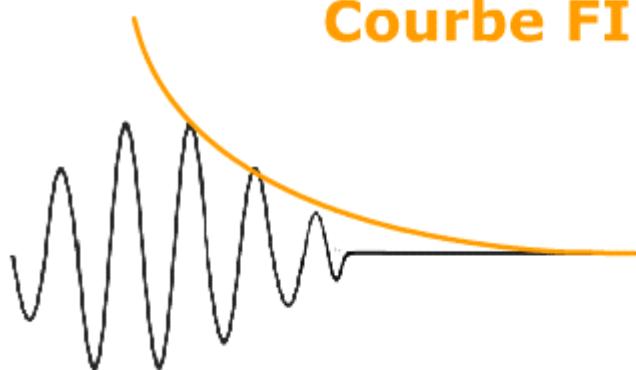
L'enveloppe de la FID est une exponentielle décroissante en $T2^*$ et non en $T2$ car cette courbe est influencée par deux types d'hétérogénéité du champ magnétique :

Une hétérogénéité des champs d'origine moléculaire (qui isolée est responsable de la décroissance transversale dite $T2$)

Et une hétérogénéité du champ B_0 à l'échelle microscopique (constante au cours du temps) qui accélère la décroissance transversale (dite $T2^*$).

Le $T2^*$ est donc toujours plus court que le $T2$: après une impulsion RF de 90° le signal décroît plus vite qu'il ne le devrait.

Courbe FID ($T2^*$)



3.2. Impulsion 180°

Son rôle est de rétablir la cohérence de phase et de s'affranchir des hétérogénéités de champ constantes.

En effet, après l'impulsion de 90° , les protons perdent leur cohérence de phase lors de la relaxation spin-spin. Ce déphasage se traduit par une diminution de l'aimantation transversale.

Si on applique une impulsion de 180° après une impulsion de 90° les protons qui précessaient les derniers précessent les premiers et inversement ce qui rétablit la cohérence de phase (rephasage).

Pour comprendre ce rephasage, on utilise souvent la métaphore du lapin et de la tortue :

Le départ correspond au début de la relaxation. Le lièvre et la tortue sont côté à côté (en phase)

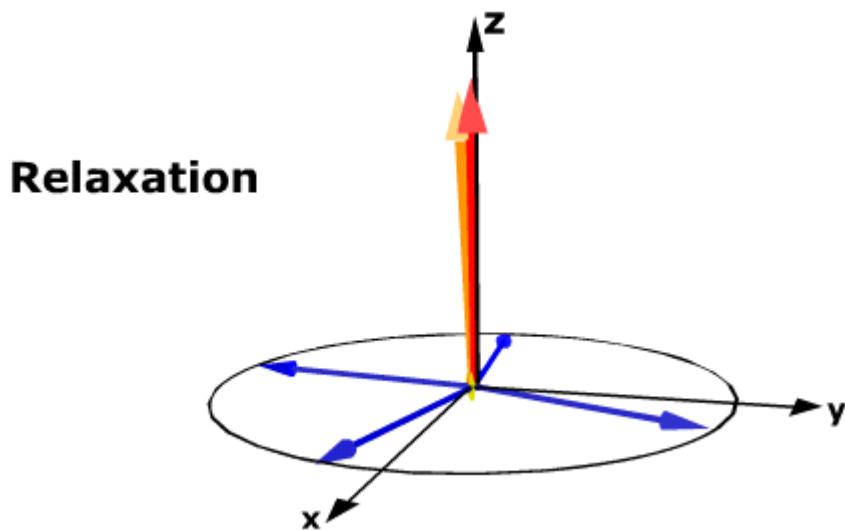
Le lièvre court plus vite que la tortue et la dépasse : les deux se déphasent

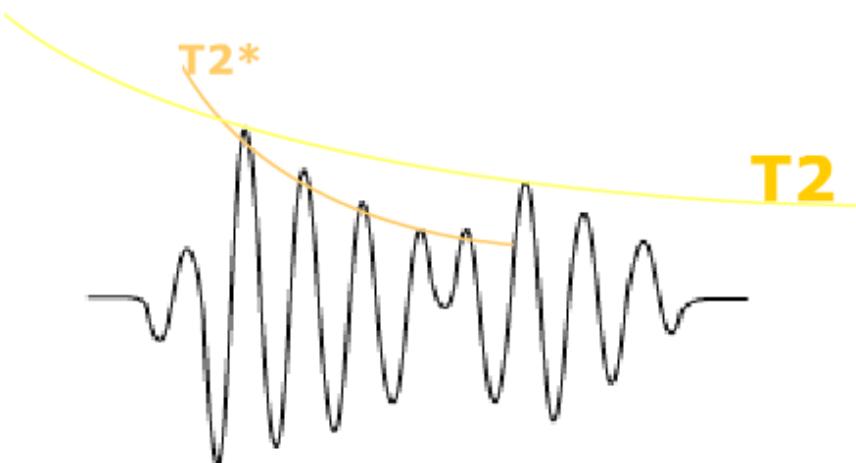
Puis on ordonne à chacun de faire demi-tour (c'est l'impulsion 180°)

Bien que les deux courrent à des vitesses différentes, ils arrivent en même temps à la ligne d'arrivée : ils se sont rephasés

L'impulsion de 180° rétablit la cohérence de phase : les spins qui avaient commencé à se déphaser vont refaire le chemin en sens inverse (mais en tournant toujours dans le même sens) pour se rephaser avant de se déphaser à nouveau.

On constate cependant que le vecteur d'aimantation transversale lors du rephasage ne récupère pas le maximum de sa valeur (comme si le lièvre et la tortue s'arrêtaient ensemble, mais avant la ligne d'arrivée) : en effet l'impulsion de 180° permet de neutraliser les hétérogénéités constantes de champ (hétérogénéités propres de B_0 ...), mais ne neutralise pas les hétérogénéités d'origine moléculaire : l'atténuation du signal correspond donc aux propriétés T2 du tissu. On peut enregistrer le signal émis à l'aide de l'antenne : l'impulsion de 180° permet d'enregistrer la décroissance T2 du signal.





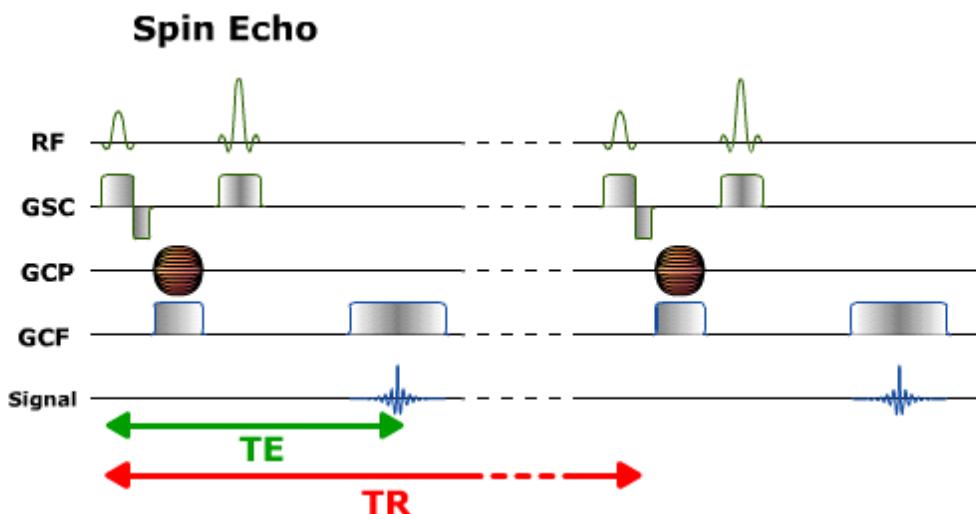
3.3. Echo de spin, TR, TE

La répétition d'impulsions $90^\circ - 180^\circ$ constitue la base de la séquence en écho de spin.

Cette séquence écho de spin (spin-écho) est fondée sur deux paramètres fondamentaux :

Le temps d'écho (TE) : temps entre l'impulsion de 90° et le recueil de l'écho de spin. On notera que l'impulsion 180° est émise à $\text{TE}/2$.

Le temps de répétition (TR) : temps écoulé entre deux impulsions de 90° .



3.4. TR et pondération T1

Chaque tissu a des comportements différents selon la pondération T1 ou T2 d'un signal.

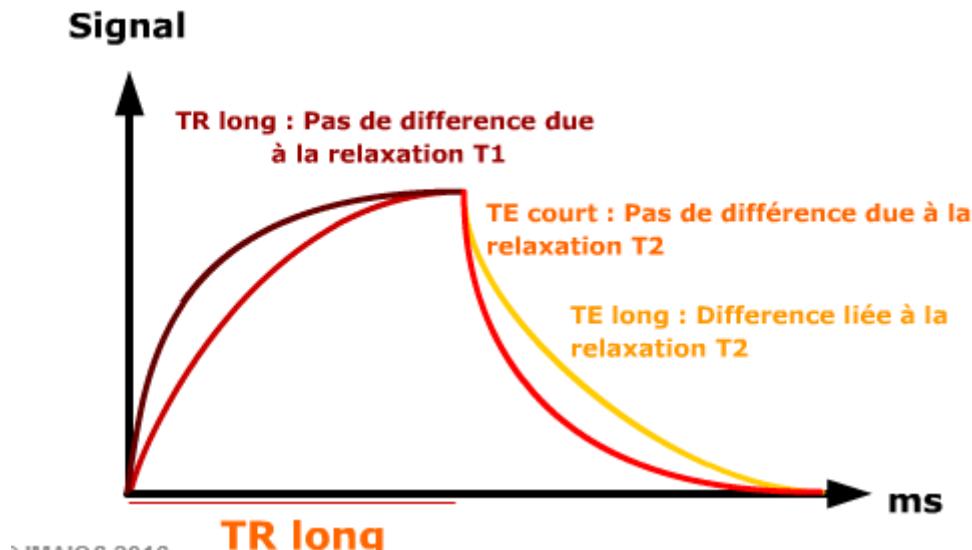
Le T1 correspond au temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale ait retrouvé 63% de son amplitude initiale, après avoir été basculée de 90° . Il permet de donner un ordre de grandeur de la repousse longitudinale d'un tissu. Le temps T2 correspond au délai pour que le tissu revienne à 37% de son aimantation transversale après une onde RF de 90° .

On ne peut pas enregistrer directement la repousse longitudinale. C'est pour cela que l'on répète l'impulsion RF 90°

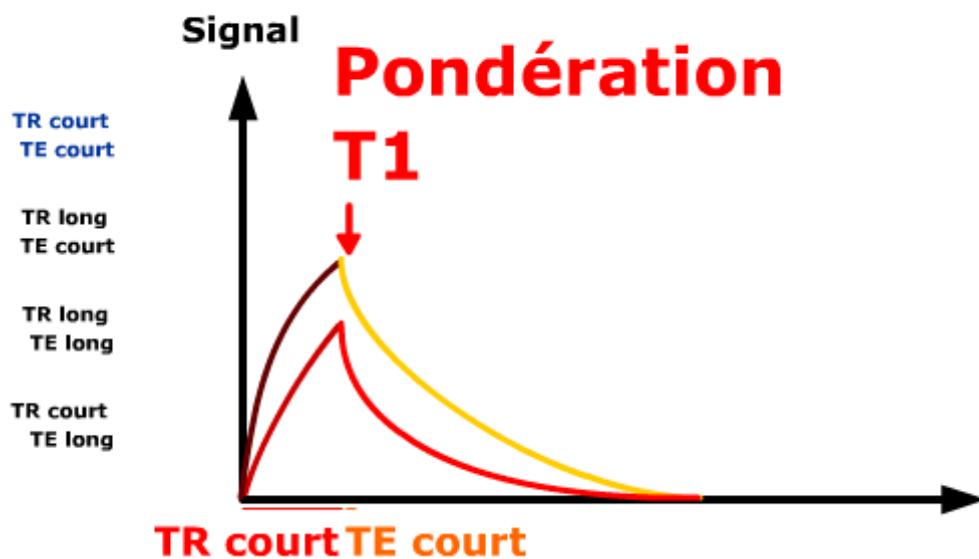
3.5. TE et pondération T2

La pondération T2 d'une image est plus facile à comprendre : Il faut appliquer un TR long pour ne pas avoir de pondération T1 et il faut employer un TE long pour avoir le temps d'enregistrer un signal différent du à la différence d'aimantation transversale (due au déphasage des spins pour mémoire...).

Pour avoir une image pondérée T2, il faut un TR long et un TE long.



3.5.1. Pondération signal - Récapitulatif



- Pour résumer :

Un TR court et un TE court donnent une image pondérée T1

Un TR long et un TE long donnent une image pondérée T2

Un TR long et un TE court donnent une image pondérée en densité de proton (DP ou rho),

c'est-à-dire peu influencée par le T1 comme par le T2.

Le signal RMN d'un tissu varie donc selon ses caractéristiques T1, T2 et sa densité protonique (Rho) (l'air n'a pas de signal RMN car la densité protonique y est trop faible)

Le tableau suivant donne les principales caractéristiques des tissus en IRM.

On note que :

Une substance avec un T1 long et un T2 long (ex : eau) donnera un hyposignal T1 et un hypersignal T2

Une substance avec un T1 court et un T2 long donnera un hypersignal T1 et T2.

Le gadolinium raccourcit principalement le temps de relaxation T1 et donne un hypersignal T1, avec un effet moins important sur le signal pondéré T2 (hyposignal).

Valeurs indicatives des temps de relaxation T1 et T2

	T1 en ms	T2 en ms
Eau	3000	3000
Substance grise	810	100
Substance blanche	680	90
Foie	420	45
Graisse	240	85
Gadolinium	Raccourtit le T1 et le T2 des tissus à proximité.	

En pratique courante, on peut garder en mémoire les ordres de grandeur suivants :

TE est toujours inférieur à TR

TR court : de l'ordre du T1 le plus court d'un tissu : en général < 500 ms

TR long : 3 fois un TR court : en général > 1500 ms

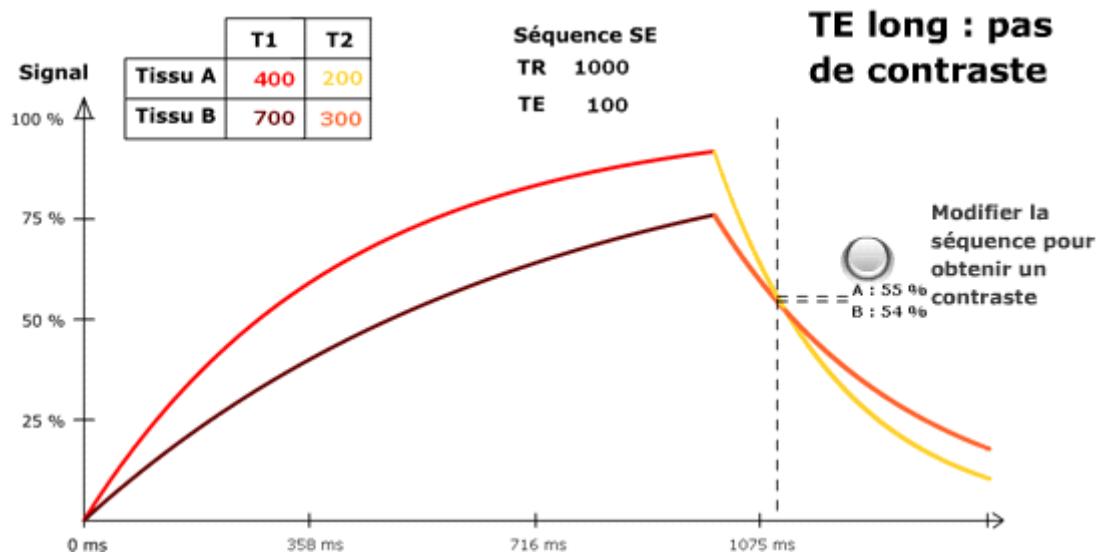
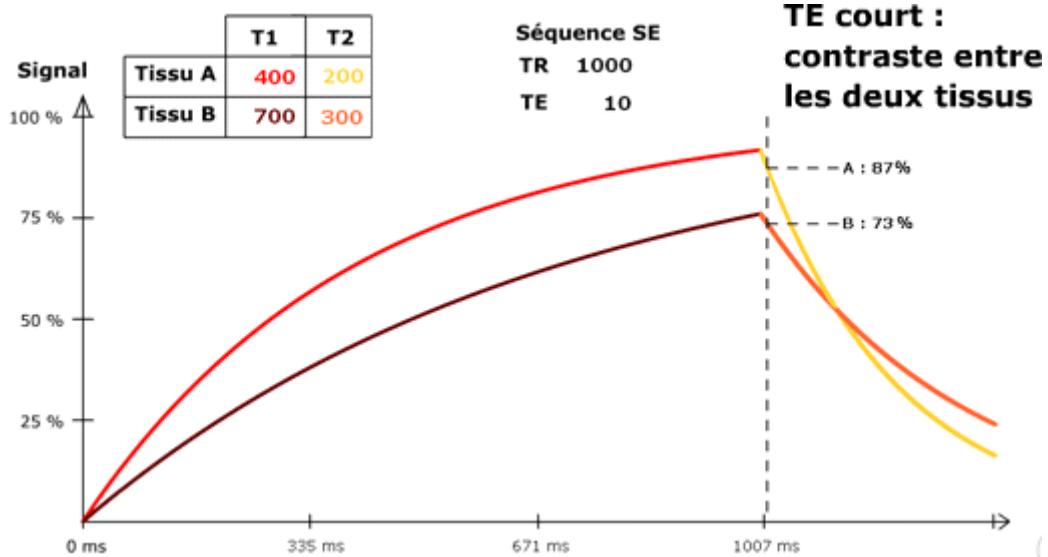
TE court : < 30 ms

TE long : 3 fois un TE court : > 90 ms

3.6. Contraste tissulaire

Pour obtenir une image en IRM, il faut obtenir un contraste entre les différents tissus.

Ce contraste s'obtient par comparaison des signaux de différents tissus en séquences pondérées T1, T2 ou rho.



Deux tissus pourront être différenciés avec une certaine pondération, mais pas avec une autre. Sur la console, les images seront interprétées en fonction des contrastes entre différents tissus. L'intensité du signal est traduite en niveaux de gris en fonction de la fenêtre de visualisation. Un signal très faible ou nul correspond à un gris foncé ou noir. Un signal très élevé se traduit par un gris clair voire du blanc pour les signaux les plus élevés. Ces informations sont interprétées en fonction de la pondération de la séquence (T1, T2, T2* ou rho).



Pratiquez une IRM sur la Joconde



Séquence pondérée T1

Les caractéristiques T1 des tissus correspondent à la peinture rouge. Ces caractéristiques sont étudiées par contraste entre les différents rouges : ex : la peau est plus rouge que les cheveux.

Vous noterez que certains tissus conservent des nuances de jaune : l'image est aussi modifiée par les caractéristiques T2 du tissu : l'image est dite "pondérée"



Voir l'aspect sur une console d'IRM



TR court et TE court : image pondérée T1

L'image est en **niveaux de gris**. L'observateur sait que l'image est pondérée T1 grâce aux **paramètres** de la séquence et interprète en fonction le contraste entre les tissus.

Par exemple, la peau est en hypersignal T1 par rapport aux cheveux, son T1 est donc plus court...



Appliquez une séquence
en pondération T2



Séquence pondérée T2

Les caractéristiques T2 des tissus correspondent à la peinture jaune. Ces caractéristiques sont étudiées par contraste entre les différents jaune : ex : la peau est moins jaune que les cheveux.

Vous noterez que certains tissus conservent des nuances de rouge : l'image est aussi modifiée par les caractéristiques T1 du tissu : l'image est dite "pondérée"



Voir l'aspect sur une console d'IRM



TR long et TE long : image pondérée T2

L'image est en **niveaux de gris**. L'observateur sait que l'image est pondérée **T2** grâce aux **paramètres** de la séquence et interprète en fonction le contraste entre les tissus.

Par exemple, la peau est en hypersignal pondéré T2 par rapport aux cheveux, son T2 est donc plus court...



Appliquez une séquence en pondération rho



Séquence pondérée rho

Le contraste est principalement formé par la densité de pigment de peinture.

Il reste des nuances de rouge (T1) et de jaune (T2) car l'image est pondérée.



Voir l'aspect sur une console d'IRM

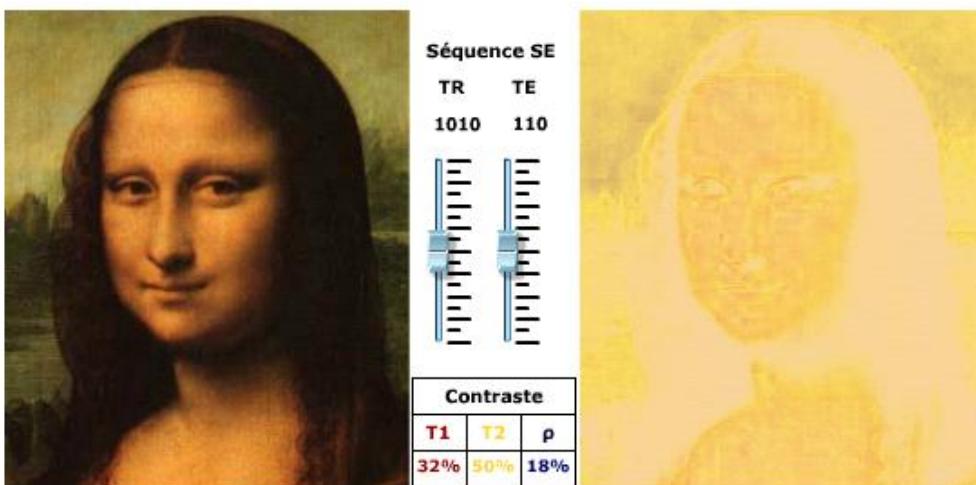


TR long et TE court : image pondérée en **densité de protons**

L'image est en **niveaux de gris**. L'observateur sait que l'image est pondérée en **rho** grâce aux **paramètres** de la séquence et interprète en fonction le contraste entre les tissus.

Par exemple, la peau est en hypersignal pondéré rho par rapport aux cheveux.

Si l'on se représente l'image IRM d'un organe comme un tableau peint uniquement avec deux couleurs, par exemple le rouge et le jaune ; le rouge correspondrait aux caractéristiques T1 de cet organe, le jaune en traduisant les caractéristiques T2 alors que la pondération rho correspondrait à la densité de pigment de peinture. En faisant varier le TR et le TE on fait ressortir l'une ou l'autre couleur du tableau.



4. Codage spatial du signal

Les différents éléments que avons nous étudiés nous permettent maintenant d'interroger les caractéristiques des noyaux d'hydrogène, comme cela est réalisé par RMN en chimie. Pour l'imagerie, il est nécessaire d'ajouter une information spatiale au signal pour attribuer une position aux différents signaux.

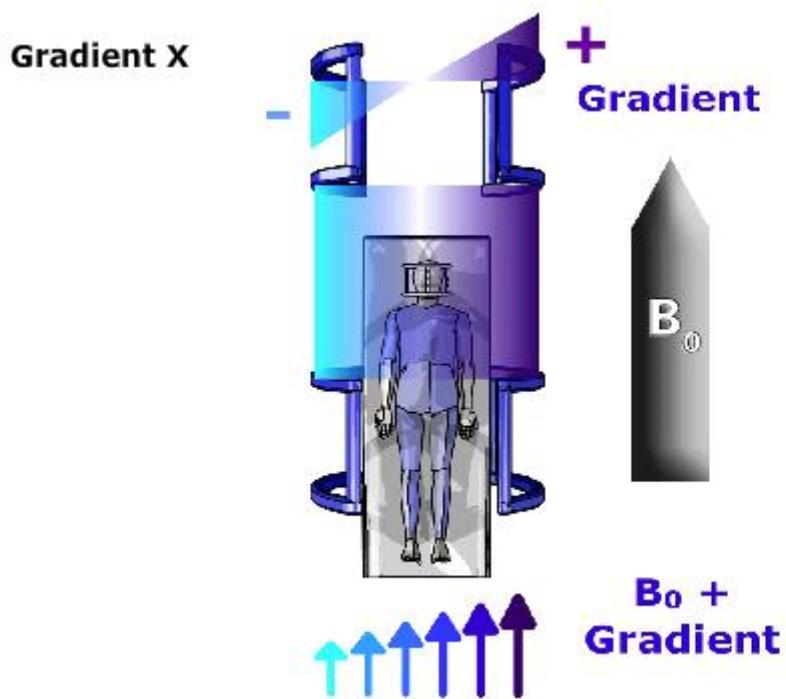
Pour cela, on choisit d'abord le plan de coupe, au sein duquel seront ensuite définies les directions horizontale et verticale. Le terme de "codage" est employé, car les informations spatiales obtenues ne sont pas des coordonnées classiques [type (x, y, z)], mais observées au travers d'un filtre ayant une spécificité spatiale. Les signaux RF recueillis devront ensuite être traités pour inverser l'action du filtre et reconstituer l'image.

4.1. Gradients de champ magnétique

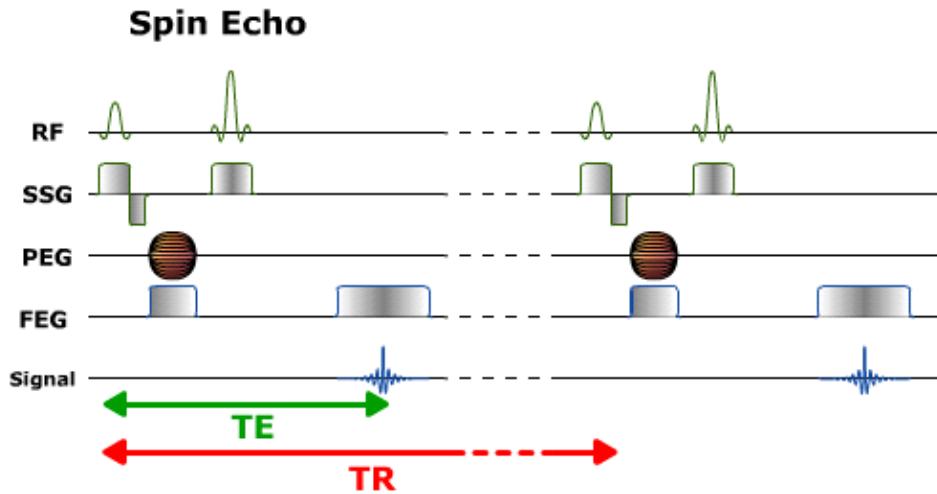
Le codage spatial repose sur l'application successive de gradients de champ magnétique.

On utilise d'abord un gradient de sélection de coupe (GSC) qui permet de sélectionner le volume anatomique qui va être exploré. A l'intérieur de ce volume, la position de chaque point sera codée verticalement et horizontalement par l'application d'un gradient de codage par la phase (GCP), et d'un gradient de codage par la fréquence (GCF).

Les différents gradients qui permettent le repérage spatial ont des propriétés identiques, mais ils sont appliqués à des moments distincts et selon des directions différentes. Cette équivalence des gradients dans les trois directions de l'espace permet de réaliser des coupes dans tous les plans de l'espace. Pour l'explication du codage spatial, nous prendrons l'exemple d'une coupe axiale. On symbolise le gradient par deux triangles adjoints par le sommet. Cela indique que le gradient est bipolaire avec une composante positive (qui s'additionne à B_0) et une composante négative (qui se soustrait à B_0).

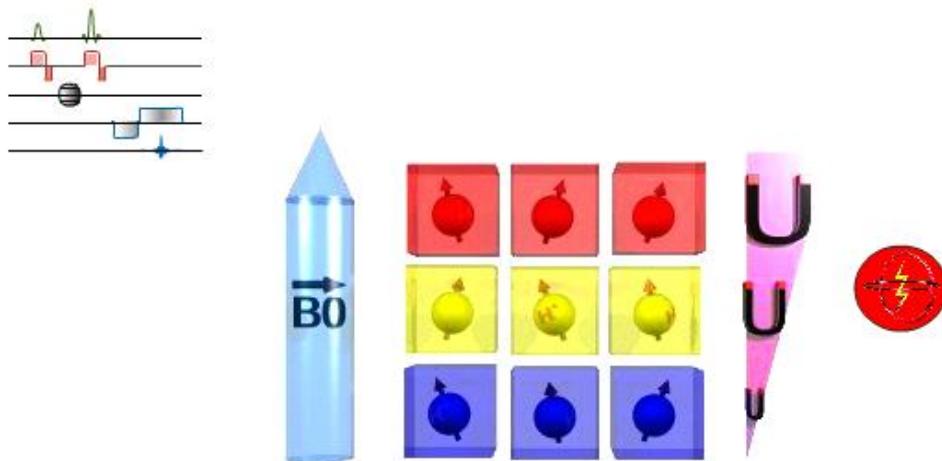


Le schéma suivant résume une séquence IRM type Echo de spin qui servira de prototype pour l'explication des gradients de sélection de coupe, de codage de phase et de codage de fréquence.

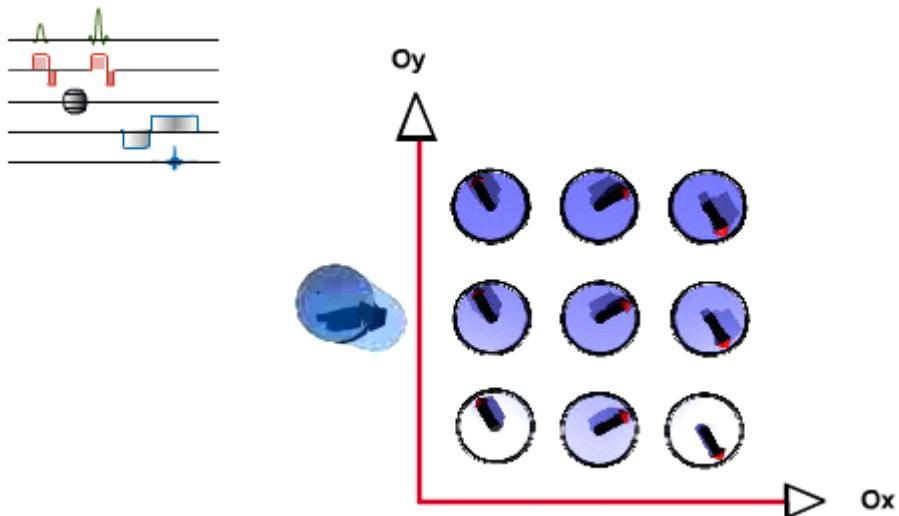


4.2. Sélection de coupe

La première étape du codage spatial consiste à sélectionner le plan de coupe. Pour cela, un gradient de champ magnétique, le Gradient de Sélection de Coupe (GSC), est appliqué dans une direction perpendiculaire au plan d'intérêt . Il s'additionne à B_0 , et les protons présentent un gradient de précession proportionnel au GSC (équation de Larmor). Simultanément, on applique une onde RF dont la fréquence est égale à celle des protons du plan d'intérêt : il en résulte une bascule de l'aimantation des seuls protons de ce plan. Tous les noyaux d'hydrogène situés en dehors du plan de coupe ne sont pas excités, et ne donneront donc aucun signal. L'onde RF, concomitante au gradient de sélection de coupe et de fréquence adaptée, est qualifiée d'impulsion sélective.



Ces protons situés dans le plan de coupe vont à nouveau être stimulés par des gradients de champ magnétique afin de coder leur position selon les directions horizontale et verticale.



- ***Epaisseur et profil de coupe***

Une impulsion RF n'a pas une fréquence unique (il faudrait pour cela qu'elle ait une durée infinie) : elle couvre une certaine bande passante, qui dépend de la forme de l'impulsion et de sa durée.

On fait varier l'épaisseur de coupe en jouant sur la largeur de la bande passante de l'impulsion selective et sur l'amplitude du gradient de sélection de coupe :

A gradient d'amplitude fixe, plus la bande passante est large, plus l'impulsion excitera un grand nombre de protons et plus la coupe sera épaisse.

A bande passante fixe, plus le gradient sera important, plus la variation de fréquence de précession dans l'espace sera grande, et plus la coupe sera fine.

Par ailleurs, la forme de l'impulsion RF dans le temps détermine également le profil de la bande passante en fréquences, et donc le profil de coupe.

- ***Précisions sur l'impulsion RF sélective :***

Lobe(s) supplémentaire(s) du gradient de sélection de coupe

Au cours de l'impulsion sélective, la bascule de l'aimantation fait apparaître une aimantation transversale qui va être soumise au gradient de sélection de coupe.

Dans le cas d'une impulsion d'excitation d'angle inférieur à 180° , le gradient de sélection de coupe va avoir un effet de déphasage des spins à cause de la dispersion de fréquence de résonance qu'il entraîne. Pour neutraliser cet effet, on applique après l'impulsion RF sélective (concomitante du gradient) un autre lobe de gradient, dans la même direction mais de sens inverse et de surface (amplitude \times temps) égale à la moitié du lobe de gradient initial.

Dans le cas d'une impulsion de 180° , les effets de déphasage se neutralisent de façon symétrique par rapport au centre de l'impulsion RF, ce qui rend inutile l'application d'un lobe de rephasage.

Par contre, le profil de coupe étant imparfait, une impulsion de rephasage de 180° , qui ne devait qu'inverser l'aimantation de spins préalablement excités, va aussi entraîner la bascule

de spins non désirés en bord de coupe. Pour éviter ce phénomène, on peut rajouter deux lobes de gradients identiques de part et d'autre de l'impulsion de 180° :

Sur l'aimantation préexistante, ces lobes vont avoir une action symétrique, avant et après l'impulsion de 180° , et vont se neutraliser

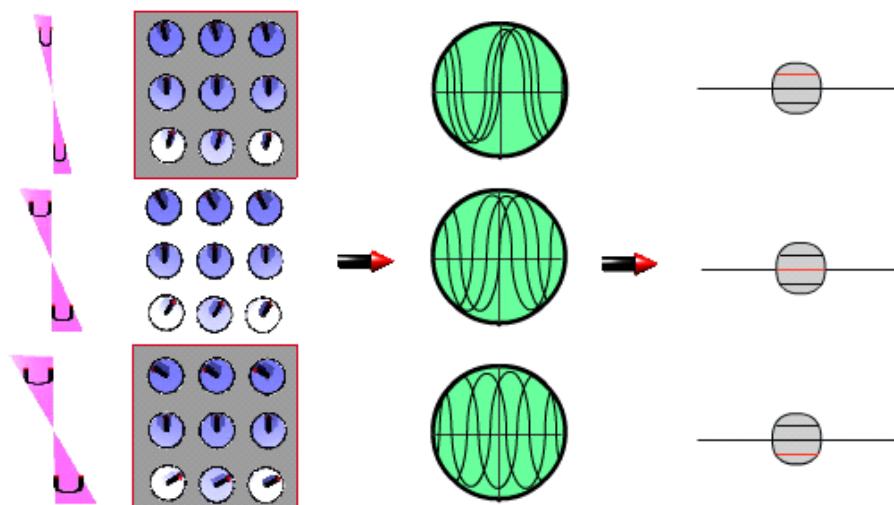
L'aimantation en bords de coupe créée par l'impulsion de 180° va être annulée par l'action du deuxième lobe supplémentaire de gradient, qui va servir à la détruire.

4.3. Codage de phase

La deuxième étape consiste à appliquer un gradient de codage de phase, que nous choisirons d'appliquer dans la direction verticale. Le gradient de codage de phase (GCP) intervient de façon limitée dans le temps. Pendant son temps d'application, il modifie les fréquences de précession des spins, ce qui induit un décalage des phases, lequel persiste à son interruption, avec pour conséquence une précession de tous les protons à la même fréquence mais avec des phases modifiées. Les protons situés sur une même ligne, perpendiculaire à la direction du gradient, auront tous la même phase. Ce décalage de phase perdure jusqu'au recueil du signal.

Lors du recueil du signal, chaque ligne de protons aura un certain décalage de phase. Cela se traduira donc par un décalage plus ou moins important de leurs signaux.

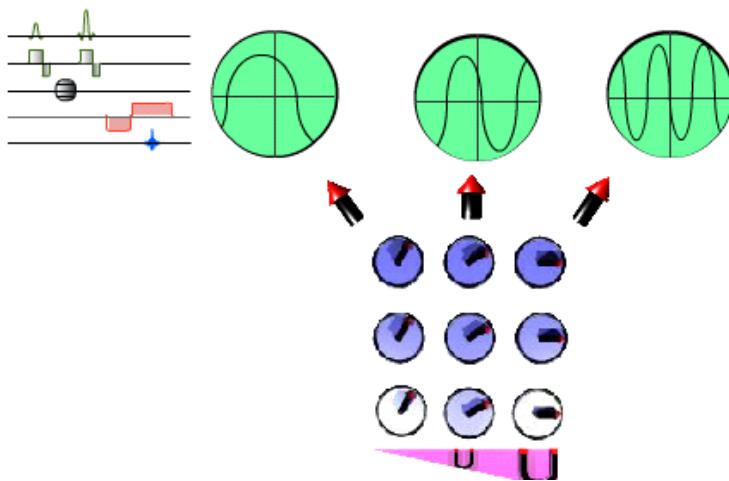
Pour obtenir une image, il est nécessaire de multiplier les acquisitions avec des décalages de phase différents, incrémentés régulièrement. Pour une séquence de spin écho comportant "n" lignes, on effectue "n" acquisitions ayant chacune un gradient de codage de phase différent



4.4. Codage de fréquence

La dernière étape du codage spatial consiste à appliquer, pendant le recueil du signal, un gradient de codage par la fréquence, selon la dernière direction (horizontale dans notre exemple). Il modifie les fréquences de précession dans la direction horizontale pendant toute la durée de son application. Cela crée donc des colonnes de protons, qui ont comme point commun une vitesse de précession identique.

Comme ce gradient est appliqué simultanément au recueil du signal, l'information en fréquence y est incluse.



- **Durée d'une séquence d'imagerie 2D**

$$\text{Durée} = \text{TR} \cdot \text{NPy} \cdot \text{Nex}$$

Avec

TR = Temps de répétition

NPy = Nombre de pas de codage de phase

Nex = Nombre d'excitations

4.5. Interprétation du codage spatial 2D

- **Sélection de coupe**

La sélection d'un plan de coupe et le codage spatial de chaque voxel nécessitent l'utilisation de gradients de champ magnétique. L'intensité du champ magnétique varie de façon régulière suivant l'axe d'application du gradient. Chaque gradient est caractérisé par son intensité (variation de champ plus ou moins grande pour la même unité de distance), sa puissance, sa direction et le moment et la durée de son application.

Le gradient de sélection de coupe permet de modifier la fréquence de précession des protons afin qu'une onde de RF ayant la même fréquence puisse les faire basculer (résonance). Le gradient de sélection de coupe est appliqué simultanément à l'ensemble des ondes de RF. Par l'intermédiaire du gradient de sélection de coupe, à la sélectivité fréquentielle de l'onde RF (bande passante) correspond une sélectivité dans l'espace (épaisseur et profil de coupe).

- **Codage de phase**

Chaque pas de codage de phase agit en quelque sorte comme un tamis qui fait ressortir les signaux horizontaux qui sont espacés régulièrement. Ce filtre est sensible à la distribution spatiale verticale des signaux dans le plan de coupe. Plus le décalage de phase est important, plus ce filtre est mince et resserré. En l'absence de codage de phase, le signal provient de toute la coupe.

C'est pour cela qu'il faut de multiples pas de codage de phase pour avoir assez d'informations pour reconstruire l'image : l'analyse des signaux obtenus avec des centaines de profils différents, correspondant à autant de peignes plus ou moins fins, permettra de reconstruire une

image (et pas uniquement composée de bandes horizontales mais de contours plus complexes). Pour réaliser ces différents pas d'encodage de phase, le gradient est appliqué avec des valeurs différentes, incrémentées de façon régulière. Il est bipolaire, c'est-à-dire qu'on utilise des gradients avec des valeurs positives et négatives, symétriques par rapport à 0. En termes de plage de "tailles de filtres", un gradient bipolaire est équivalent à un gradient qui ne serait par exemple que positif et de même amplitude de variation absolue, avec l'inconvénient pour ce dernier de devoir aller à des amplitudes positives deux fois plus élevées (d'où un plus grand déphasage et un signal de moins bonne qualité).

- **Codage de fréquence**

On peut interpréter le codage en fréquence de manière équivalente, dans la direction horizontale. Lors de l'application du gradient de codage en fréquence, le signal est numérisé à intervalles réguliers dans le temps. Chaque échantillon de signal correspond à une accumulation donnée de l'action du gradient sur l'ensemble du signal de la coupe : plus on avance dans le temps, plus le gradient aura agi longtemps sur les spins, et plus leur phase aura été modifiée. On retrouve ici l'effet filtre sensible à la distribution spatiale dans la direction horizontale (celle d'application du gradient). Pour obtenir l'équivalent d'un effet bipolaire, on applique avant la lecture du signal un demi-lobe de gradient de codage en fréquence mais en sens inverse (lobe de déphasage).

Tous les signaux d'une même coupe sont enregistrés dans l'espace K puis traités pour former une image du plan de coupe.

Alors que le codage spatial en fréquence est effectué en quelques millisecondes durant la lecture du signal, le codage spatial par la phase nécessite des répétitions de la séquence d'imagerie. En séquence d'écho de spin classique, un seul pas de codage de phase est réalisé par répétition, avec des temps de répétition TR qui peuvent atteindre 3 secondes : ce codage est donc beaucoup plus lent.

4.6. Codage spatial 3D

Les spécificités du codage spatial en IRM autorisent une imagerie 3D véritable, avec l'acquisition d'un volume d'emblée (et non pas coupe par coupe comme en TDM).

- **Particularités des acquisitions 3D**

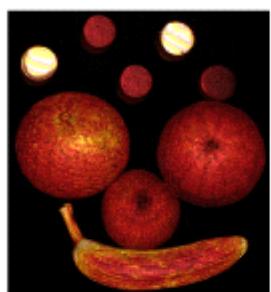
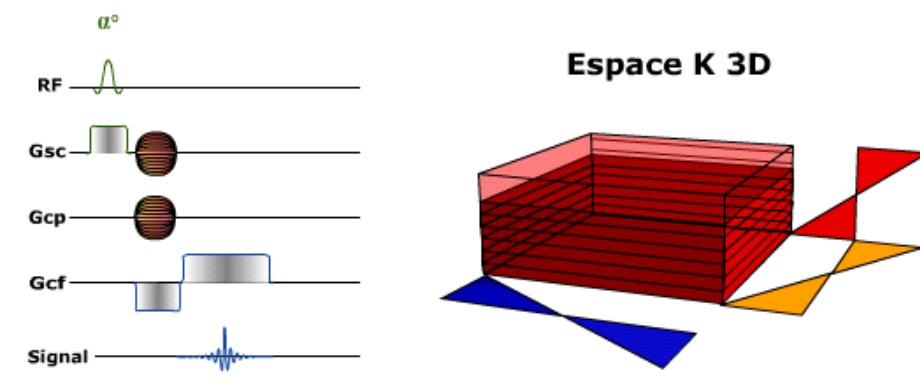
Les particularités des acquisitions tri-dimensionnelles sont :

l'excitation d'un volume complet à chaque répétition (volume = "coupe épaisse"), au lieu d'une seule coupe fine

un codage spatial en 3 dimensions en rajoutant un codage de phase dans la 3e dimension par rapport aux codages de phase et de fréquence utilisés en 2D

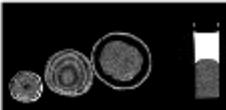
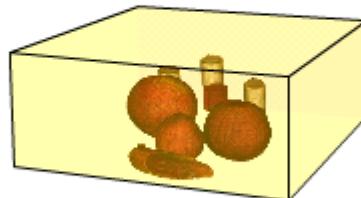
une multiplication du nombre de répétitions d'un facteur égal au nombre de "coupes" (partitions) dans la troisième dimension afin de remplir tout l'espace K 3D

une reconstruction par transformée de Fourier 3D.



© IMAIOS 2016

Volume de données



- Durée d'une séquence d'imagerie 3D

$$\text{Durée} = \text{TR} \cdot \text{NPy} \cdot \text{NPz} \cdot \text{Nex}$$

Avec

TR = Temps de répétition

NPy = Nombre de pas de codage dans l'axe y

NPz = Nombre de pas de codage dans l'axe z

Nex = Nombre d'excitations

- Conséquences de l'acquisition en 3D

Tout ceci a des conséquences sur :

le temps d'acquisition : étant donné le grand nombre d'informations à acquérir pour remplir l'espace K 3D, on utilise soit des séquences avec un TR très court (de type écho de gradient),

soit des séquences qui remplissent l'espace K plus rapidement par répétition.

la quantité de signal : à chaque répétition, le signal provient de tout le volume, et non pas d'une seule coupe. Il y a donc plus de signal enregistré et moins de "parasites". Les partitions peuvent être plus fines que les coupes 2D classiques, puisque le rapport signal/bruit est meilleur par rapport à une coupe d'épaisseur équivalente acquise en 2D.

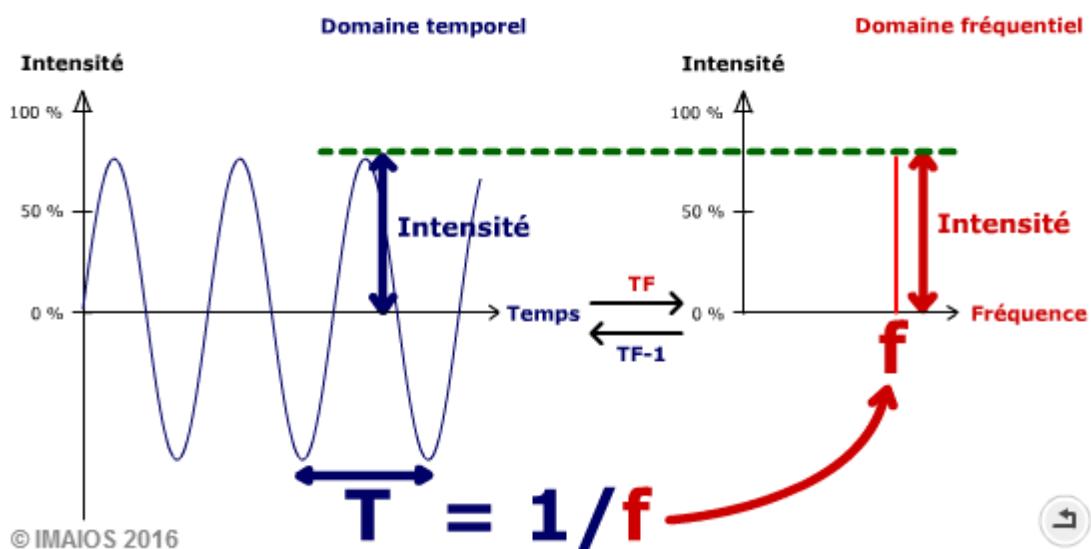
la résolution spatiale : Le volume d'intérêt est exploré en entier, sans espacement ni intervalle entre les coupes, que l'on peut reformater dans tous les plans.

les artefacts : en raison des deux codages de phase, des artefacts de repliement et de troncature peuvent se voir dans deux directions différentes.

5. Formation de l'image

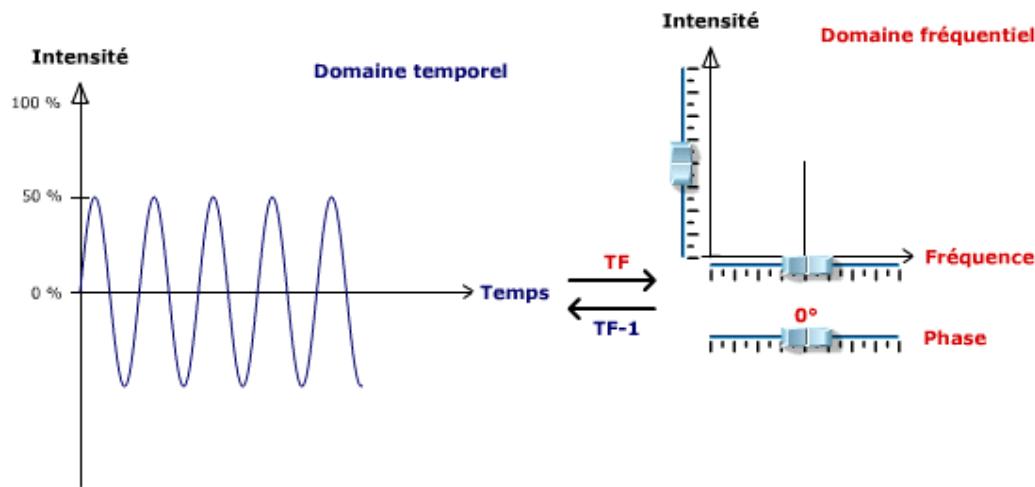
5.1. Notion de transformée de Fourier

La transformée de Fourier à une dimension permet de représenter des données sous forme fréquentielle



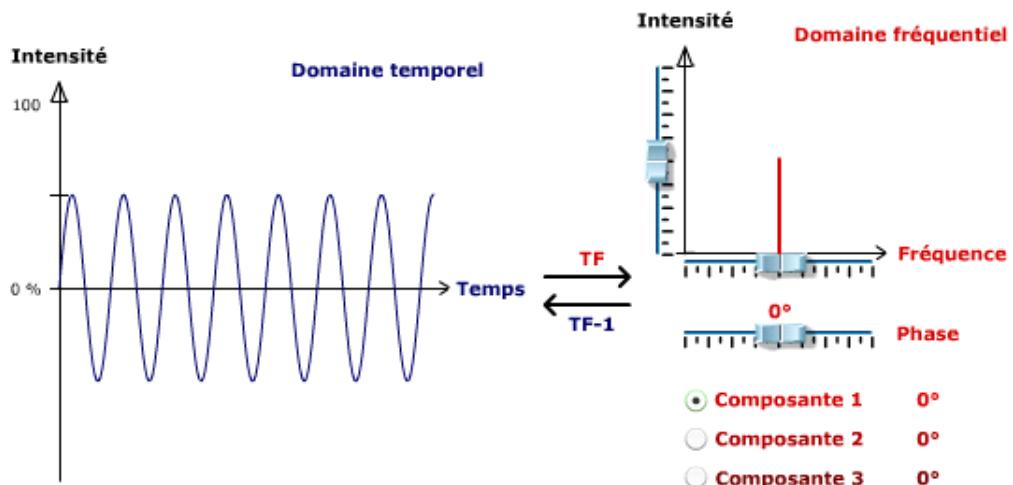
Composante unique

Pour décrire de façon suffisante le signal original, il faut disposer de son intensité, de sa fréquence mais aussi de sa phase, qui correspond au décalage du signal par rapport à l'origine.



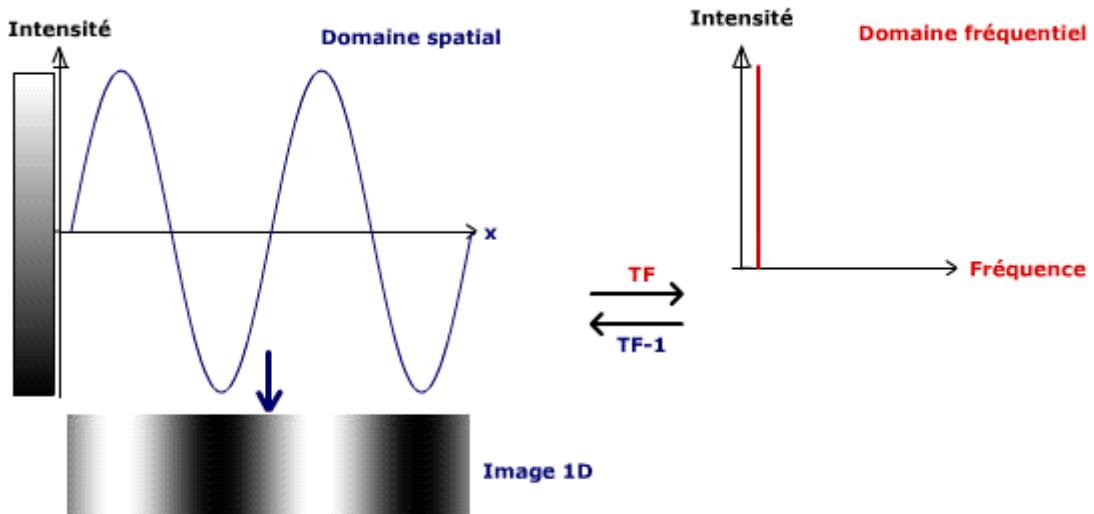
- **Composantes multiples**

La transformée de Fourier est l'opération mathématique qui permet de décomposer un signal en ses composantes fréquentielles et de phases . Tout comme l'oreille humaine peut décomposer les différentes fréquences d'un son, le spectre obtenu par la transformée de Fourier d'un signal représente l'intensité des différentes composantes fréquentielles d'un signal. La transformée de Fourier calcule dans le même temps les phases de chacune des composantes. Le cumul de ces différentes sinusoïdes d'intensité et de phase données permet de reconstruire le signal (Transformée de Fourier inverse).

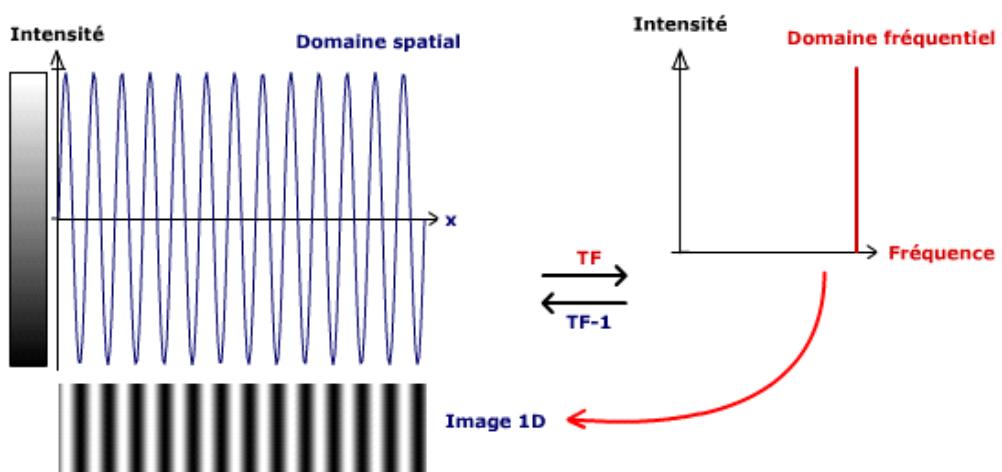


5.2. Notion de fréquence spatiale

La transformée de Fourier peut être employée pour décrire des images. Au lieu d'étudier l'évolution de l'intensité du son dans le temps, on va s'intéresser à l'évolution de l'intensité du niveau de gris selon l'axe des abscisses. Le domaine temporel devient le domaine spatial (variable temps t remplacée par l'abscisse x) et la fréquence devient la fréquence spatiale.

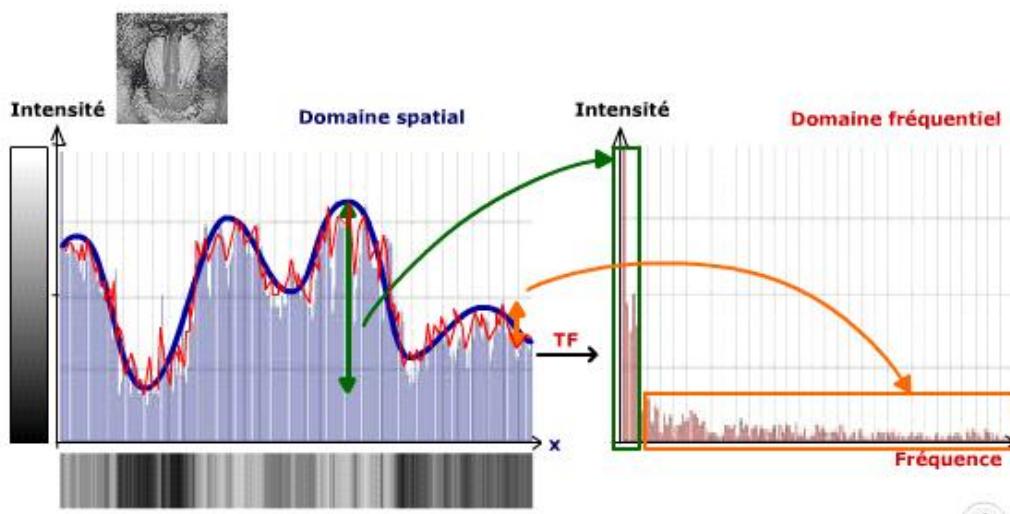


Tout comme la fréquence sonore correspond à la périodicité dans le temps pour que le motif sonore se répète, la fréquence spatiale correspond à la périodicité sur l'axe des abscisses pour que le motif de l'image se répète. Ainsi une fréquence spatiale basse représente un motif d'image large, et une fréquence spatiale élevée représente un motif répété de façon rapprochée



5.3. transformée fourier 2D

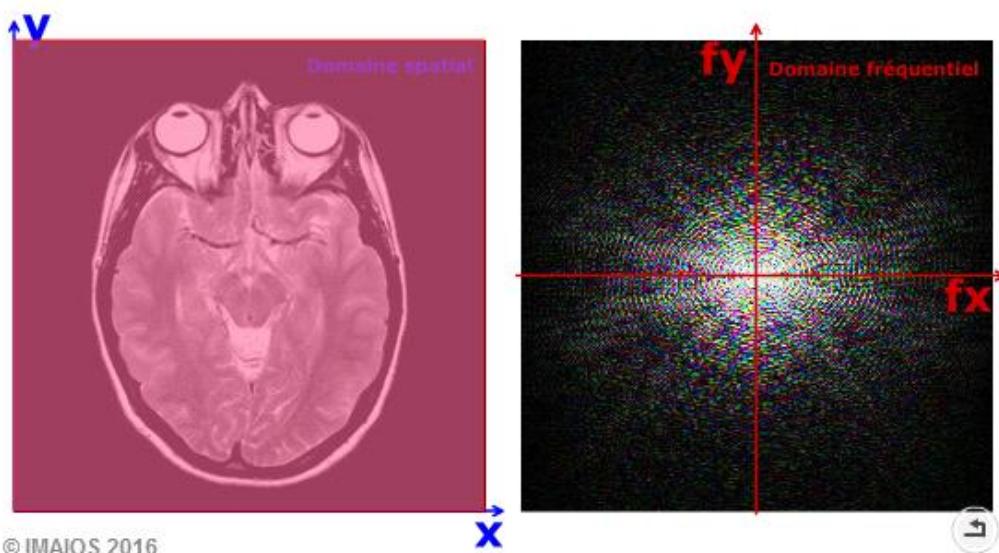
Pour décomposer une image en 2 dimensions, on effectue une transformée de Fourier 2D. La première étape de la transformée de Fourier 2D consiste à appliquer une transformée de Fourier 1D dans une première direction (par exemple ligne par ligne, axe des x)



© IMAIOS 2016



La deuxième étape de la transformée de Fourier 2D consiste à appliquer une nouvelle transformée de Fourier 1D sur le résultat obtenu à la première étape, selon la deuxième direction cette fois ci (colonne par colonne, c'est-à-dire selon l'axe des y).



© IMAIOS 2016



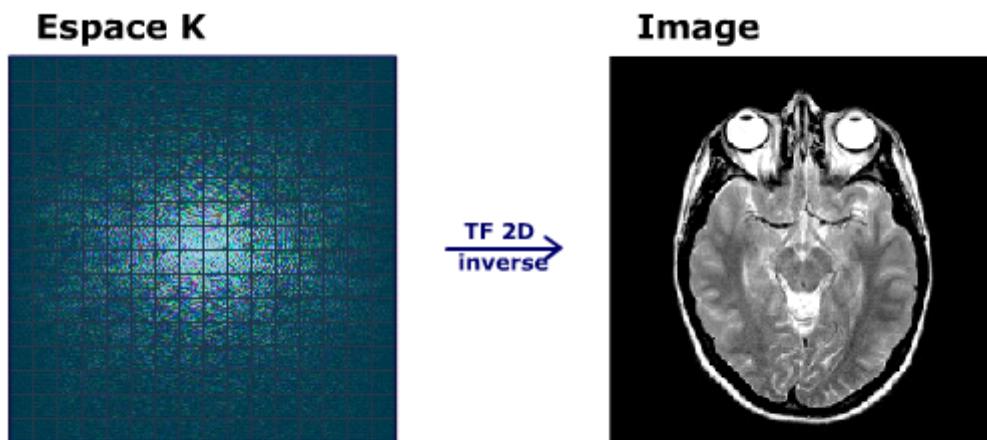
Le résultat de la transformée de Fourier 2D d'une image est le plan de Fourier, que l'on représente de façon graphique. Tout comme le spectre d'un son musical ne ressemble pas à la chanson que l'on entend, le plan de Fourier d'une image ne ressemble pas vraiment à l'image que l'on observe. Le plan de comprend les informations d'intensité et de phase de chaque composante fréquentielle de l'image, selon les axes x et y



Pour simplifier, la représentation la plus souvent employée du plan de Fourier ne contient que l'information d'intensité des composantes fréquentielles (niveaux de gris). Mais il ne faut jamais oublier que cette information d'intensité est toujours associée à une information de phase, même si elle n'est pas représentée.

5.4. Espace K

Le signal enregistré lors d'une séquence d'IRM est stocké dans l'espace K. L'espace K correspond en fait exactement à un plan de Fourier. Il suffit donc d'appliquer une transformée de Fourier 2D inverse sur l'espace K pour obtenir une image de la coupe du corps humain



C'est le codage spatial qui permet d'acquérir les données de l'image sous forme fréquentielle, adaptées à l'espace K. Tout comme on plaçait dans le plan de Fourier les informations d'intensité et de phase pour chaque composante fréquentielle, selon f_x (fréquences spatiales horizontales) et f_y (fréquences spatiales verticales), les données recueillies au cours de la séquence IRM seront placées dans l'espace K selon k_x et k_y .

Dans une séquence Echo de spin classique, voici le trajet suivi pour remplir l'intégralité de l'espace K :

Départ de la séquence : Onde RF 90° + GSC : position au centre

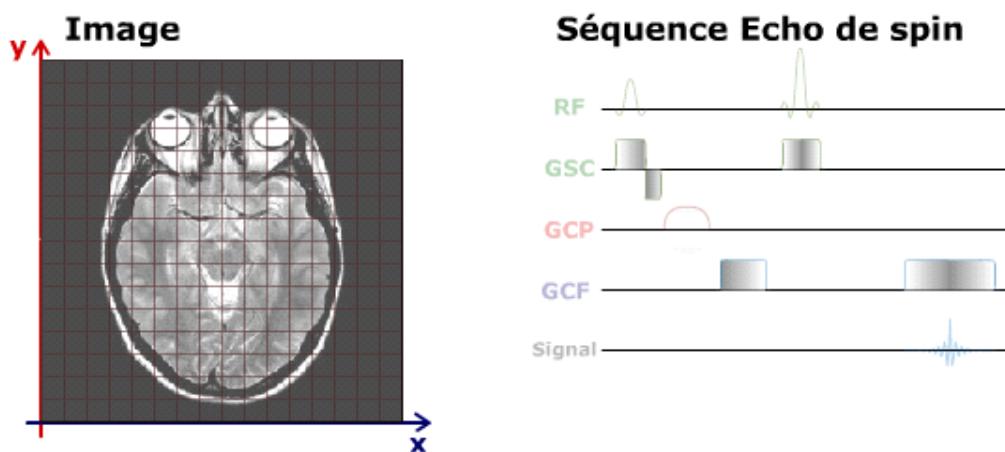
Gradient de codage de phase négatif intense : déplacement vers le bas

Gradient de codage de fréquence positif (lobe de déphasage de durée égale à la moitié de la durée du gradient de codage de fréquence lors de l'acquisition du signal) : déplacement vers la droite

Onde RF de 180° + GSC : position en haut à gauche

Gradient de codage de fréquence positif + Acquisition du signal : déplacement vers la droite en remplissant l'espace K.

Répétition avec des gradients de codage de phase d'intensité croissante (négatifs de moins en moins intenses, puis positifs de plus en plus intenses). La variation d'intensité entre chaque palier de gradient de codage de phase doit être constante. Il en résulte un remplissage de l'espace K ligne par ligne, du haut vers le bas, à intervalles réguliers.



L'enchaînement des événements (excitations RF, gradients de codage de phase et de codage de fréquence) dans le temps détermine la position du signal enregistré dans l'espace K (coordonnées k_x et k_y). Il existe une relation stricte entre chacun de ses événements et la position obtenue dans l'espace K :

Ce sont l'onde RF d'excitation et le gradient de sélection de coupe initiaux qui déterminent le départ de la séquence : la position sur l'espace K est au centre.

Une onde RF de 180° déplace la position vers son symétrique par rapport au centre de l'espace K

Plus le gradient de codage de phase est intense (ou appliqué longtemps), plus la position se déplace vers le haut (si le gradient de phase est positif) ou vers le bas (si le gradient de phase est négatif). Comme la durée d'application du GCP est en général fixe, l'intensité du GCP contrôle le déplacement sur l'axe vertical (k_y).

Plus le gradient de codage de fréquence est appliqué longtemps (ou est intense), plus la position se déplace vers la droite (si le gradient de codage de fréquence est positif) ou vers la gauche (si le gradient de codage de fréquence est négatif). Comme son intensité est en général fixe, la durée d'application du GCF contrôle le déplacement sur l'axe horizontal (k_x).

5.5. Gradients et fréquence spatiale

L'espace K est l'intermédiaire obligatoire entre le signal codé dans l'espace et l'image. La manière dont l'espace K est acquis va influencer l'image obtenue.

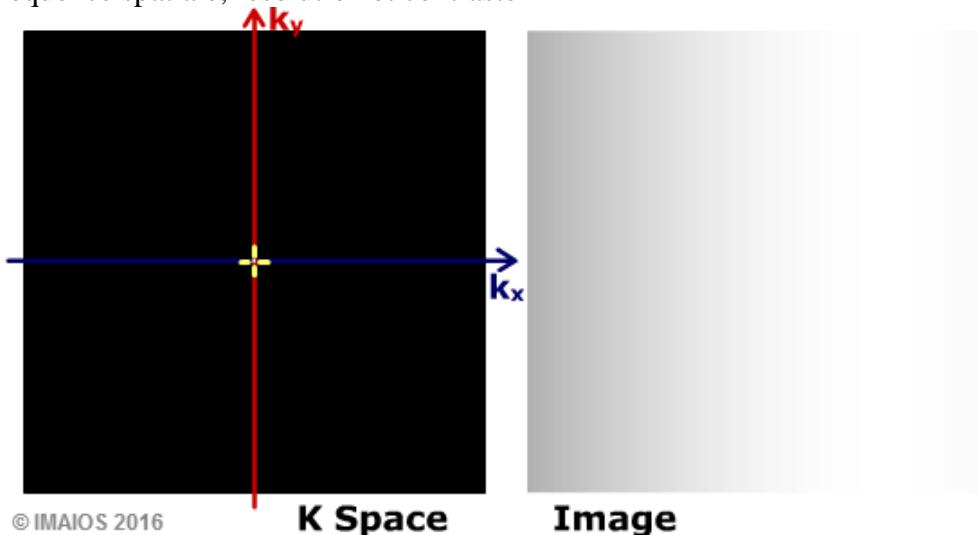
L'emplacement des données enregistrées dans l'espace K dépend directement de l'intensité et de la durée d'application des gradients de codage de phase et de fréquence :

Un gradient de faible intensité ou appliqué pendant un temps court code pour les basses fréquences spatiales

Un gradient de forte intensité ou appliqué pendant longtemps code pour les hautes fréquences spatiales.

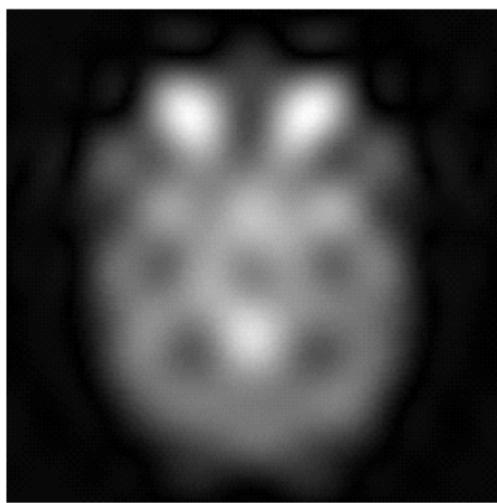
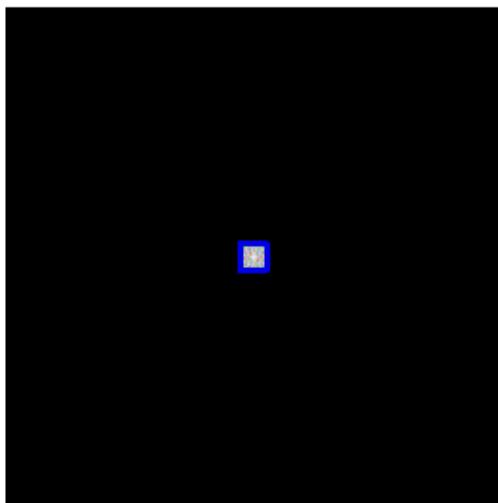
Les basses fréquences spatiales sont situées à proximité du centre de l'espace K, tandis que les hautes fréquences spatiales correspondent à la périphérie de l'espace K.

Fréquence spatiale, résolution et contraste



5.6. Fréquence spatiale, résolution et contraste

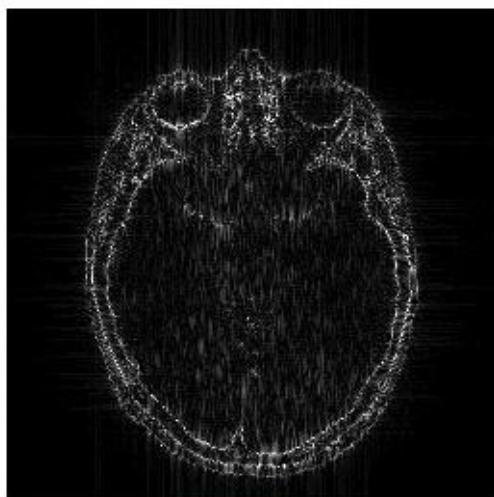
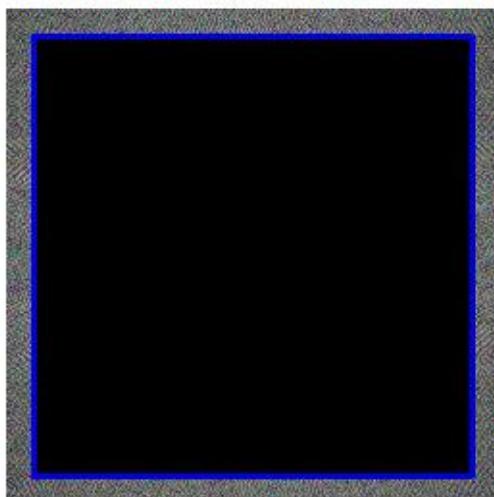
La majeure partie de l'information de l'image (contraste et forme générale) se situe au centre de l'espace K : ce sont les basses fréquences spatiales qui ont l'intensité la plus élevée et qui donnent les plus grandes variations de niveaux de gris (contraste). Par contre, bien que ces variations de niveaux de gris soient importantes, elles vont s'étaler dans l'espace et ne donner que la forme générale de l'image



© IMAIOS 2016

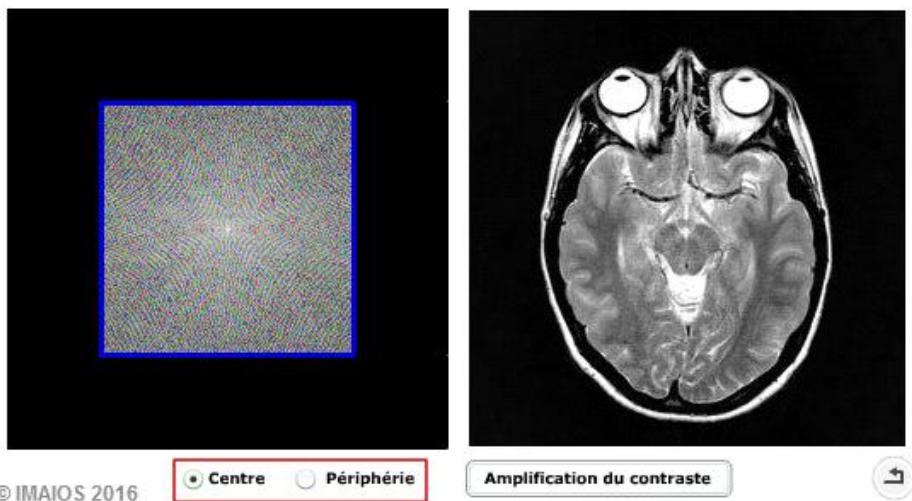


Les hautes fréquences spatiales sont d'intensité beaucoup plus faible. Elles ne sont pas déterminantes dans le contraste mais interviennent dans la résolution spatiale de l'image car elles correspondent aux changements brusques de niveaux de gris, c'est-à-dire aux contours. La résolution spatiale est d'autant meilleure que l'on dispose d'informations de fréquence spatiale élevée .



© IMAIOS 2016

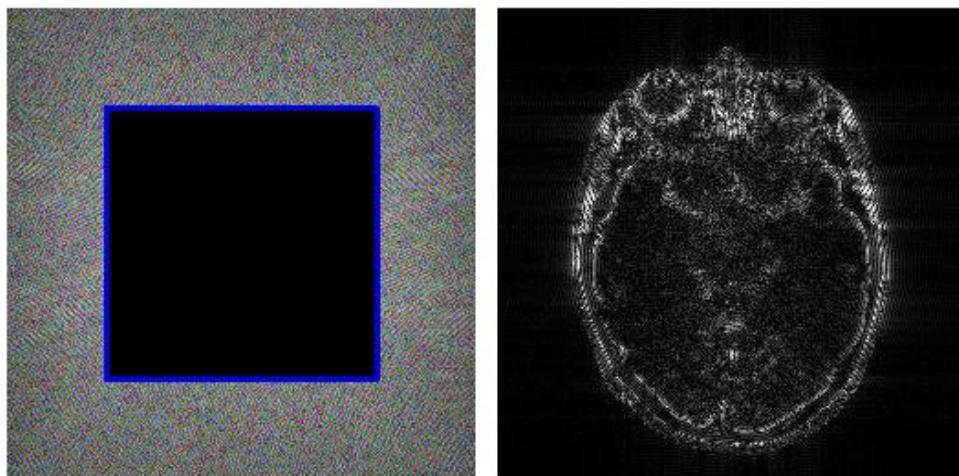
Amplification du contraste



© IMAIOS 2016

Centre Périmétrie

Amplification du contraste



© IMAIOS 2016

Centre Périmétrie

Amplification du contraste



Modifiez le diaphragme en déplaçant les lignes bleues, afin de conserver une zone plus ou moins grande de l'espace K. A droite, vous pouvez observer l'image correspondante après transformée de Fourier 2D inverse. Si vous reconstruisez l'image à partir des hautes fréquences spatiales, vous pouvez augmenter artificiellement le contraste pour mieux visualiser leur contribution à l'image.

5.7. Remplissage linéaire de l'espace K

Le mode de remplissage le plus simple de l'espace K correspond à la séquence Echo de spin classique. Les lignes de l'espace K sont balayées une par une, du haut vers le bas. Une ligne est balayée en entier à chaque répétition, elle contient donc à la fois les hautes et basses fréquences spatiales horizontales. Lorsque l'on passe d'une répétition à l'autre, il y a un changement dans l'intensité du gradient de codage de phase qui permet de changer de ligne : on recueille au début les hautes fréquences spatiales positives puis les basses fréquences spatiales négatives.

Au fur et à mesure des répétitions, on va donc acquérir :

sur l'axe horizontal : les contours et le contraste en même temps

sur l'axe vertical : les contours, puis le contraste, puis les contours

Si l'on combine les informations selon x et y, l'image va d'abord surtout contenir une information de contours (peu contrastée) puis lorsque les basses fréquences spatiales seront acquises, elle va devenir contrastée mais avec un flou vertical qui s'atténuerait lorsque les hautes fréquences spatiales négatives auront complété la partie inférieure de l'espace K.

6. Séquences IRM

6.1. Caractéristiques d'une séquence IRM

L'architecture d'une séquence comprend d'une part des éléments indispensables, et d'autre part des options. Les briques qui constituent la séquence sont des impulsions radiofréquence et des gradients.

Les éléments indispensables à toute séquence d'imagerie sont :

Une impulsion RF d'excitation, nécessaire au phénomène de résonance magnétique

Des gradients qui vont permettre le codage spatial (2D ou 3D), et dont l'agencement va déterminer la manière dont est rempli l'espace K

Une lecture du signal, qui peut combiner un ou plusieurs types d'échos (écho de spin, de gradient, stimulé...) déterminant le type de contraste (influence plus ou moins importante des temps de relaxation T1, T2 et T2*).

Les options sont représentées par d'autres impulsions radiofréquence, gradients ou méthodes de reconstruction variables permettant :

Soit de modifier le contraste (préparation de l'aimantation par inversion récupération, saturation de graisse, transfert d'aimantation...)

Soit d'accélérer la séquence (remplissage partiel du plan de Fourier, acquisition parallèle, restauration rapide de l'aimantation...)

Soit de diminuer les artéfacts (compensation de flux, synchronisation, bandes de pré-saturation...)

Enfin, l'utilisateur devra choisir les paramètres de la séquence (TR, TE, angle de bascule, facteur turbo, matrice champ de vue...) afin d'obtenir le meilleur compromis contraste / résolution spatiale / vitesse.

6.2. Classification des séquences

Il existe deux grandes familles de séquences, en fonction du type d'écho enregistré :

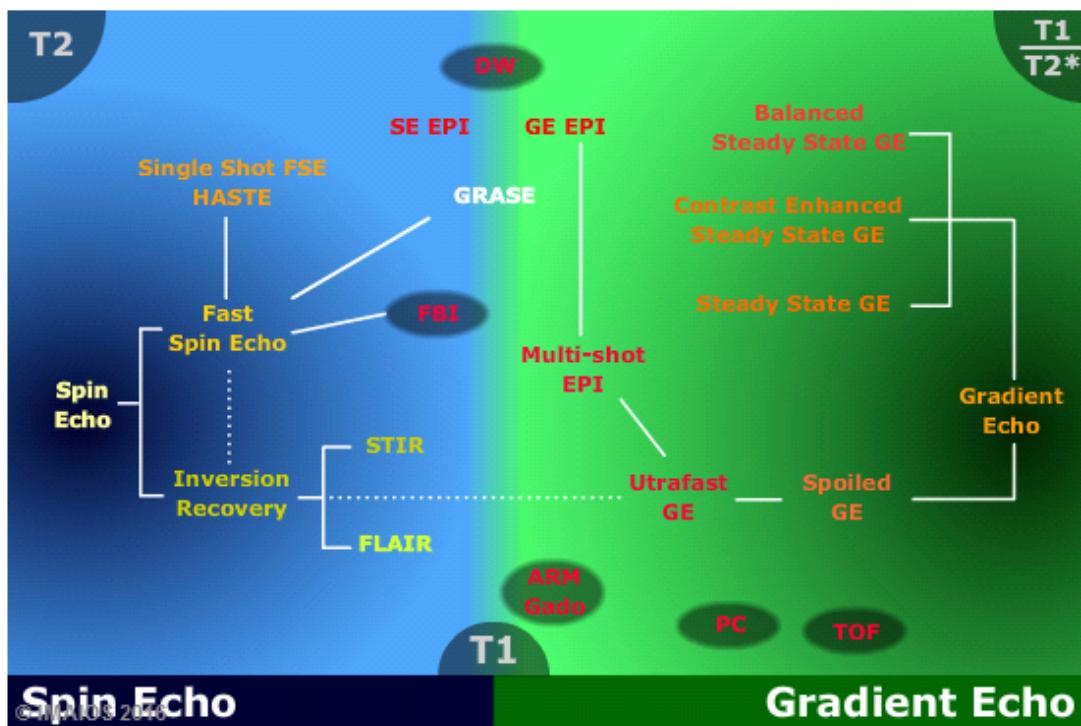
les séquences d'écho de spin, caractérisées par la présence d'une impulsion RF de 180° de rephasage

les séquences d'écho de gradient

Dans chacune de ces familles, de nombreuses variantes ont été développées, principalement pour augmenter la vitesse d'acquisition :

Séquences d'écho de spin rapide (fast spin echo) et ultra-rapide (Single shot FSE et Haste)

Séquences d'écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (spoiled gradient echo et ultrafast gradient echo), groupe des séquences d'écho de gradient avec état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle (Steady state gradient echo) et ses dérivés (avec contraste augmenté [Contrast enhanced steady state gradient echo] et à gradients équilibrés [Balanced steady state gradient echo]), écho planar (EPI)



Il existe deux grandes familles de séquences, en fonction du type d'écho enregistré :

les séquences d'écho de spin, caractérisées par la présence d'une impulsion RF de 180° de rephasage les séquences d'écho de gradient

Dans chacune de ces familles, de nombreuses variantes ont été développées, principalement pour augmenter la vitesse d'acquisition :

Séquences d'écho de spin rapide (fast spin echo) et ultra-rapide (Single shot FSE et Haste)

Séquences d'écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (spoiled gradient echo et ultrafast gradient echo), groupe des séquences d'écho de gradient avec état d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle (Steady state gradient echo) et ses dérivés (avec contraste augmenté [Contrast enhanced steady state gradient echo] et à gradients équilibrés [Balanced steady state gradient echo]), écho planar (EPI).

Certaines séquences sont hybrides, mélangeant écho de spin et écho de gradient (GRASE, SE-EPI).

Les séquences d'angiographie par résonance magnétique (FBI, ARM avec injection de produit de contraste, TOF, PC) et d'imagerie de perfusion, diffusion (DW) et de spectroscopie seront traitées dans des chapitres séparés dans la deuxième partie.

6.3. Acronymes

Parce chaque fabricant utilise sa propre terminologie pour désigner leur séquences, il n'existe pas de dénomination standard pour chaque type de séquence.

Voici un tableau des équivalences des acronymes fabriquants avec leur séquences correspondante.

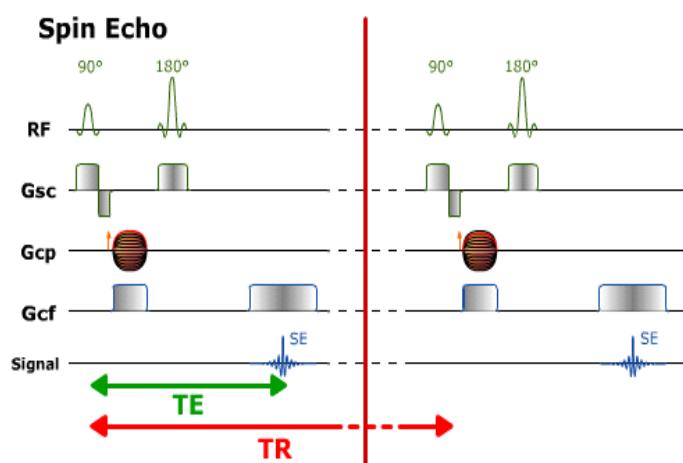
Type de séquence	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
Spin Echo (SE)	SE	SE	SE	SE	SE
Multi echo SE	Multi SE	Multi écho	SE	SE	Multi écho
		MS			
Fast SE	Turbo SE	Turbo SE	Fast SE	Fast SE	Fast SE
Ultra fast SE	SSH-TSE	SSTSE	SS-FSE	FSE - ADA	(Super)FASE
	UFSE	HASTE			DIET
IR	IR	IR/IRM	IR	IR	IR
	IR TSE	TurboIR/TIRM	FSE-IR	FIR	Fast IR
STIR	STIR	STIR	STIR	STIR	STIR
	STIR TSE	Turbo STIR	Fast STIR	Fast STIR	Fast STIR
FLAIR	FLAIR	FLAIR	FLAIR	FLAIR	FLAIR
	FLAIR TSE	Turbo FLAIR	Fast FLAIR	Fast FLAIR	Fast FLAIR
Gradient echo (GE)	FFE	GRE	GRE	GE	FE
Spoiled GE	T ₁ -FFE	FLASH	SPGR	RSSG	RF-spoiled FE
			MPSPGR		

Spoiled GE	T ₁ -FFE	FLASH	SPGR	RSSG	RF-spoiled FE
			MPSPGR		
Ultra fast GE	T ₁ -TFE T ₂ -TFE THRIVE	TurboFLASH VIBE	FGRE Fast SPGR FMPSPGR VIBRANT FAME LAVA	SARGE	Fast FE RADIANCE QUICK 3D
Ultrafast GE with magnetization preparation	IR-TFE	T ₁ /T ₂ -TurboFLASH	IR-FSPGR DE-FSPGR		Fast FE
Steady state GE	FFE	FISP	MPGR, GRE	TRSG	FE
Contrast enhanced steady state GE	T ₂ -FFE T ₂	PSIF	SSFP		FE
Balanced GE	Balanced FFE	True FISP	FIESTA	BASG	True SSFP
SE-Echo planar	SE-EPI	EPI SE	SE EPI	SE EPI	SE EPI
GE-Echo planar	FFE-EPI TFE-EPI	EPI Perf EPIFI	GRE EPI	SG-EPI	FE-EPI
Hybrid echo	GRASE	TGSE			Hybrid EPI

6.4. Echo de spin

Type de séquence	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
Echo de spin (ES)	SE	SE	SE	SE	SE

Schéma générique



La séquence écho de spin est constituée par un enchaînement : impulsion de 90° – impulsion de 180° de rephasage à TE/2 – lecture du signal à TE. Cet enchaînement est répété à chaque

intervalle de temps TR (Temps de Répétition). A chaque répétition, une ligne de l'espace K est remplie, grâce à un codage de phase différent. L'impulsion de rephasage de 180° permet de compenser les hétérogénéités de champ constantes et d'obtenir un écho pondéré en T2 et non en T2*.

Gradients et phase dans les séquences en écho de spin

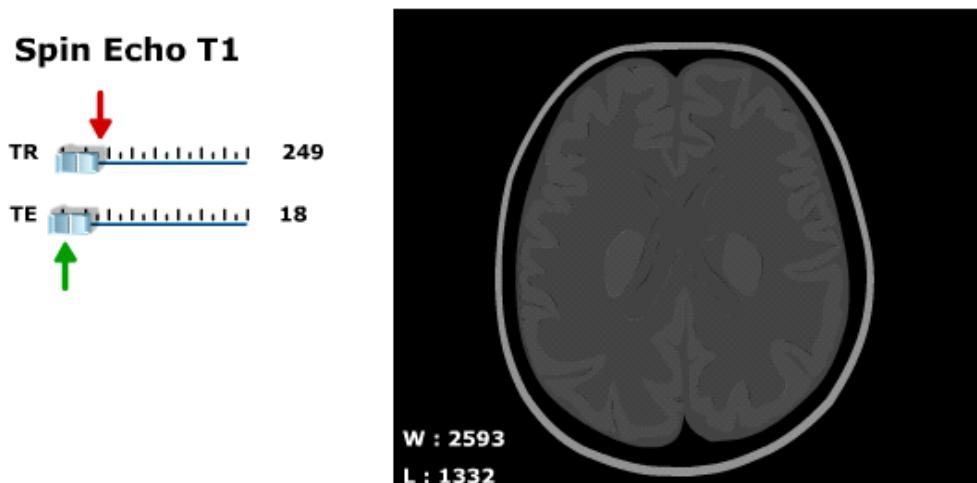
Le lobe de rephasage du gradient de sélection de coupe de l'impulsion d'excitation, le gradient de codage de phase et le lobe de déphasage du gradient de lecture sont appliqués simultanément, immédiatement après l'impulsion d'excitation.

Le gradient de sélection de coupe appliqué lors de l'impulsion de 180° ne nécessite pas de lobe de rephasage. Par contre, on ajoute, de part et d'autre de ce gradient, deux lobes de gradients identiques pour détruire l'aimantation transversale créée par l'impulsion de 180° de rephasage en bord de coupe (où les protons seront en fait soumis à un angle de bascule inférieur à 180° en raison du profil de coupe imparfait).

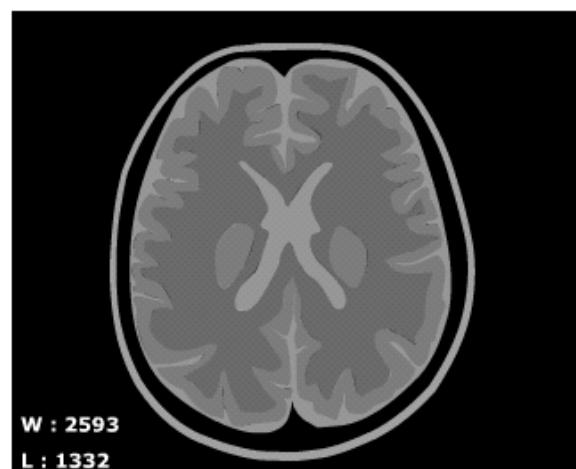
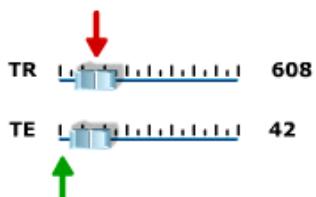
Contraste et durée d'acquisition

Une séquence en écho de spin comporte deux paramètres essentiels : le TR et le TE.

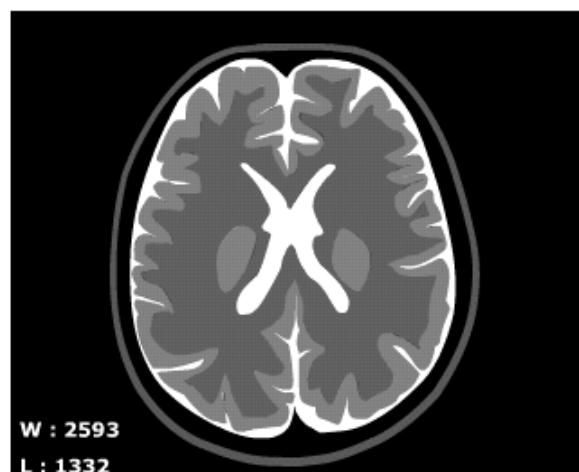
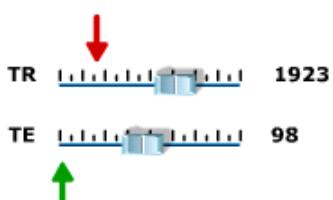
Le TR est l'intervalle de temps entre deux ondes RF de 90° successives. Il conditionne la relaxation longitudinale des tissus explorés (qui dépend du T1). Plus le TR est long et plus la repousse de l'aimantation longitudinale est complète (M_z tend vers M_0). La diminution du TR va pondérer l'image en T1 puisque des différences entre les tissus vont être mises en évidence. En Echo de spin classique, après un temps TR, une seule ligne de l'espace K va être acquise. La répétition des TR est donc responsable de la durée de la séquence.



Spin Echo T1



Spin Echo T1



- **Durée d'une séquence en écho de spin**

$$\text{Durée} = \text{TR} \cdot \text{NPy} \cdot \text{Nex}$$

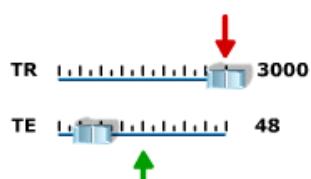
Le TE est l'intervalle de temps entre la bascule de 90° et le recueil de l'écho, le signal provenant de l'aimantation transversale. La décroissance de l'aimantation transversale se fait suivant la constante de temps T_2 de chaque tissu (les hétérogénéités de champ [qui donnent le T_2^*] étant compensées par la bascule de 180° appliquée à $TE/2$).

La séquence de Spin Echo T_2 est une séquence Spin Echo pour laquelle les paramètres TR et TE sont optimisés afin de refléter la relaxation T_2 .

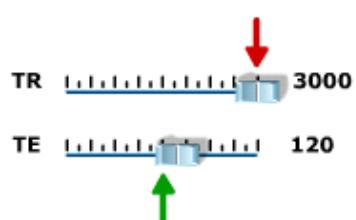
Lorsque le TR est long (supérieur à 2000 millisecondes), la récupération de l'aimantation longitudinale sera complète et lors de la bascule suivante, l'influence du T_1 sur la magnitude du signal sera minimisé. Associé à un TE est long (80 à 140 millisecondes), les différents tissus seront mieux mis en évidence selon leur T_2 .

Les tissus à T_2 long vont apparaître en hypersignal à l'inverse des structures à T_2 court qui apparaîtront en hyposignal.

Spin Echo T2



Spin Echo T2



La séquence d'echo de spin en densité de protons a des paramètres TR et TE optimisés pour minimiser à la fois l'influence du T2 et du T1. Le contraste obtenu sera fonction de la densité en noyaux d'hydrogène (c'est à dire en protons).

Un TR long (supérieur à 2000 millisecondes), associé à un TE court (10 à 20 millisecondes) permet à la fois de supprimer, de façon relative, l'influence du T1 et l'effet du T2 sur la magnitude du signal.*

• Intérêt

Historiquement, le spin echo a été la première séquence employée. Depuis, l'ensemble des développements y fait référence notamment pour le contraste. L'impulsion de 180° de rephasage permet d'obtenir un signal "T2 vrai » et non pas T2*.

En choisissant les bons paramètres de séquence (TR et TE), on peut obtenir des images pondérées en T1, T2 ou densité de protons. L'inconvénient majeur des séquences d'écho de spin pondérées T2 est lié aux longs TR entraînant des temps d'acquisition prohibitifs.

Alors que les séquences en écho de spin pondérées T1 sont utilisables en pratique clinique, permettant d'obtenir une imagerie anatomique de bonne qualité, pour la pondération T2, on préférera d'autres types de séquences plus rapides.

- **Imagerie multi-coupes**

Cette technique permet d'obtenir plusieurs images en écho de spin simultanément, situées à des niveaux de coupe différents, sans modifier le contraste.

En effet, la séquence écho de spin comporte une succession de répétitions de délais TR, temps de répétition. Une fois l'écho obtenu (au temps d'écho TE, très inférieur au TR), il existe un intervalle de temps libre jusqu'à la répétition suivante. Ce temps mort est employé pour acquérir le signal d'autres coupes. Pour cela, on applique dans cet intervalle des couples d'impulsions sélectives de 90°-180° avec des fréquences adéquates, correspondant aux autres niveaux de coupe.

Cette technique multi-coupes permet d'obtenir une véritable imagerie en écho de spin, sans aucune modification du contraste T1 et T2. Elle est employée systématiquement en pratique clinique.

- **Technique multi-coupes et espacement intercoupes**

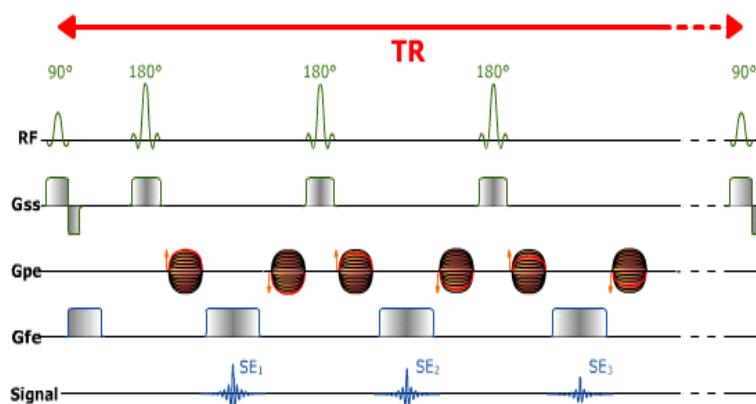
Il est nécessaire d'espacer les coupes en technique multi-coupes pour éviter que les imperfections des profils de coupes n'entraînent une perturbation du signal d'une coupe sur l'autre.

L'entrelacement des coupes est également utilisé pour que les coupes imagées au cours de la même répétition soient espacées.

6.5. Echo de spin rapides

Type de séquence	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
ES multi échos	Multi SE	Multi écho MS	Multi écho		
ES rapide	Turbo SE	Turbo SE	Fast SE	Fast SE	Fast SE

Echo de spin rapide



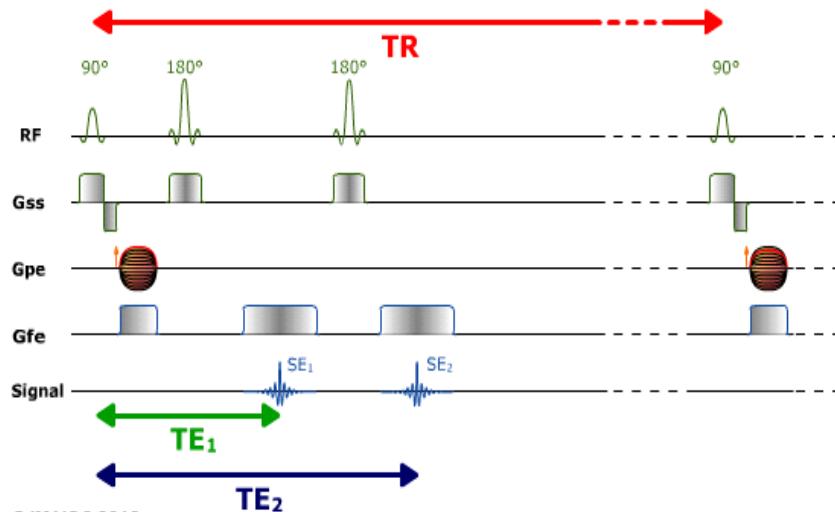
Dans les séquences d'écho de spin rapide, le temps libre après le premier écho est utilisé pour recueillir un train d'échos qui va servir à remplir d'autres lignes de l'espace K de la même coupe. Du fait de la réduction du nombre de répétitions (TR) requises, ceci permet de compléter l'espace K plus rapidement et de réduire le temps d'acquisition de la coupe.

Pour cela on applique de nouvelles impulsions de 180°, qui permettent d'obtenir un train

d'échos de spin. On annule après chaque écho le codage de phase réalisé et on applique un codage de phase différent pour l'écho suivant.

Le nombre d'échos recueillis dans la même répétition (durant le temps TR) est appelé Facteur turbo ou Longueur du train d'écho (ETL Echo Train Length).

Echo de spin multi-échos multi-images



Ces séquences permettent d'obtenir plusieurs images d'un même niveau de coupe sans accroître le temps d'acquisition global. L'intérêt est que ces images sont obtenues avec un contraste différent, ce qui présente un intérêt dans la caractérisation de certaines lésions (par exemple : accentuation du contraste à TE long pour l'angiome hépatique, qui apparaît en hypersignal relatif)

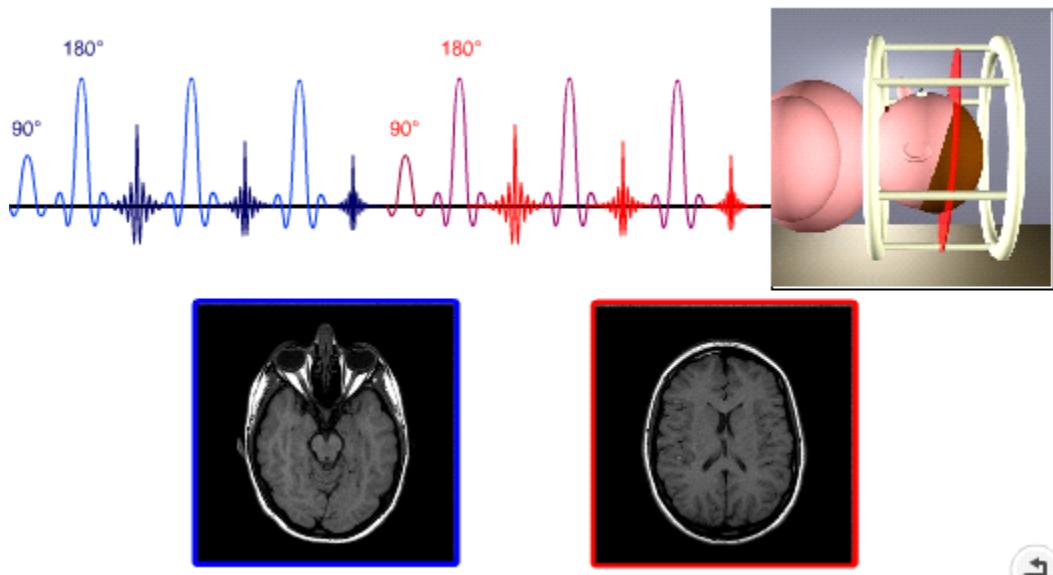
Une fois le premier écho obtenu, il existe un intervalle libre jusqu'au TR suivant. En appliquant une nouvelle impulsion de 180° , on peut recueillir un nouvel écho, avec le même codage de phase, qui servira à construire la deuxième image . Les temps d'écho des 2 images sont différents et la deuxième image sera plus pondérée T2 que la première.

Typiquement, ces séquences sont utilisées pour obtenir simultanément des images pondérées en densité de protons et en pondération T2.

- **Contraste, résolution, durée**

Le contraste en écho de spin rapide est modifié par rapport à une séquence d'écho de spin standard. Les échos étant recueillis à des temps d'écho différents, ce sont les échos correspondant aux lignes centrales de l'espace K qui vont déterminer le contraste de l'image. Le moment auquel seront acquis ces échos est appelé TE effectif.

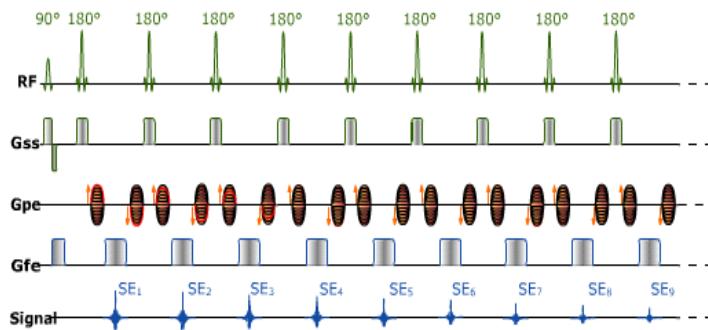
Dans les séquences pondérées T1, la nécessité de choisir un TR court limite la longueur du train d'échos. Ce type de séquence est très utilisé en pondération T2, notamment en imagerie pelvienne.



6.6. Echo de spin ultra-rapide

Type de séquence	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
ES ultra-rapide	SSH-TSE UFSE	SSTSE HASTE	SS-FSE	FSE - ADA	(Super)FASE DIET

Schéma générique



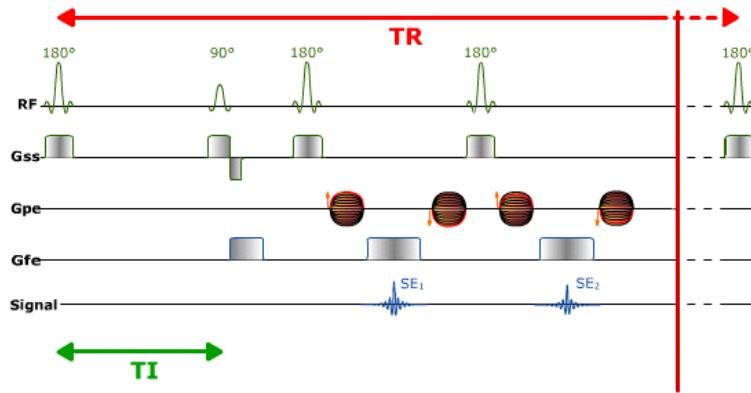
La technique des trains échos peut être poussée à l'extrême afin d'obtenir le remplissage de l'ensemble du plan de Fourier après une seule impulsion de 90° (le TR est alors infini). Ces séquences dites « single-shot » nécessitent l'application successive d'autant d'impulsions de 180° qu'il y a de lignes de l'espace K à remplir.

On peut accélérer encore la séquence et éviter d'enregistrer les échos les plus tardifs (dont le signal est très amoindri par la relaxation T2) en n'acquérant que partiellement l'espace K. Seul un peu plus de la moitié des lignes de l'espace K est réellement acquise et on calcule les lignes manquantes grâce aux propriétés de symétrie de l'espace K. Ceci permet de réduire le temps d'acquisition d'un facteur proche de 2, mais au détriment du rapport signal / bruit de l'image.

6.7. Inversion Récupération / STIR / FLAIR

Type de séquence	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
IR	IR IR TSE	IR/IRM Turbo IR/TIRM	IR FSE-IR	IR FIR	IR Fast IR
STIR	STIR STIR TSE	STIR Turbo STIR	STIR Fast STIR	STIR Fast STIR	STIR Fast STIR
FLAIR	FLAIR FLAIR TSE	FLAIR Turbo FLAIR	FLAIR Fast FLAIR	FLAIR Fast FLAIR	FLAIR Fast FLAIR

Schéma générique



L'inversion-récupération est une technique de préparation de l'aimantation, qui est suivie d'une séquence d'imagerie de type écho de spin dans sa version "standard".

Elle débute par une onde RF de 180° d'inversion qui va faire basculer l'aimantation longitudinale Mz dans la direction opposée (négative). Du fait de la relaxation longitudinale, l'aimantation longitudinale va croître pour revenir à sa valeur initiale, en passant par la valeur nulle. Pour mesurer le signal, il faut appliquer une onde RF de 90° pour obtenir une aimantation transversale. On appelle Temps d'Inversion TI le délai entre l'onde RF de 180° d'inversion et l'onde RF de 90° d'excitation.

La vitesse de repousse longitudinale étant caractérisée par le temps de relaxation T1, ces séquences vont être pondérées en T1. L'inversion-récupération permet ainsi de majorer la pondération T1 de la séquence d'imagerie avec laquelle elle est associée (écho de spin ou écho de gradient plus ou moins rapides).

Avec ce type de séquences, certains tissus peuvent avoir un signal négatif. Pour l'affichage, deux possibilités sont possibles :

Soit c'est la magnitude du signal (amplitude par rapport à 0) qui est utilisée pour l'affichage en échelle de gris : plus un tissu aura un signal en valeur absolue (positif ou négatif) important, plus il sera intense.

Soit les niveaux de gris vont être répartis des valeurs négatives de signal jusqu'aux valeurs positives (avec un fond, de signal nul, qui va apparaître gris au lieu d'être noir) : c'est l'affichage de type "réel »

Une autre propriété des séquences en inversion-récupération est en rapport avec le choix du TI : si l'on choisit un TI tel que l'aimantation longitudinale d'un tissu donné soit nulle, ce dernier ne pourra pas donner de signal (absence d'aimantation transverse dû à l'absence d'aimantation longitudinale). La technique d'inversion-récupération permet ainsi de supprimer le signal d'un tissu donné en sélectionnant un TI adapté au T1 de ce tissu.

L'inversion-récupération peut être combinée avec d'autres types de séquences que l'écho de spin standard. En particulier, elle peut être employée avec des séquences d'écho de spin rapide, ce qui permet un gain de temps appréciable car l'inversion-récupération exige des TR relativement longs pour que l'aimantation ait le temps de repousser. L'inversion-récupération sert également de préparation de l'aimantation pour des séquences en écho de gradient, afin de les pondérer en T1.

- **Pondération T1/Pondération T2 :**

Pondération T1 / Pondération T2

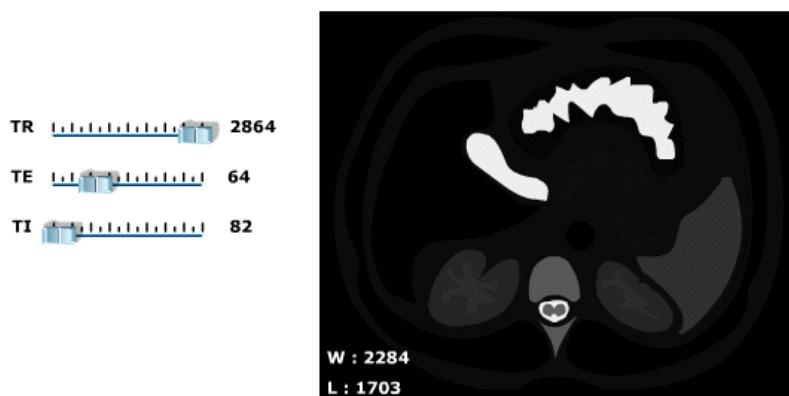
Tissu	Pondération T1	Pondération T2
Graisse	Hyperintense	Hyperintense
Cortical de l'os	Hypointense	Hypointense
Moelle osseuse (adulte)	Hyperintense	Hyperintense
Tendons/ligaments/muscles	Hypointense	Hypointense
Kyste simple	Hypointense	Hyperintense

- **Inversion-Récupération**

Pour une valeur donnée d'un paramètre appelé temps d'inversion (TI), la séquence d'inversion-récupération permet de supprimer de manière non sélective le signal de l'eau (séquence FLAIR), de la graisse (STIR) ou même du silicium. Le contraste est celui d'un T2 et les lésions apparaissent généralement hyperintenses.

- **Séquences STIR**

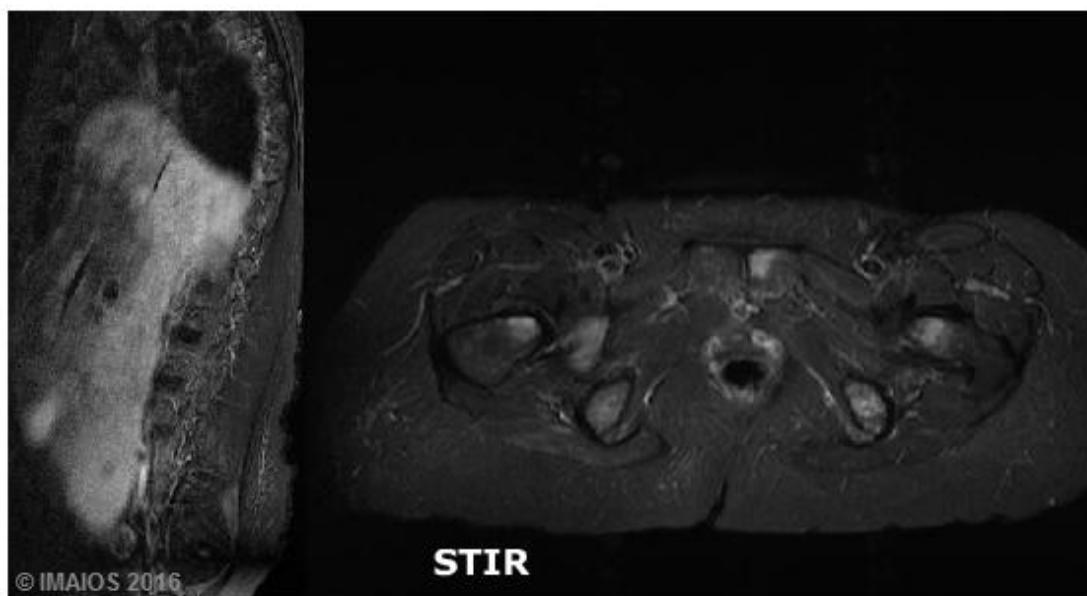
Séquences STIR



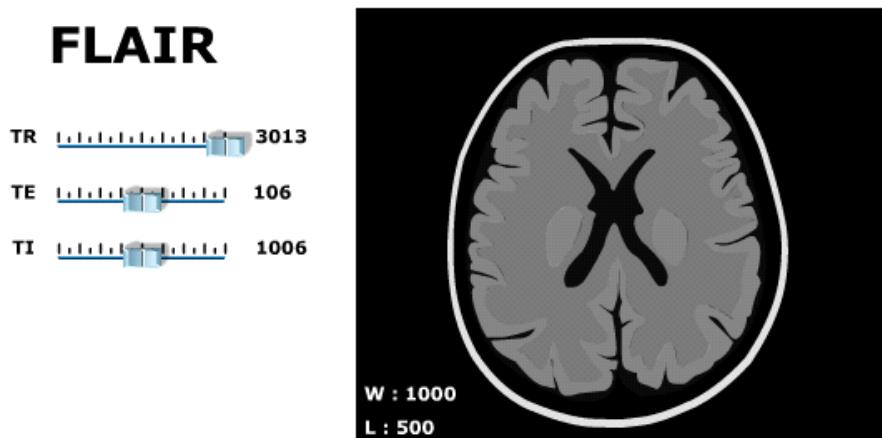
Dans la séquence STIR standard, la séquence d'écho de spin est complétée par une impulsion préalable de 180° d'inversion. La graisse présente un T1 court. Ainsi en choisissant un TI court de 140 millisecondes, on peut supprimer le signal de la graisse . La combinaison de l'inversion-récupération à TI court avec des séquences d'écho de spin rapide permet de réduire le temps d'acquisition dans des limites acceptables en pratique clinique.

Ces séquences présentent l'intérêt d'offrir une technique de suppression du signal de la graisse peu sensible aux hétérogénéités de champ magnétique et aux effets de susceptibilité magnétique en présence de métal (prothèses orthopédiques en imagerie ostéoarticulaire par exemple). Elles peuvent être employées en pondération T1 ou en pondération T2 (en particulier avec les séquences d'écho de spin rapides avec lesquelles la graisse apparaît en hypersignal).

Cette technique ne doit pas être utilisée pour supprimer le signal de la graisse après injection de gadolinium car les tissus rehaussés par le gadolinium ont un T1 raccourci et peuvent être effacés par une inversion-récupération à TI court (qui n'est pas spécifique du tissu mais de son temps de relaxation T1).

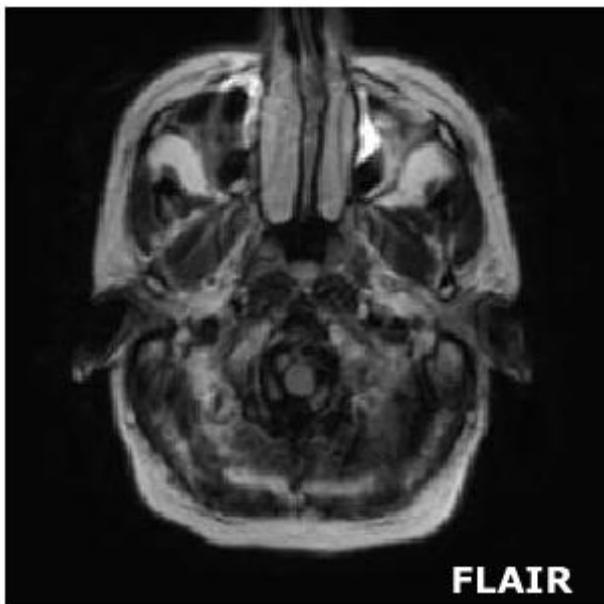


- Séquences FLAIR



L'objectif de la séquence FLAIR est de supprimer le signal des liquides par une inversion-récupération à TI adapté. L'eau présente un T1 long. En choisissant un TI de 2000 millisecondes, on peut s'affranchir du signal de l'eau libre . Comme pour les autres séquences en inversion-récupération, on préfère utiliser une séquence d'imagerie de type écho de spin rapide pour compenser les durées d'acquisition longues liées aux TR longs.

Ces séquences sont très utilisées en IRM cérébrale pour l'imagerie de l'œdème.



➔ Autre Séquences/techniques utilisées en imagerie par résonance magnétique (IRM) :

- *Suppression de graisse*

L'application d'une impulsion de présaturation avant l'excitation des protons permet d'obtenir une imagerie pour laquelle le signal de la graisse a été supprimé. Cette séquence est

particulièrement utilisée en pondération T1 car elle permet d'étudier le rehaussement (prise de contraste) d'une lésion après injection intraveineuse de contraste. Suivant les organes étudiés, elle peut être employée en pondération T2 pour obtenir des images plus détaillées.

La graisse a un hypersignal sur les séquences pondérées en T1 ou en T2.

Sur des séquences pondérées en T1, une hémorragie subaiguë peut avoir un signal hyperintense et, dans cette situation, celle-ci peut n'être que difficilement différenciable de l'hypersignal de la graisse.

Une lésion, qui se rehausse après injection intraveineuse de gadolinium, aura également un signal hyperintense en T1. Dans un organe comme le sein, le signal de la graisse peut rendre difficile la détection d'une prise de contraste par une tumeur. On trouve une problématique identique dans l'étude des prises de contraste des lésions des parties molles ou du système musculo-squelettique.

Sur des séquences pondérées en T2, un œdème a un signal hyperintense. Son signal peut être occulté par celui de la graisse. En pondération T2, le signal de la graisse peut masquer la présence d'anomalies dans les structures osseuses.

Conséquence : la suppression du signal de la graisse peut être utile pour démontrer la présence de lésions ou d'un rehaussement après injection de contraste.

Les séquences T2 avec suppression de graisse sont particulièrement utilisées dans le système musculo-squelettique pour démontrer la présence d'un œdème (réflétant l'existence d'une lésion).

Les séquences T1 avec suppression de graisse sont particulièrement utilisées dans l'étude de la prise de contraste des lésions. Les séquences T1 avec suppression de graisse sont également utilisées en MR-arthrographie car elles permettent d'étudier l'épaisseur du cartilage articulaire.

Certains types de séquences supprimant le signal de la graisse sont utiles pour caractériser des lésions: foie normal versus stéatose hépatique; adénome surrénalien versus lésion maligne; présence de graisse dans une lésion.

Trois techniques de suppression de signal de la graisse sont à disposition:

- la suppression sélective de la graisse (spectrale).
- la séquence d'inversion récupération (STIR)
- la séquence in-phase/out-of-phase (phase-opposition de phase)

Les points forts, les points faibles, et l'utilisation de ces séquences seront détaillées dans les pages qui sont consacrées à ces techniques

- *Diffusion*

Les séquences de diffusion mesurent, à l'échelle microscopique, le déplacement des molécules d'eau dans les tissus. Le déplacement de ces molécules d'eau dépend à la fois de l'intégrité de la cellule et de la densité cellulaire. Les tumeurs ont généralement une densité cellulaire plus élevée. Un abcès est hypocellulaire. Dès lors, lorsqu'il existe un diagnostic différentiel tumeur/abcès cérébral, la séquence de diffusion est un outil qui permet d'apporter des arguments en faveur de l'un ou l'autre diagnostic. Lors d'une ischémie cérébrale, à l'échelle cellulaire, il se produit des déplacements de molécules d'eau qui sont facilement détectés avec cette méthode. L'IRM avec diffusion est la technique radiologique qui permet la détection la plus précoce de l'accident vasculaire cérébral. Au cours du temps, avec l'amélioration de la technologie, ces techniques se sont généralisées à la plupart des organes

- **Spectroscopie**

La spectroscopie utilise le signal IRM pour étudier la répartition des fréquences provoquées par les différences chimiques. Avec des champs magnétiques élevés, il est possible d'obtenir des spectres de haute résolution d'une région bien définie d'un organe et dans un temps très bref. La spectroscopie IRM va mesurer le pic de certains métabolites. Les métabolites étudiés dépendent de l'organe et du type de lésion étudié. L'augmentation du pic d'un métabolite (ou d'une combinaison) peut apporter des arguments positifs en faveur de la bénignité ou de la malignité d'une lésion donnée, de l'activité d'une pathologie, etc. La spectroscopie IRM peut maintenant être employée tout aussi bien pour l'étude des cancers du cerveau que de la prostate. Le champ d'utilisation de la spectroscopie IRM s'élargie puisque l'on étudie aujourd'hui tout aussi bien des pathologies inflammatoires ou avec déficits enzymatiques.

- **Séquence phase-opposition de phase**

Cette séquence phase-opposition de phase permet de détecter le contenu en lipides d'une lésion ou d'un organe. Cette technique est surtout utilisée dans l'étude du foie et la caractérisation des lésions surrénales.

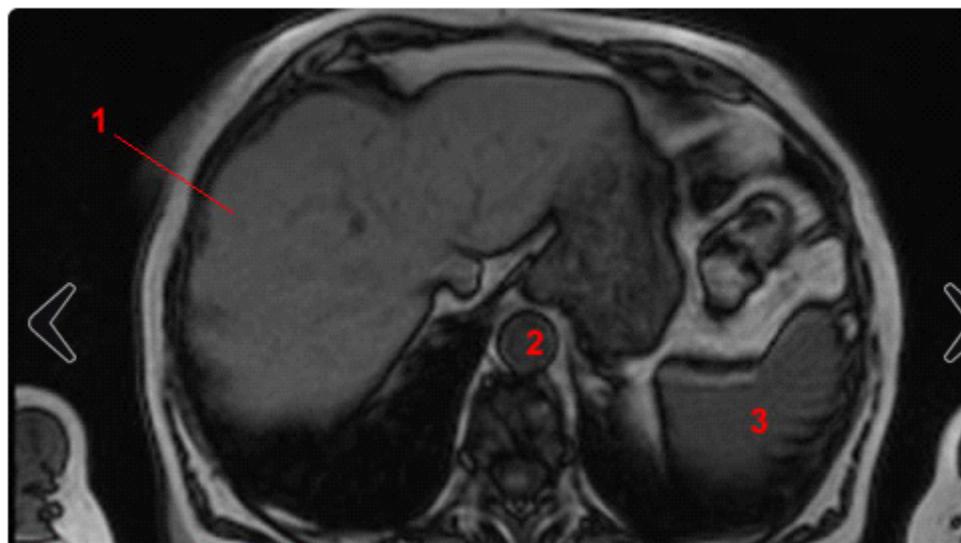
Cette séquence est de type écho de gradient double écho. Elle repose sur le fait que les protons de la graisse et l'eau ont des fréquences de résonnance différentes à 1,5 Tesla. Ces protons peuvent être en phase ou avoir un déphasage pouvant aller jusqu'à 180°. Dès lors, l'intensité d'un voxel varie selon que ces protons de la graisse et de l'eau sont en phase ou non.

Pour un tel voxel, lorsque les protons de la graisse et de l'eau sont en phase, il y a un effet additif du signal de l'eau et de la graisse.

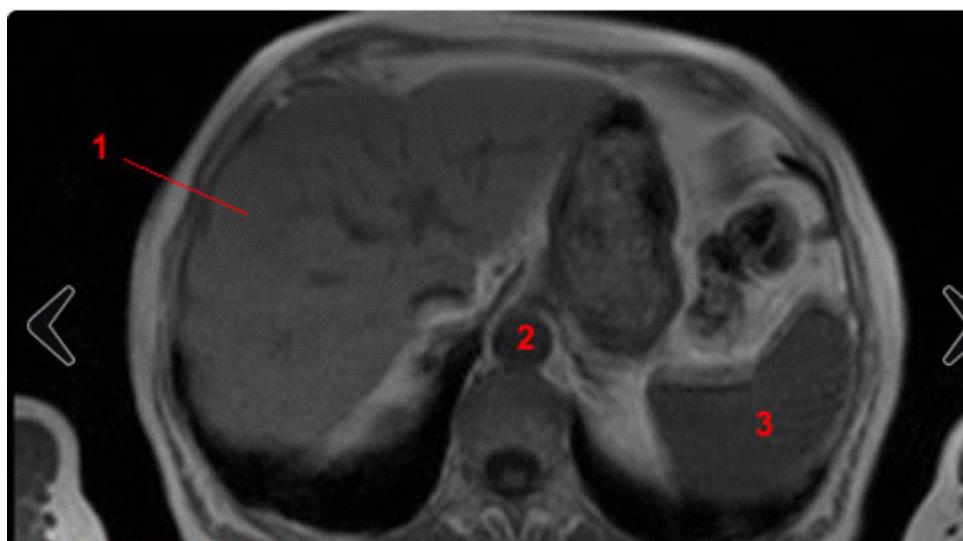
En opposition de phase, dans ce même voxel, il y aura un effet «d'annihilation». Lorsque ce voxel contient plus de lipides que d'eau, il perd de son signal.

Une stéatose hépatique peut être présente lorsqu'il y a une perte de signal du parenchyme hépatique sur les images en opposition de phase («out-of-phase») par rapport aux images en phase («in-phase»). Des «faux-positifs» peuvent survenir en présence d'un foie avec surcharge en fer (hémochromatose).

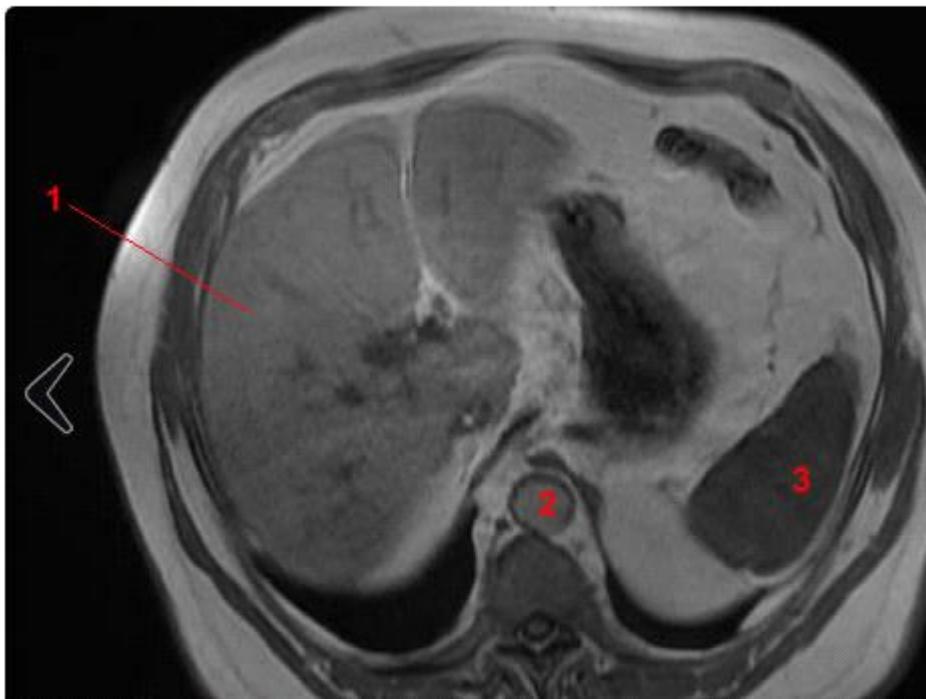
Séquence opposition de phase. Image 1. Cas 1. IRM 1,5T: Foie normal. TE=4.8 (in-phase). 1, Foie. 2, Aorte. 3, Rate.



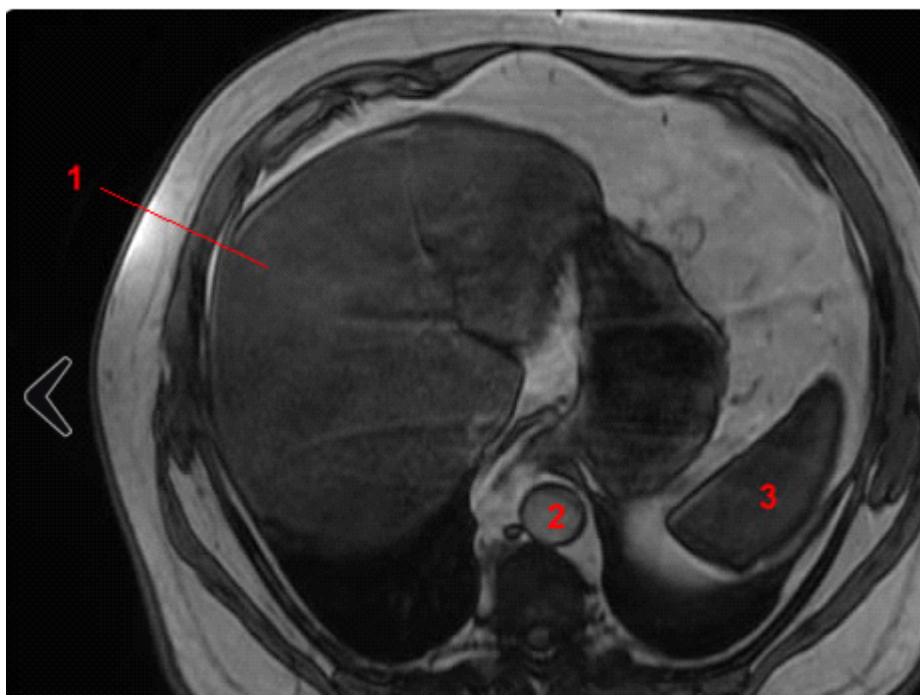
Séquence opposition de phase. Image 2. Cas 1. IRM 1,5T: Foie normal. TE=2.4 (out-of-phase). Pas de chute de signal du parenchyme hépatique! 1, Foie. 2, Aorte. 3, Rate.



Séquence opposition de phase. Image 3. Cas 2. IRM 1,5T: Stéatose hépatique. TE=4.6 (in-phase).
Foie. 1, Aorte. 2, Rate.



> Séquence opposition de phase. Image 4. Cas 2. IRM 1,5T: Stéatose hépatique. TE=2.1 (out-of-phase). Observer la chute de signal. 1, Foie. 2, Aorte. 3, Rate.



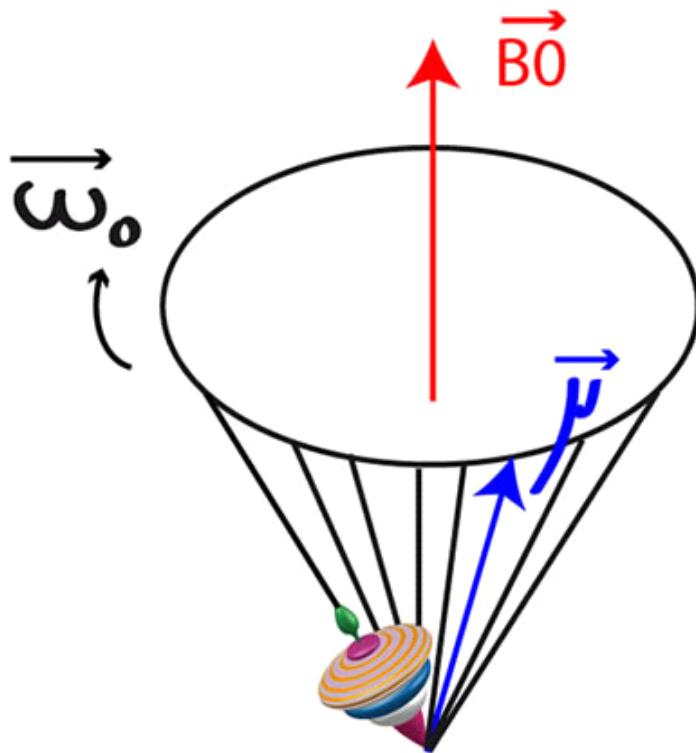
- Séquence T2* (T2-étoile)

Schématiquement, les séquences T2* sont obtenues avec des séquences GRE ayant un long TE (qui augmente l'effet T2*), un angle de bascule (flip angle) réduit et un long TR (ces deux derniers paramètres réduisent l'influence de T1).

7. Précession et équation de Larmor

7.1. Précession

En présence d'un champ magnétique externe B_0 uniforme, constant et suffisamment important, les moments magnétiques μ des noyaux d'hydrogène se mettent à tourner autour de la direction du champ magnétique externe B_0 selon un angle donné. Leurs mouvements sont analogues à ceux des toupies et ils décrivent des cônes de révolution autour de l'axe de B_0 .



L'apparition de ce mouvement de rotation des spins, sous l'influence du champ magnétique externe B_0 , est appelé mouvement de précession

7.2. L'équation de Larmor

La vitesse angulaire de ce mouvement de précession est donnée par l'équation de Larmor:

$$\omega = \gamma B_0$$

où ω est la vitesse angulaire, γ est le rapport gyromagnétique et B_0 est l'intensité du champ magnétique.

Note:

$$\omega = 2\pi f \text{ ou } f \text{ est la fréquence.}$$

Pour l'hydrogène, $\gamma = 42.57 \text{ MHz/T}$

Si B_0 augmente, la fréquence de précession augmente et vice-versa.

À 1.5T, la fréquence de précession du proton de l'hydrogène est de 63.86 MHz.

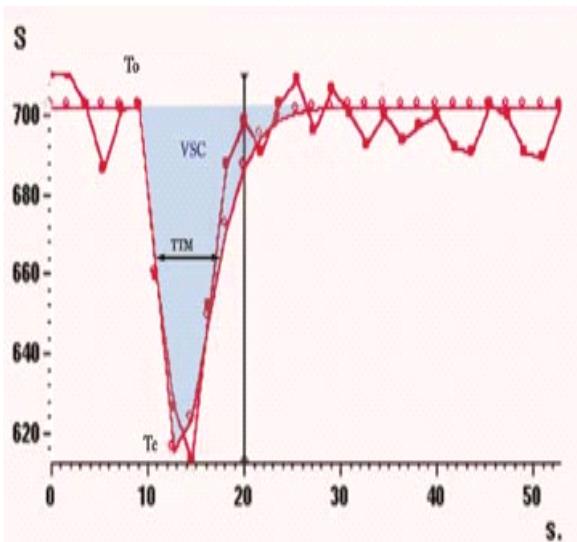
8. Méthodologie des différentes techniques de perfusion : IRM de perfusion

8.1.Technique de premier passage :

Les complexes de gadolinium sont habituellement utilisés en imagerie pondérée T1, pour leur propriété de paramagnétisme et le raccourcissement du temps de relaxation T1 qu'ils entraînent sur les différents tissus qui les ont captés. Ces agents de contraste, injectés par voie intraveineuse, vont circuler dans le compartiment vasculaire, puis vont se diffuser aux compartiments tissulaires par extravasation vers les espaces interstitiels. Au niveau cérébral, toute prise de contraste signe une rupture de la barrière hémato-encéphalique. Pour avoir accès à la microvascularisation, il faut utiliser les phénomènes de susceptibilité magnétique. En effet, l'injection d'un bolus de produit de contraste paramagnétique entraîne un gradient de champ magnétique entre les espaces intravasculaire et extravasculaire. Les hétérogénéités de champ magnétique créées par la présence de l'agent de contraste dans les vaisseaux entraînent une dispersion des phases des aimantations, induisant une diminution du temps de relaxation T2*. La diminution du signal observé (en T2* comme en T2) dépend de la concentration de l'agent de contraste dans le vaisseau, ainsi que du nombre de vaisseaux par unité de volume, et de leur diamètre. L'injection d'un bolus d'agent de contraste, couplée à l'acquisition d'une série dynamique, conduit à une diminution de l'intensité du signal lors du premier passage de l'agent paramagnétique puis à un retour à la valeur initiale. De façon à s'affranchir des effets T1 dus à une rupture de la barrière hémato-encéphalique, et des effets de recirculation, la courbe de premier passage est modélisée par une fonction « gamma dérivée ».

Cette courbe (fig. 1) donne accès à différents paramètres : T0 : temps d'arrivée du produit de contraste dans la coupe après injection ; Tc (temps à la valeur crête) : temps correspondant au maximum de la variation de contraste ; TTM (temps de transit moyen) : correspondant à la largeur à mi-hauteur de la courbe ; VSC (volume sanguin cérébral) : index de volume sanguin cérébral apprécié à partir de l'intégration de la surface sur la courbe ; DSC (débit sanguin cérébral) : index de débit sanguin cérébral correspondant au rapport VSC/TTM.

► Figure 1



Courbe de premier passage. L'injection d'un produit de contraste entraîne, par effet de susceptibilité magnétique, une chute de l'intensité du signal puis un retour à l'équilibre. La courbe mesurée est modélisée par une fonction « gamma dérivée », et permet d'accéder à différents paramètres (T_0 , T_C , TTM, VSC et DSC). Pour chaque paramètre, une cartographie est reconstruite.

8.1.1. Aspects pratiques

1.3. L'acquisition

Dans la réalisation de ce type d'examen, plusieurs exigences sont à respecter.

Les temps d'injection « en bolus » qui permettent au niveau carotidien de retrouver un embolus contrasté doivent être courts. Il ne faut pas oublier que le passage cardio-pulmonaire crée un filtrage temporel de cet embolus et qu'il est illusoire de vouloir que tout le produit de contraste injecté en intraveineux puisse se retrouver dans la même fraction d'éjection au niveau du ventricule gauche. En pratique, la largeur de cet embolus artériel est d'une dizaine de secondes. Une vitesse d'injection de 5 à 6 ml par seconde est tout à fait suffisante pour injecter un volume de produit de contraste qui va être de 15 à 20 ml, voire davantage si on utilise des doses d'injection qui dépassent les traditionnels 0,2 ml par kilogramme de poids. Certains préconisent une double dose [6]. À notre avis, si l'on doit travailler avec des séquences d'écho de gradient, cette double dose rehausse de façon trop importante les gros vaisseaux péri-cérébraux, et peut nuire à l'analyse quantitative de voxels situés proches des régions corticales. Le fait d'utiliser un injecteur à double corps, qui permet de pousser cet embolus contrasté avec un volume équivalent, voire supérieur, de sérum physiologique, assure la meilleure reproductibilité des résultats.

Des temps d'échantillonnage de l'ordre de 2 secondes conviennent. Des temps plus longs

peuvent nuire à la précision des reconstructions paramétriques. Des temps plus courts n'apportent rien sur le plan de cette précision et peuvent nuire cette fois au rapport signal/bruit, donc à la qualité des mesures.

Des séquences pondérées en T2 ou en T2* sont nécessaires pour exploiter correctement les effets de susceptibilité magnétique liés à l'embole contrasté. Les variations de signal sur les séquences en T2 sont représentatives des variations de densité de la microcirculation et les séquences T2* sont plus sensibles à des vaisseaux de plus grande taille. En théorie, il conviendrait donc de travailler en séquence de spin écho. En pratique, pour des raisons de compromis entre la dynamique, le nombre de coupes et le rapport signal/bruit, il n'y a pas semble-t-il, dans la caractérisation des tumeurs en tout les cas, de différence importante en ce qui concerne ces mesures de volume sanguin cérébral par l'une ou l'autre des techniques d'acquisition (SE ou EG, EPI). La signification des résultats et les seuils discriminants entre les volumes sanguins cérébraux relatifs mesurés par ces deux approches sont équivalents pour peu que l'on évite de faire des mesures dans des volumes d'intérêt qui incluent de façon évidente des gros vaisseaux.

Les épaisseurs de coupes et les résolutions spatiales dans le plan d'acquisition doivent permettre de couvrir la zone d'intérêt dans un temps d'acquisition imparti, en gardant un bon rapport signal/bruit. Une matrice 128 × 128, voire 128 × 64, suffit en pratique.

1.4. *Le post-traitement*

Il existe aujourd'hui, sur tous les équipements récents 1,5 Tesla (et probablement 3 Tesla), des logiciels qui permettent facilement l'établissement des cartes paramétriques et leur utilisation sur la station de post-traitement livrée avec la machine.

Ces logiciels permettent à partir de l'ensemble des dynamiques de reconstituer les cartes paramétriques T0, Tc, VSC, TTM, DSC. Dans le cas des tumeurs, ce sont essentiellement les cartes VSC (volume sanguin cérébral) qui nous intéressent. Elles sont établies à partir de la courbe de premier passage en chaque point par un ajustement par moindre carré par rapport à une courbe gamma dérivée modélisée. La surface sous la courbe modélisée est alors calculée et exprimée dans une échelle arbitraire en terme de VSC. Le résultat est présenté avec une échelle colorimétrique, que l'on va exploiter visuellement en faisant varier la fenêtre de visualisation pour l'ensemble de la coupe imagée.

Pour une exploitation quantitative, bien que relative, il convient de choisir des ROI (régions d'intérêt) en zone pathologique et en zone saine, ce qui est source d'approximations, et il convient de définir un certain nombre de règles pour standardiser au mieux les résultats.

a. *Le choix de la région d'intérêt (ROI) en zone pathologique*

Tous les utilisateurs s'accordent sur le fait qu'il convient de choisir cette ROI dans la zone où le VSC apparaît le plus élevé. C'est en effet dans la zone d'angiogenèse maximum qu'il faut essayer de caractériser la lésion. Pour ce faire, il faut que la ROI soit placée en dehors des gros vaisseaux corticaux, ou en dehors bien sûr de zones qui incluraient des vaisseaux profonds ou une partie des plexus choroïdes. On s'aide pour cela des coupes axiales en T1 qui auront été acquises en général à distance de l'injection pour apprécier la prise de contraste conventionnelle. Il faut aussi choisir une taille de ROI qui permette d'inclure une dizaine de pixels, ce qui correspond en pratique à une ROI de l'ordre du cm². En déplaçant cette ROI, on peut apprécier les variations de ce paramètre dans différentes zones de la lésion, apprécier

aussi l'allure de la courbe de premier passage et la qualité de l'ajustement pour faire un choix qui soit cohérent. Ce travail devra être fait sur les différentes coupes qui passent par la tumeur.

b. Le choix de la ROI en zone saine

Plusieurs possibilités sont offertes : soit retenir en zone saine une ROI symétrique à celle choisie en zone pathologique quand c'est possible ; soit choisir systématiquement une ROI dans une zone de substance blanche repérable sur la même coupe ; une troisième solution qui pourrait assurer une meilleure reproductibilité, mais qui est peu utilisée semble-t-il, serait de choisir une ROI qui englobe la majeure partie de l'hémisphère contro-latéral à la tumeur.

En pratique, nous utilisons la seconde option (ROI placée dans la substance blanche) comme la plupart des équipes.

On calcule ensuite par simple division le rapport entre ce volume sanguin cérébral maximal dans la lésion et le volume sanguin cérébral en zone normale, et c'est à partir de cette valeur VSCmax/VSC normal que l'on va raisonner par la suite. On le notera rVSC.

Il est clair que la mesure faite dans ces conditions est sujette à des variations internes inter et intra observateurs assez importantes, probablement de l'ordre de quelques 20 ou 30 % voire davantage pour le VSCmax. Ces variations seront d'autant plus importantes que la lésion est hétérogène et angiogénique [7].

Avec ces réserves, la plupart des auteurs s'accordent pour définir un seuil du rapport VSCmax/VSC normal (rVSC) qui se situe entre 1,5 et 2 pour parler de néo-angiogenèse significative.

8.1.2. Traitement et interprétation des données

Les coupes sont ensuite transférées sur une console de traitement où un logiciel de perfusion permet ensuite à l'utilisateur de traiter les données d'images dynamiques et de générer des paramètres de perfusion fonctionnels à partir des changements d'absorption de l'image en fonction du temps. Les images sont donc reconstruites en tant que séries temporelles.

Le logiciel utilisé pour le traitement des données est le « brain perfusion CT » (Philips).

Les données sont retranscrites sous forme de graphique, montrant la variation des valeurs de pixel en Unité Hounsfield (UH) en fonction du temps.

Il étudie l'évolution de la valeur des unités Hounsfield de chaque voxel, grâce à des acquisitions séquentielles d'une même coupe, durant l'administration d'un bolus de produit de contraste iodé. Les courbes de rehaussement de contraste résultantes temporisées décrivent l'hémodynamique du cerveau.

Le traitement des données s'effectue en 3 étapes :

- La première consiste à recaler les images pour réduire ou éliminer leur désalignement provoquées par les mouvements du patient pendant l'exploration, ainsi qu'à les filtrer.
- La seconde étape « vessel definition » consiste à sélectionner une fonction d'entrée artérielle (généralement l'artère cérébrale antérieure) et une fonction de sortie veineuse (généralement le sinus sagittal supérieur) du produit de contraste, qui seront utilisées pour les calculs. La zone contenant le vaisseau est entourée et l'application recherche le pixel dont le renforcement est le plus élevé à l'intérieur de la zone d'intérêt, et le marque d'une mire de couleur (rouge pour l'artère, bleu pour la veine). Le renforcement de l'artère doit se produire avant celui de la veine. Les deux courbes doivent

comporter une partie ascendante puis descendante pour que l'exploration soit complète et les données fiables.

- La troisième et dernière étape « perfusion maps » (*fig. 3*) permet, à partir des images acquises lors de l'acquisition dynamique, d'obtenir une reconstruction des cartographies de perfusion avec affichage des 4 cartes paramétriques fonctionnelles selon une échelle de couleur (des valeurs les plus élevées représentées en rouge, aux valeurs les plus faibles en bleu) représentant le VSC, le DSC, le TTM et le TTP, qui permettent une première analyse visuelle qualitative rapide. Dans un second temps, une analyse quantitative est réalisée sur les différentes coupes de référence visualisées en MIP, en plaçant différentes régions d'intérêt (chacune apparaissant avec une couleur, un symbole et un numéro différents) en rapport avec la pathologie étudiée : territoires artériels cérébraux, zone tumorale. Les calculs sont ensuite effectués pour chacune des différentes régions d'intérêt de façon automatique selon le principe du volume central. Les résultats sont finalement présentés sous forme d'un tableau récapitulatif des données quantitatives des 4 paramètres de l'hémodynamique cérébrale pour chaque région, ainsi que par des courbes des valeurs de pixel en UH en fonction du temps.

► **Figure 3**

Figure 3a

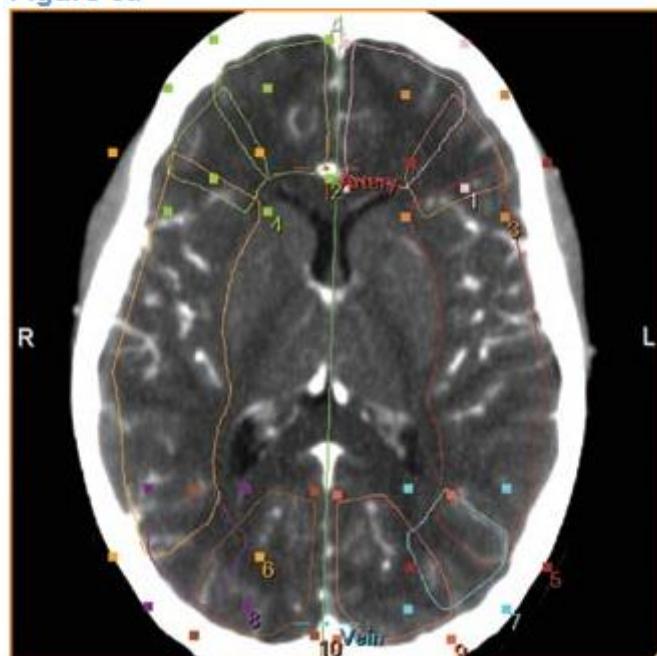


Figure 3b

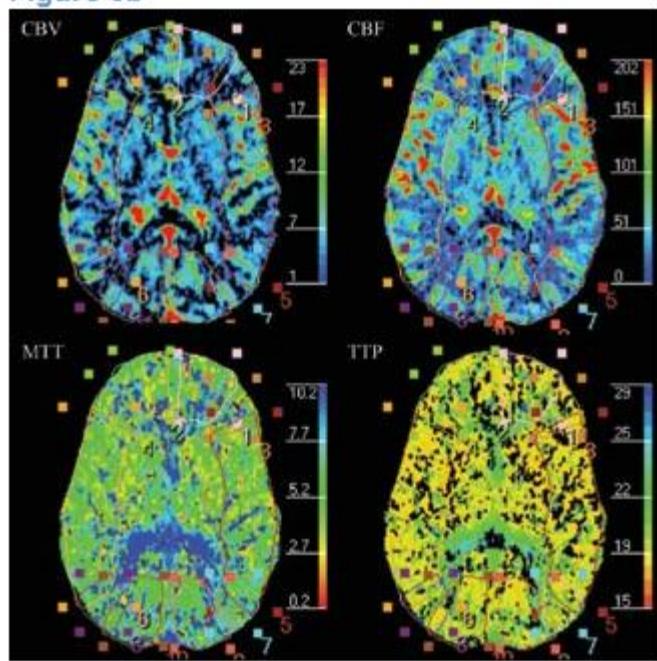
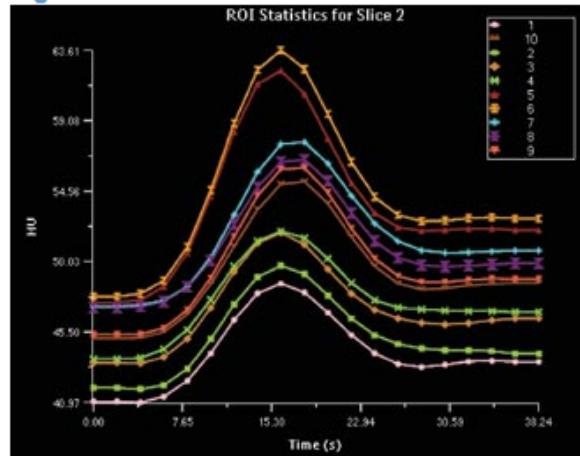


Figure 3c

ROI #	CBV (ml/100g)	CBF (ml/100g/min)	MTT (s)	TTP (s)
1	2.52	34.10	4.43	16.39
2	2.60	34.90	4.47	16.45
3	2.73	39.03	4.20	16.24
4	2.89	36.10	4.80	16.41
5	4.57	68.90	4.07	16.06
6	4.92	67.61	4.36	16.34
7	3.71	37.43	5.94	17.57
8	3.24	34.36	5.66	17.46
9	3.76	39.72	5.68	17.35
10	3.52	36.72	5.75	17.45

Figure 3c

ROI #	CBV (ml/100g)	CBF (ml/100g/min)	MTT (s)	TTP (s)
1	2.52	34.10	4.43	16.39
2	2.60	34.90	4.47	16.45
3	2.73	39.03	4.20	16.24
4	2.89	36.18	4.80	16.41
5	4.67	68.90	4.07	16.06
6	4.92	67.61	4.36	16.34
7	3.71	37.43	5.94	17.57
8	3.24	34.36	5.66	17.46
9	3.76	39.72	5.68	17.35
10	3.52	36.72	5.75	17.45

Figure 3d

Traitements des données. Les coupes sont ensuite transférées sur une console de traitement.**a** Une coupe MIP est d'abord produite sur laquelle il faut sélectionner une fonction d'entrée artérielle et de sortie veineuse (« artery » en rouge et « vein » en bleu).**b** Pour chacun des 4 paramètres, une cartographie fonctionnelle couleur est reconstruite, permettant une première analyse visuelle rapide de la perfusion. Des ROI (chacune apparaissant avec une couleur, un symbole et un numéro différents) sont placées au niveau des territoires artériels cérébraux et jonctionnels permettant l'analyse quantitative.**c-d** Les résultats sont présentés sous forme d'un tableau récapitulatif des données quantitatives des 4 paramètres de l'hémodynamique cérébrale pour chaque région (c), ainsi que par des courbes des valeurs de pixel en Unités Hounsfield (HU) en fonction du temps (d).

8.2. Le diagnostic de tumeur cérébrale

L'étude en perfusion est intéressante dans diverses situations où le diagnostic différentiel se pose entre une tumeur cérébrale et une lésion circonscrite d'une autre nature.

Dans le cas d'une lésion infectieuse (qui par ailleurs pourra être affirmée par diffusion ou par spectrométrie, s'il s'agit d'une lésion à pyogènes) la prise de contraste au niveau de la paroi ne correspond pas à une zone de VSC élevée (fig. 3). Elle peut même apparaître assez avasculaire, ce qui est contraire à ce que l'on observe dans le cadre d'une tumeur nécrosée, qu'elle soit primitive ou secondaire. La prise de contraste en IRM T1 est liée dans ce cas à l'inflammation et aux ruptures de la BHE et non pas à une néo-vascularisation.

► Figure 3

Figure 3a

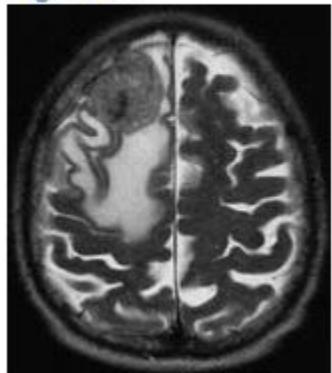


Figure 3b



Figure 3c

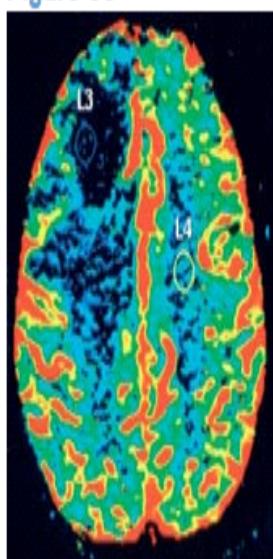


Figure 3. Abcès cérébral. Ce patient, au décours d'un traitement immunosupresseur, présente une lésion frontale qui s'est révélée être un abcès.**a** Sur l'image pondérée en T2, il paraît difficile d'argumenter en faveur de ce diagnostic.**b** L'image en T1 après injection de chélates de Gadolinium est déjà plus évocatrice avec une prise de contraste périphérique et un centre nécrotique.**c** L'image de perfusion est intéressante car elle montre qu'il n'y a pas d'angiogenèse en périphérie de la lésion, ce qui est peu en faveur du diagnostic de tumeur agressive primitive ou secondaire.

Dans le cas de lésions de sclérose en plaques, qui peuvent avoir un aspect pseudo-tumoral avec des prises de contraste le plus souvent modérées, l'image de perfusion n'objective aucune élévation du rVSC, amenant là encore à s'interroger sur l'hypothèse tumorale (fig. 4).

► Figure 4

Figure 4a

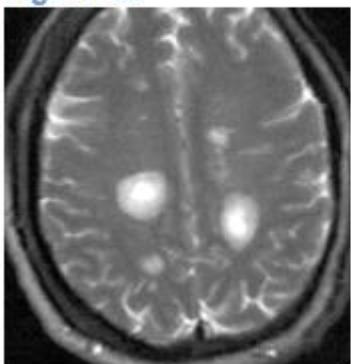


Figure 4b

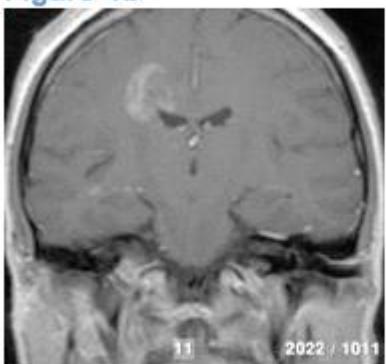


Figure 4c

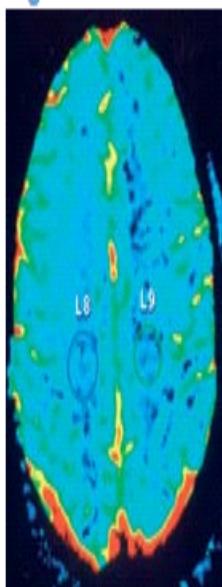


Figure 4. Sclérose en plaques dans une phase évolutive. Ce patient présente un déficit de l'hémicorps gauche d'évolution assez rapide. En fait, il s'agissait d'une sclérose en plaques dans une phase évolutive, diagnostic qui pouvait se faire au vu de l'ensemble des coupes de la séquence en T2.**a** Il existe, sur les images en T2, des lésions multiples.**b** La lésion du centre ovale à droite prend le contraste sur les images en T1.**c** L'imagerie de perfusion n'objective pas à ce niveau d'augmentation significative du volume sanguin cérébral.

8.3.Le diagnostic différentiel entre différentes entités tumorales

Dans notre expérience et lorsque l'imagerie standard ne permet pas de conclure ou fait hésiter entre plusieurs hypothèses, l'imagerie de perfusion est toujours informative. Elle peut être décisive dans un certain nombre de situations, qui ont déjà fait l'objet de publications antérieures.

Entre un gliome de haut grade et un lymphome par exemple, le gliome de haut grade se présente dans la majorité des cas avec un rVSC compris entre 2 et 5 au niveau de la prise de contraste, alors que le lymphome se présente lui avec un rVSC normal, voire diminué, au niveau de la prise de contraste même quand celle-ci est relativement intense. De fait, l'hypercellularité tumorale s'accompagne de lésions de la BHE, mais il n'y a pas de néo-angiogenèse (fig. 5).

► Figure 5

Figure 5a

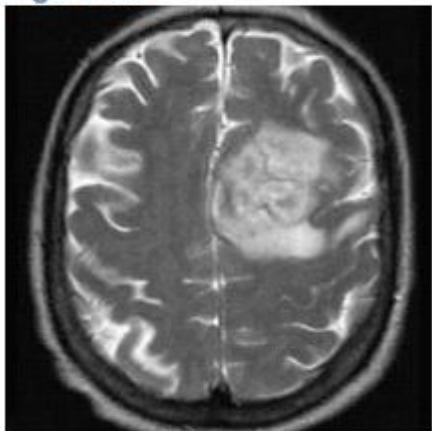


Figure 5b



Figure 5c

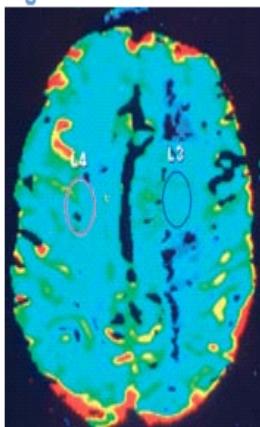


Figure 5d

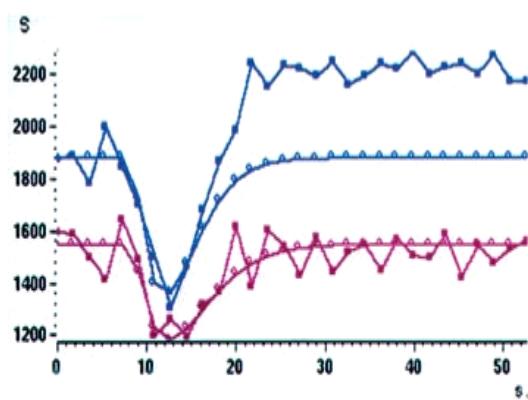


Figure 5. Lymphome cérébral.**a-b** Les images T2 (**a**) et T1 avec injection (**b**) sont peu spécifiques.**c** L'image de perfusion n'objective pas de néo-vascularisation significative.**d** Les courbes de premier passage montrent qu'il n'y a pas d'augmentation importante du volume sanguin cérébral mais qu'il existe par contre une extravasation interstitielle. Cet aspect est évocateur d'un lymphome.

*Entre un astrocytome pilocytique du cervelet, lorsqu'il se présente avec une composante kystique et un nodule mural qui prend le contraste, et un hémangioblastome, on fera très bien la différence, ce dernier présentant une élévation très importante du rVSC au niveau du nodule mural (rVSC de 8 à 10) (fig. 6).

► Figure 6

Figure 6a

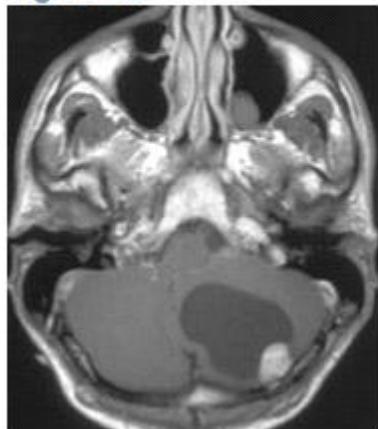


Figure 6b

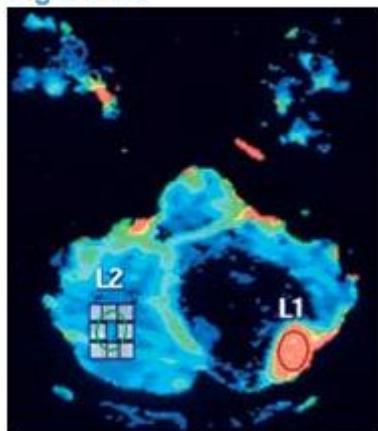


Figure 6c

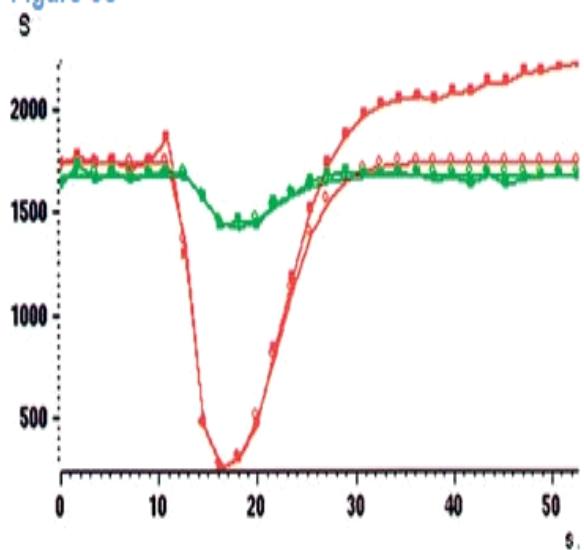


Figure 6. Hémangioblastome de la fosse cérébrale postérieure.a Lésion kystique de la fosse cérébrale postérieure avec un nodule mural qui prend le contraste sur l'image en T1.b-c L'imagerie de perfusion (**b**) est particulièrement démonstrative avec cette augmentation importante du volume sanguin cérébral au niveau du nodule et un rapport pratiquement de 10 par rapport au tissu normal (**c**). Cet aspect est très évocateur d'un hémangioblastome.

Figure 6. Hemangioblastoma of posterior cerebral fossa.a Cystic lesion of posterior cerebral fossa with enhanced peripheral nodule on postcontrast T1 WI.**b-c** Perfusion imaging (**b**) is very contributive demonstrating within the nodule a strong increased CBV ratio of 10 (**c**).

*Entre différentes entités métastatiques, on identifiera les métastases très vasculaires qui se présentent avec des rVSC très élevés et qui font évoquer une tumeur primitive au niveau du rein ou un mélanome (rVSC supérieur à 5) (fig. 7).

► Figure 7

Figure 7a



Figure 7b



Figure 7c

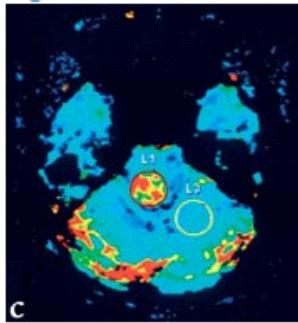


Figure 7d

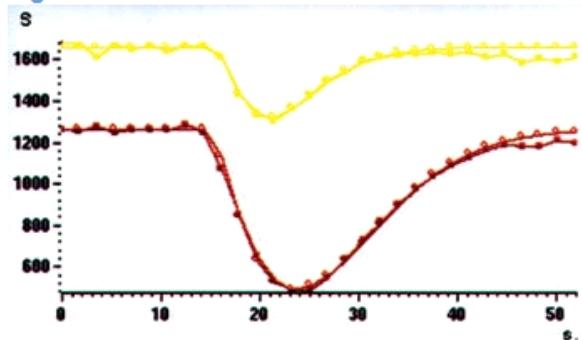


Figure 7. Métastase du tronc cérébral d'un cancer du rein. **a** Cette lésion unique du tronc cérébral qui s'accompagnait d'une symptomatologie clinique relativement aiguë apparaît relativement bien limitée en T2. **b** Elle prend le contraste après injection de chélates de Gadolinium sur l'image en T1. **c-d** L'image de perfusion (**c**) objective une augmentation très locale et limitée du volume sanguin cérébral avec un rapport par rapport au tissu normal qui est pratiquement de 10 (**d**).

*Entre un méningiome et d'autres hypothèses tumorales, l'imagerie de perfusion sera utile, notamment lorsqu'il s'agit d'un méningiome intra-ventriculaire. Le méningiome présente souvent des rVSC très élevés de l'ordre de 6 à 10 qui sont assez typiques (fig. 8).

► Figure 8

Figure 8a

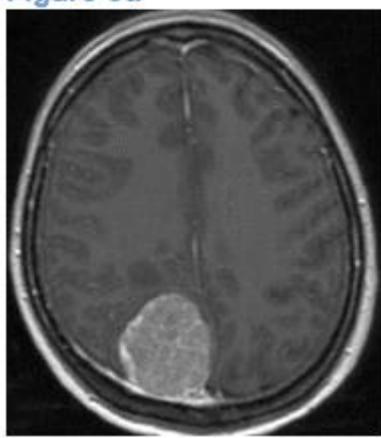


Figure 8b

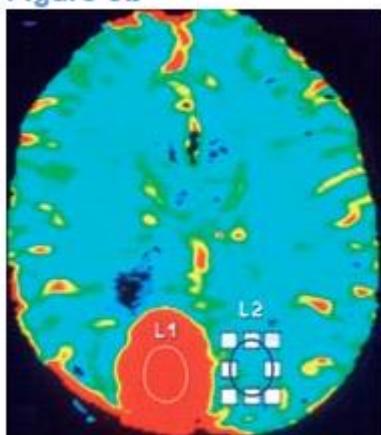


Figure 8b

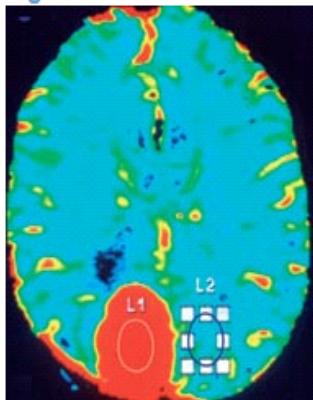


Figure 8c

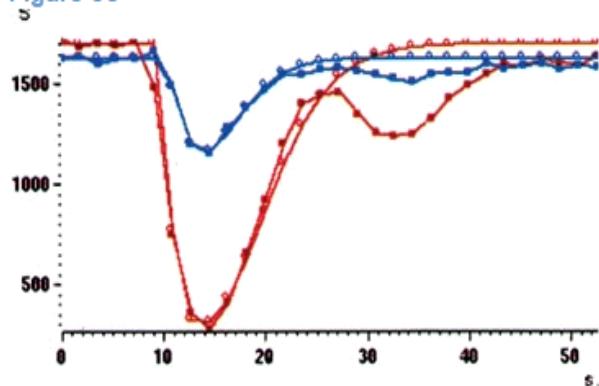


Figure 8. **Méningiome.a** L'aspect de ce méningiome est tout à fait typique en T1.b-c L'image de perfusion (b) est, elle aussi, tout à fait caractéristique avec un volume sanguin cérébral très augmenté, d'un facteur pratiquement 10 par rapport au tissu normal (c).

8.4.Le grading des tumeurs gliales

Cette question est bien résolue s'il s'agit de différencier entre un astrocytome de bas grade qui prend le contraste (comme l'astrocytome pilocytique, voire le xantoastrocytome) et un gliome de haut grade. Pour l'astrocytome pilocytique, curieusement, il n'y a pas d'augmentation importante du rVSC dans la zone qui prend le contraste (fig. 9). Il se peut que l'effet T1 dû à la filtration masque en partie les effets T2* lors du 1er passage.

Figure 9a

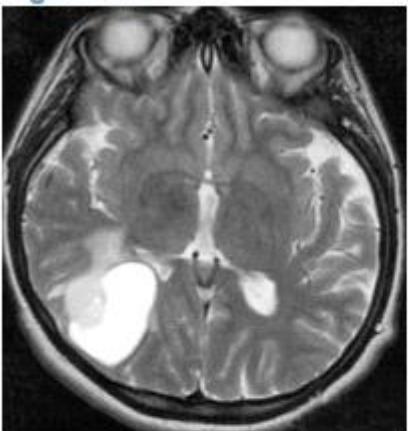


Figure 9b

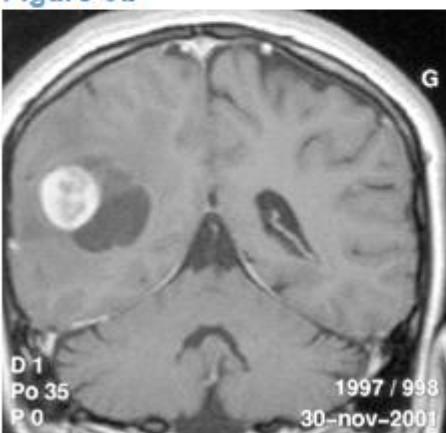


Figure 9c

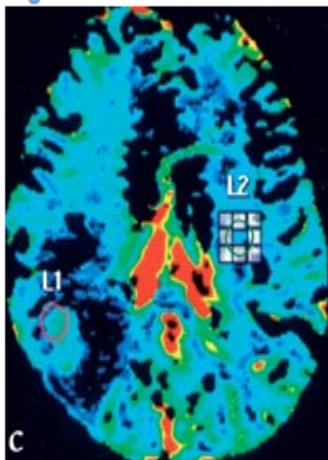


Figure 9d

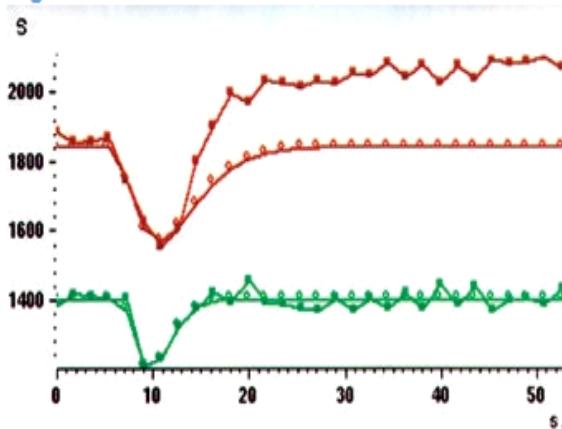


Figure 9. Astrocytome pilocytique.a-b Lésion essentiellement kystique en T2 (a) avec un nodule mural qui prend fortement le contraste sur l'image en T1 (b).**c** L'image de perfusion est particulièrement intéressante avec l'absence d'augmentation du volume sanguin cérébral au sein de ce nodule mural.**d** Démonstration sur la courbe de premier passage d'une extravasation importante du produit de contraste en rapport avec des lésions de la BHE. Cet aspect est typique d'un astrocytome pilocytique.

Un cas qui mérite une attention plus particulière est celui des oligodendrogiomes. On pourrait espérer que cette approche par perfusion avec la mesure du rVSC puisse être plus indicative que ne l'est la seule prise de contraste au niveau d'un nodule au sein d'une plage qui apparaît en hyposignal en T1. Faut-il en conclure qu'il s'agit dans ce cas d'une transformation maligne locale selon la tendance habituelle d'évolution de ces lésions ?

En fait, il est acquis qu'il existe des oligodendrogiomes de bas grade qui localement présentent un nodule qui prend le contraste et qui n'évoluent pas ou évoluent lentement [10], alors que d'autres qui ne présentent pas de prise de contraste lors d'un premier examen vont évoluer rapidement vers une lésion de haut grade. La mesure du rVSC pourrait être plus indicative que ne l'est la prise de contraste.

Il n'est pas assuré que la mesure du rVSC puisse tout résoudre, mais, à la lumière de travaux déjà publiés sur ce sujet et à celle de notre expérience, il nous paraît intéressant d'approfondir ce point en réalisant une étude multicentrique qui inclut un nombre important de malades et pour lequel l'examen anatomo-pathologique et l'évolution clinique permettraient d'individualiser précisément les individus dans ces deux groupes.

Figure 10a

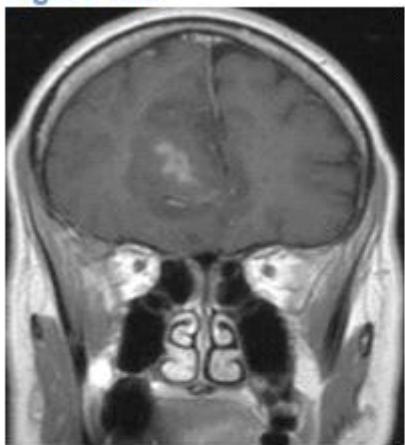


Figure 10b

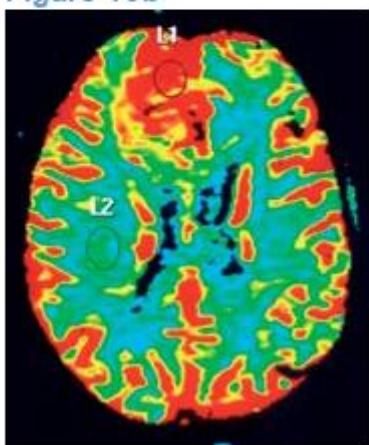


Figure 10c

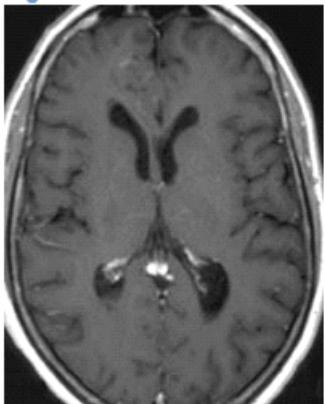


Figure 10d

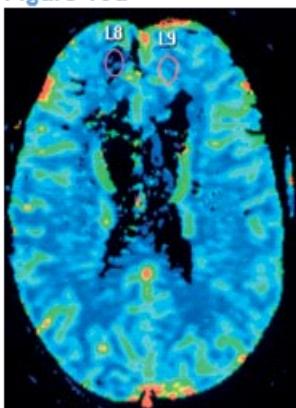


Figure 10. Oligodendrogiome de grade II.a-b Initialement, il existe une prise de contraste centrale modérée (grade B de Daumas-Duport) (**a**). L'imagerie de perfusion (**b**) confirme qu'il existe à ce niveau une augmentation significative du volume sanguin cérébral en faveur d'une néo-angiogenèse active.**c-d** Après traitement par chimiothérapie, la même séquence permet d'objectiver sur l'image en T1 une réduction du volume lésionnel, une absence de prise de contraste (**c**) et sur l'image de perfusion un retour à la normale (**d**).

9. Prétraitement des images.

Le prétraitement consiste à mettre en forme les images, et réduire les artefacts d'acquisition avant d'appliquer des traitements plus poussés. Plusieurs outils ont été développés sous Matlab par Marie-Françoise, permettant de recoller en 2D ou en 3D, de manière interactive ou automatique, des images acquises avec un certain recouvrement. Afin d'améliorer la qualité d'images de cellules végétales, David a développé un outil de filtrage directionnel mettant en relief les parois tout en réduisant le bruit dans les zones uniformes.

10. Segmentation :

La segmentation a pour but d'identifier les différentes structures d'intérêt présentes dans les images. Le résultat est une image qui peut être binaire, ou étiquetée : chaque pixel contient le numéro de la structure à laquelle il appartient. Dans les cas où la phase est trop complexe pour être automatisée, une possibilité est de sélectionner manuellement des régions d'intérêt. Marie-Françoise a développé des outils Matlab permettant d'identifier des régions d'intérêt dans des images 2D, de manière automatique ou manuelle. Les images de tissus végétaux, montrant un ensemble de cellules et éventuellement des espaces intercellulaires, sont très courantes au sein de l'institut. Dans le cadre de sa thèse, David a développé des outils Matlab permettant de segmenter de manière automatique, ou semi-automatique, des cellules dans des images de microscopie confocale 2D ou 3D. Le cas de l'imagerie fonctionnelle intéresse Paul,

qui développe un atlas stéréotaxique du cerveau de porc pour obtenir une segmentation semi-automatique.

10.1. Segmentation d'images avec des coupes de graphes

La segmentation d'images résulte de la classification des pixels similaires. Ce résultat implique un partitionnement de l'image sous la forme de classes. Cette procédure de regroupement peut être associée à un graphe de pixels ou de points caractéristiques où les sommets représentent les pixels et les arêtes relient les pixels voisins pour former une connexité discrète

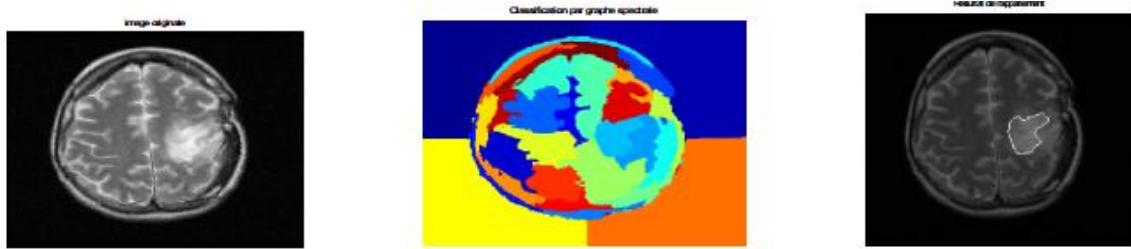


Figure 1 – Coupe extraite d'une image IRM (gauche) – Résultat de segmentation région par la coupe de graphe (milieu) – Localisation de la tumeur (droite).

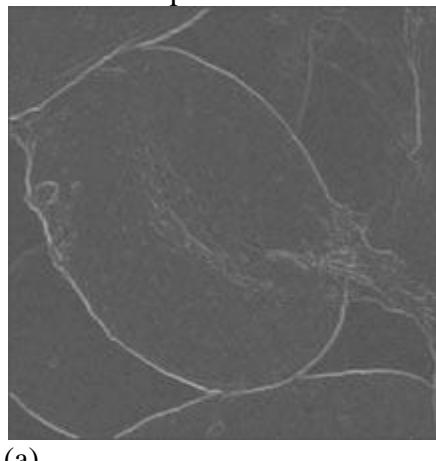
10.2. Segmentation à basée contour :

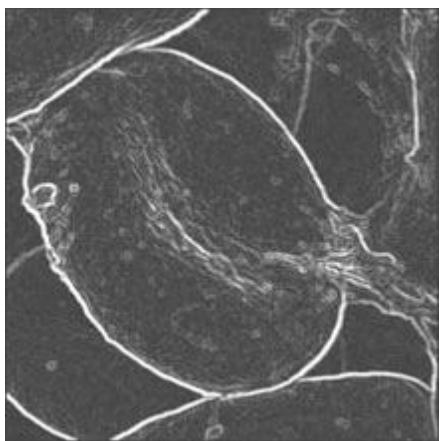
10.2.1. Approches dérivatives

* *dérivée première*

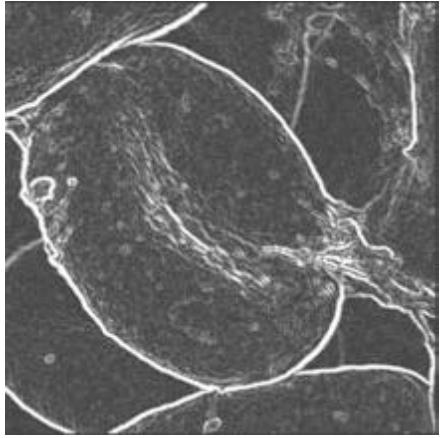
Les contours sont caractérisées par un changement rapide des niveaux de gris qui les entourent. Ils correspondent à un gradient ou à une dérivée première plus grande(e) qu'un certain seuil. La détection de contours peut être obtenue par dérivation ou différenciation. Sous forme discrète, la différenciation est réalisée en soustrayant deux valeurs, puis en divisant le résultat par le pas qui sépare les deux valeurs.

L'opération de division est superflue si le pas est égal à un. A partir de ce principe simple, plusieurs masques de convolution ont été élaborés pour réaliser la détection des contours dans une image. Pour réaliser la dérivée dans le sens des abscisses puis dans le sens des ordonnées, les opérateurs de dérivation première utilisent en général au moins deux masques l'un après l'autre. Ces masques sont tels que la somme de leurs coefficients est nulle, afin qu'ils donnent une valeur nulle dans les zones sans contour. Les plus usités sont les masques de Roberts, de Prewitt et de Sobel (figure 1





(b)



(c)

Fig. 1 – Image traitée par les filtres de Roberts(a), Prewitt(b), Sobel(c).

Interprétation :

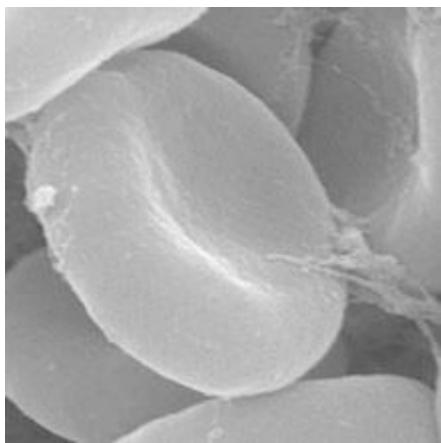
Les masques de *Roberts*, de taille 2×2 , sont sensibles au bruit et détectent assez faiblement les contours, à moins que ces derniers ne soient très marqués.

Les masques de *Prewitt*, de taille 3×3 , présentent l'avantage d'avoir un centre mieux défini que les masques 2×2 , mais ils restent sensibles au bruit. Les masques de *Sobel* pallient cet inconvénient : ils incluent un lissage pondéré. Lors du calcul des dérivées horizontales et verticales calculées, et sont donc moins sensibles au bruit.

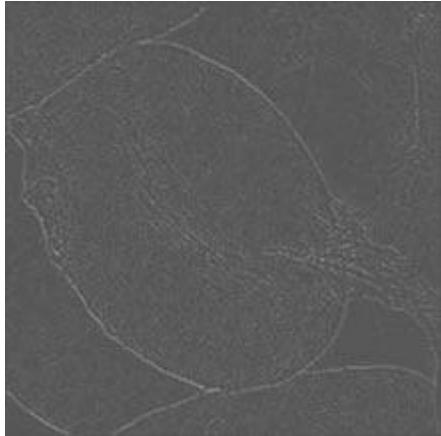
***dérivée seconde**

Un contour donne correspond soit au maximum local de la dérivée première d'une fonction, soit au passage par zéro de la dérivée seconde de la même fonction. Sous forme discrète, on montre que l'on peut obtenir les deux dérivées secondes en abscisse et en ordonnée par utilisation d'un seul masque, celui du *Laplacien* (fig. 2).

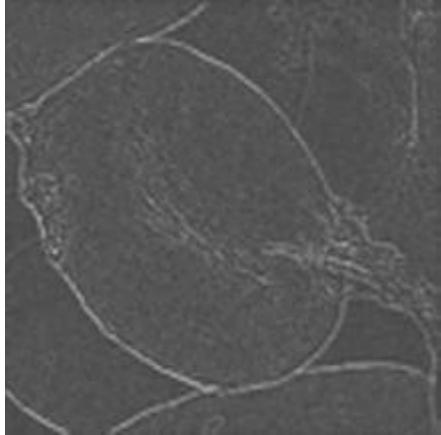
Dans la pratique le *Laplacien* est peu utilisé seul car, du fait qu'il a recours à la dérivée seconde, il est extrêmement sensible au bruit. On peut citer l'opérateur dit du « chapeau mexicain » comme exemple d'utilisation du *Laplacien* avec une gaussienne.



(a)



(b)



(c)

Fig. 2 – Image d'origine, image filtrée par le Laplacien (b) et par le Laplacien étendu(c).

10.2.2. Filtrage optimal

Certains filtres ont été conçus pour atteindre un résultat optimal en enchainant Plusieurs étapes. C'est le cas du filtre de *Canny*, ou la première étape Consiste à filtrer l'image avec un masque gaussien. Les contours sont ensuite Déetectés à l'aide d'un opérateur de type *Prewitt*. L'algorithme détecte ensuite les Maximas locaux des contours trouvés et supprime les points qui n'en font pas Partie : il en résulte des contours d'un pixel d'épaisseur. Un double seuillage est Ensuite utilisé pour éviter la fragmentation des contours.

Pour affecter un poids à chaque pixel de l'image, de nombreux filtres de détection de contours ont été testés, utilisant des méthodes diverses : LOG, Canny-Deriche, Shen-Castan,

l'opérateur basé sur les moments géométriques... Nous avons retenu l'opérateur de Canny-Deriche qui a été conçu comme la solution d'un problème d'optimisation avec contraintes. Ce filtre est censé fournir un compromis optimal entre les critères suivants : la localisation, la détection et l'unicité du contour. Il est à noter que ce filtre est optimisé dans le cadre d'images noyées dans un bruit blanc, gaussien, additif ; ce qui n'est pas le cas dans la plupart des volumes de données utilisés. Ce filtre est à l'heure actuelle l'une des références dans la détection de contours pour la qualité des résultats ; il sert régulièrement dans la littérature à l'évaluation des nouveaux filtres. De plus, sa mise en œuvre récursive est très rapide et il y a qu'un seul paramètre à régler.

Les images gradient du filtre de Canny-Deriche sont difficilement exploitables sous cette forme et, comme préconisé précédemment, nous allons en extraire les maxima locaux. Cette méthode consiste à évaluer la direction du gradient et à n'en garder que ses lignes de crêtes. Les valeurs obtenues pour chaque pixel (**Figure 8**) sont affectées comme poids à chaque pixel.

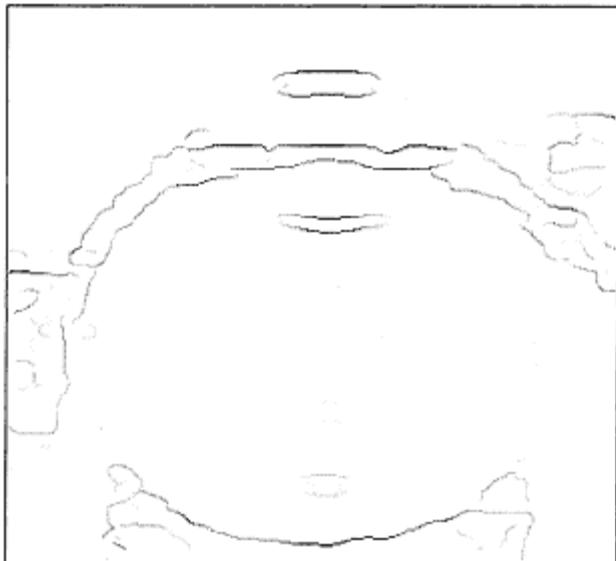


Figure 8. Image filtrée avec le filtre de Canny-Deriche + Maxima locaux.

- **Prétraitement :**

La première étape consiste en une manipulation des images pour une meilleure exploitation de l'information. Des filtres de traitement du bruit sont utilisés : Lee **Figure 4**, Nagao **Figure 5** qui permettent respectivement le lissage du bruit Speckle (bruit multiplicatif) et un rehaussement des contours. Ces prétraitements sont complètement automatisés et utilisés uniquement si cela est nécessaire.

Un second type de prétraitement est, à la différence des précédents, supervisé. Il nécessite l'introduction manuelle de quatre points sur chaque image. Ces points Figure permettent de faciliter les traitements. En effet sur les images échographiques, les échos de l'iris, et de la scléreux se confondent et donc, ne permettent pas un traitement automatisé. De plus ces points permettent de définir un pseudo-centre au globe oculaire (**Figure 7**).



Figure 4. Traitement de l'image (Illustration II) par filtre de Lee.



Figure 5. Traitement de l'image (fig. 2) par filtre de Nagao.

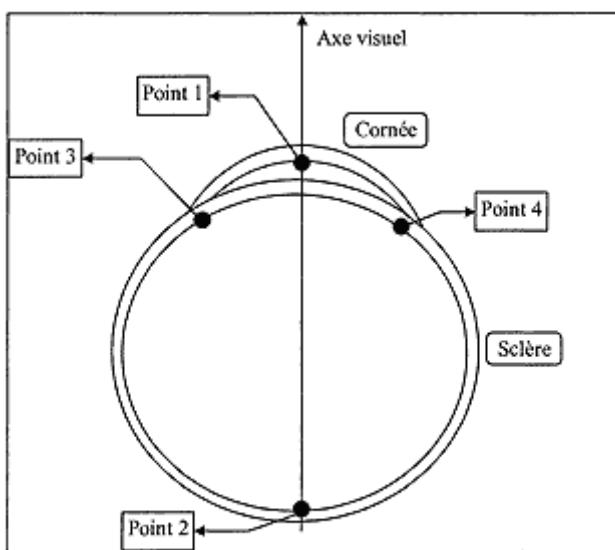


Figure 6. Prétraitement supervisé.

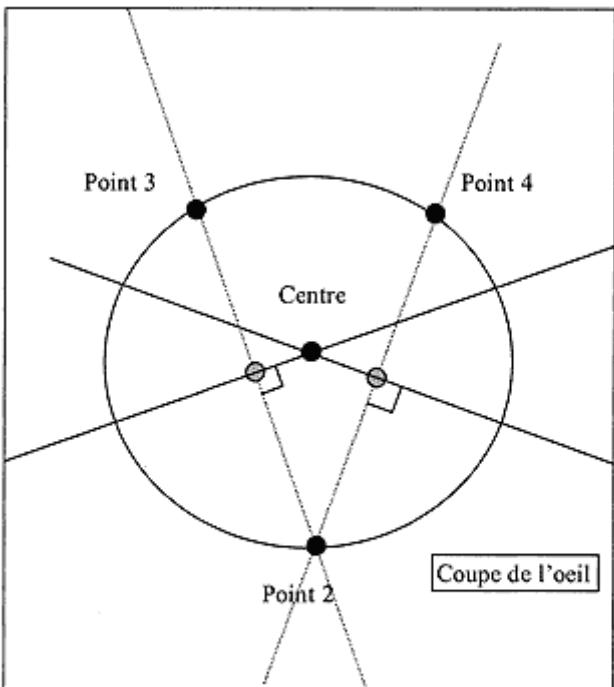


Figure 7. Définition de centre du globe oculaire.

- **Reconstruction du contour :**

Les techniques les plus employées pour la reconstruction du contour de forme en imagerie médicale sont les modèles déformables. Une forme approchant l'organe à reconstruire est initialisé, puis déformée localement pour qu'elle s'ajuste aux données. Ces déformations utilisent, en général, des propriétés physiques de matériaux élastiques. Ces différentes méthodes permettent la reconstruction du contour d'organes de formes variées comme celles des os, du cœur... Ce type de reconstruction est efficace mais au prix du réglage minutieux de nombreux paramètres. Nous avons opté pour une technique différente. Le contour à reconstruire étant de forme simple (quasi-sphérique), nous le reconstruisons en utilisant des courbes mathématiques. Les fonctions polynomiales, les fonctions de bases radiales, les ondelettes, par exemple, permettent ce type de reconstruction. Le choix effectué ici est l'utilisation de courbes polynomiales par morceaux : les B-splines. Leurs propriétés mathématiques nous permettent de restituer le contour de façon efficace, rapide, en ne réglant que peu de paramètres.

10.3. La segmentation basée région :

Les méthodes basées sur la région sont basés sur le principe de l'homogénéité - des pixels ayant des propriétés similaires sont regroupés pour former une région homogène. Les critères d'homogénéité est la plupart du niveau de gris de temps de pixels [24] et ces critères peuvent être spécifiés par les conditions suivantes

$$R1 \cup R2 \cup R3 \cup \dots \cup R_i = I \text{ dans laquelle } R_1, R_2, R_3, \dots, R_i \text{ sont la région dans l'image } I, \text{ et de plus, } R_1 \cap R_2 \cap R_3 \cap \dots \cap R_i = \emptyset$$

Ceci est, conformément à la théorie des ensembles d'homogénéité.

10.3.1. Morphologie mathématique

La morphologie mathématique a produit de nombreux opérateurs morphologiques d'une très grande utilité en analyse d'images. Ce paragraphe est consacré à la présentation de leurs propriétés quand ils sont appliqués à des images binaires, c'est-à-dire des images à deux niveaux 0 ou 1. Une approche algorithmique pragmatique est privilégiée ici plutôt qu'une formulation mathématique complexe. La généralisation des opérateurs morphologiques aux images en niveaux de gris n'est pas abordée.

a. Érosion

Si au moins un pixel de l'élément structurant coïncide avec un pixel d'arrière-plan de l'image initiale, alors le pixel correspondant de l'image résultat est mis à 0. Autrement il reste inchangé. Il en résulte que tous les pixels proches de l'arrière-plan et ayant pour valeur 1 sont mis à zéro.

L'érosion est une opération qui diminue la taille des objets blancs d'avant-plan et augmente la surface de l'arrière-plan noir. L'érosion dépend de la taille et de la forme de l'élément structurant. Elle efface les pixels isolés ou les régions étroites. L'une des utilisations de l'érosion est l'élimination des détails inférieurs à la taille de l'élément structurant. L'érosion peut servir à créer des contours d'objets d'un pixel de large en soustrayant l'image érosion de l'image d'origine. Elle sert aussi à séparer et à compter les objets qui se touchent ou se recouvrent dans une image.

b. Dilatation

Dans l'opération de dilatation, si au moins un pixel de l'élément structurant coïncide avec un pixel d'avant-plan de l'image d'origine, alors le pixel correspondant de l'image résultat est mis à 1. Autrement, il reste inchangé. Il en résulte que les pixels d'arrière-plan qui sont proches des objets d'avant-plan sont mis à 1. La dilatation a pour effet d'élargir les objets d'avant-plan blancs et de boucher les petits trous noirs à l'intérieur des objets. Le grossissement dépend de la taille et de la forme de l'élément structurant. Les objets d'avant-plan tendent à se rapprocher, voire à fusionner. La dilatation peut aussi servir à créer des contours d'objets d'un pixel de large en soustrayant l'image d'origine de l'image dilatée.

10.3.2. Principe de la croissance de région :

Il s'agit de regrouper des pixels selon un double critère d'homogénéité et d'adjacence. La croissance d'une région démarre à partir d'un point dit point germe. Ces points sont définis de telle sorte que leurs caractéristiques permettent d'obtenir une probabilité maximale d'avoir effectivement une région Q segmenté à cet endroit. La définition des critères d'agrégation repose sur les caractéristiques des pixels de l'image et plus particulièrement sur leur niveau de gris et la valeur de leur gradient, sachant que cette valeur sera élevée pour un point de contours de région et faible pour un point à l'intérieur d'une zone homogène.

Segmentation de la région est divisée en trois types basés sur le principe de la région en pleine croissance:

Région fusion

Région fendage

Diviser et fusionner

Région fusion

Dans ce procédé, des points d'ensemencement sont nécessaires pour initialiser le processus, les résultats de segmentation dépendent du choix des semences.

Les régions sont cultivées en fusionnant itérativement les pixels voisins en fonction du critère de fusion.

Ce processus se poursuit jusqu'à ce que tous les pixels soient affectés à leurs régions respectives conformément aux critères de fusion.

Région fendage:

Son principe est juste en face de la région de fusion et de l'image entière est continuellement diviser jusqu'à ce qu'aucun autre division d'une région est possible.

10.3.3. Division et la méthode de fusion:

Ceci est la combinaison de fentes et se fond en utilisant l'avantage des deux méthodes. Cette méthode est basée sur le quadrant quad représentation arborescente des données dans lequel segmentation d'image est divisée en quatre quadrants à condition que le segment d'origine est non uniforme dans les propriétés. Après cela, les quatre cases voisines sont regroupées en fonction de l'uniformité de la région (segments). Cette division et le processus de fusion se poursuit jusqu'à ce qu'aucun autre fractionner et fusionner est possible.

L'algorithme de répartition et de fusion suit les étapes suivantes.

- Définir critère d'homogénéité. Casser l'image en quatre quadrants carrés
- Si un carré résultant est pas partagé homogène davantage en quatre quadrants
- A chaque niveau de fusionner les deux ou plusieurs régions voisines satisfaisant à la condition d'homogénéité
- Continuer la scission et de fusion jusqu'à ce qu'aucun autre fractionner et fusionner la région est possible

Outre les techniques mentionnées ci-dessus la segmentation des bassins versants sur la base du concept de la topographie et l'hydrographie est également une segmentation basée région.

La figure 6 montre le résultat de la segmentation de l'image CT abdomen [Figure 4a] basé. Algorithme de clustering K-moyenne a été utilisée dans le cas présent de regrouper les pixels ayant des niveaux de gris semblables.

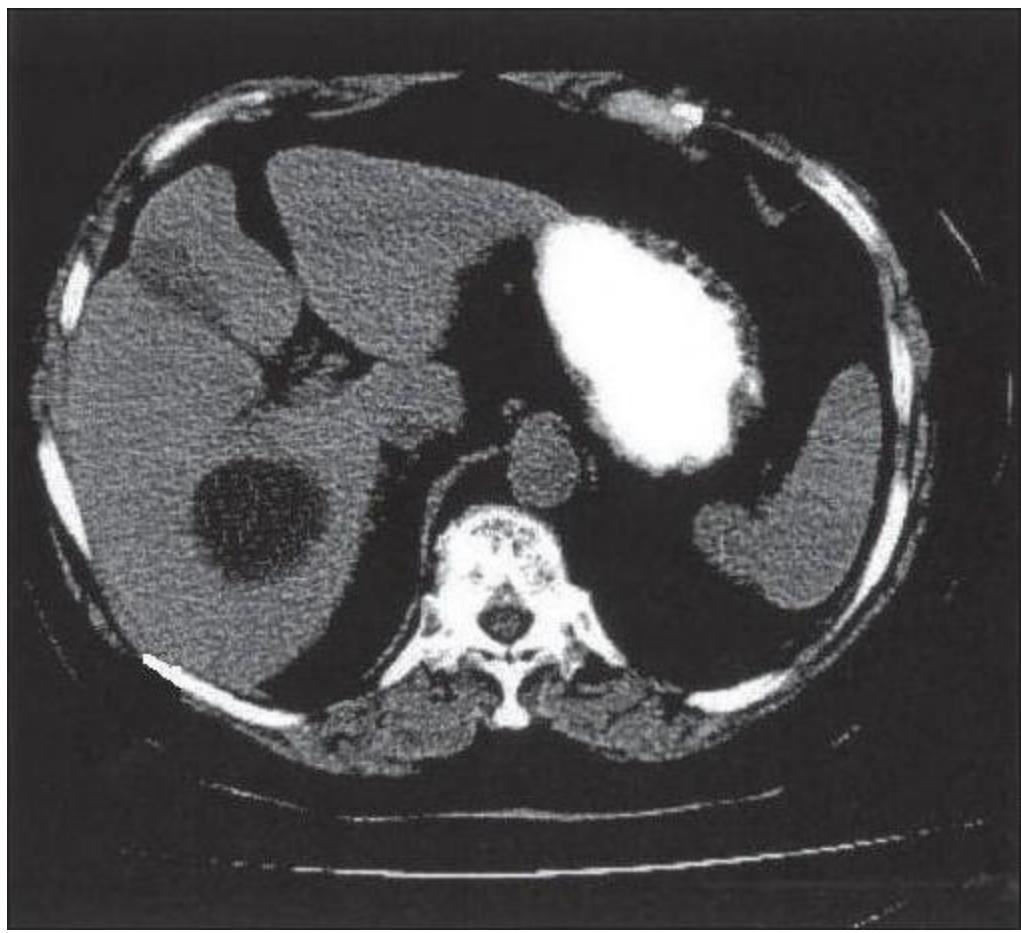


Figure 4

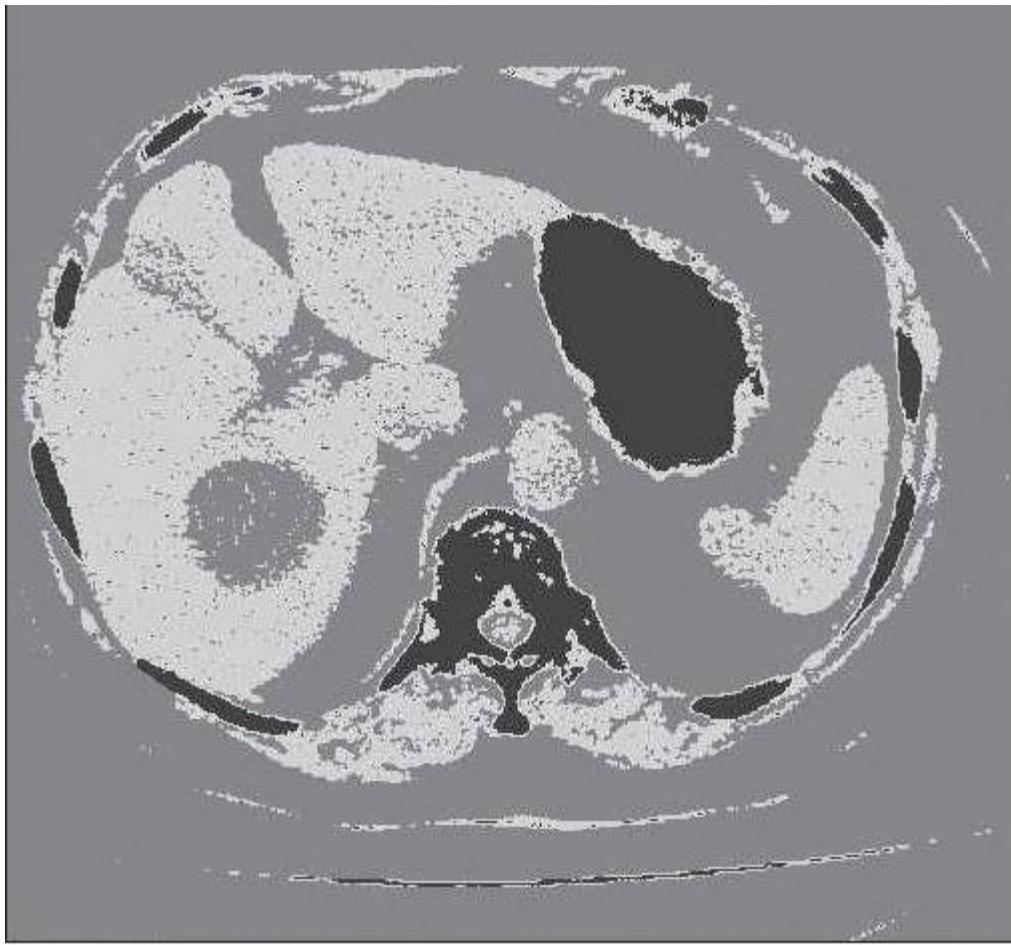


Figure 6

Segmentation Abdomen de (l'image CT en utilisant une technique à base de région)

10.4. Segmentation par chaînes de Markov

Une méthode de segmentation des tissus cérébraux basée sur la modélisation par chaînes de Markov cachées prenant en compte la notion de voisinage. :

Cette méthode permet également d'inclure l'information a priori apportée par un atlas probabiliste et prend en considération les hétérogénéités d'intensité présentes sur les images IRM ainsi que les effets de volume partiel en calculant les proportions de chaque tissu en chaque voxel.

10.5. Segmentation par contour actif :

Les contours actifs prennent la forme d'une courbe fermée ou ouverte. Ils sont principalement destinés à la segmentation d'image. Cette méthode a été proposée par Michael Kass, Andrew Watkins et Démetri Terzopoulos

Cette méthode permet de faire évoluer une courbe paramétrique fermée $C(p)$ suivant une équation du type $\partial C / \partial t = FN$ où t est le temps, F est la vitesse d'évolution et N est la normale unitaire à la courbe. Chaque point de la courbe C évalue suivant la direction normale à la

courbe avec une vitesse \mathbf{F} (figure1).

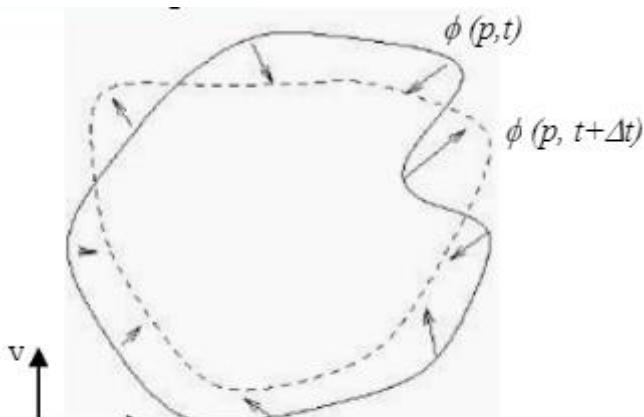


Figure 1 : La courbe C évolue selon $\frac{\partial C}{\partial t} = FN$

Références

Référence :

Article crée par [Dr Véronique TALMA / Médecin radiologue](#) le 15/10/2007

Créé initialement par [Dr Véronique TALMA / Médecin radiologue](#) le 14/06/2001

Le document intitulé « [IRM - Imagerie par Résonance Magnétique](#) » issu de **Journal des Femmes Santé** ([sante-medecine.journaldesfemmes.com](#)) est soumis au droit d'auteur. Toute reproduction ou représentation totale ou partielle de ce site par quelque procédé que ce soit, sans autorisation expresse, est interdite. Sante-Medecine.net adhère aux principes de la charte « **Health On the Net** » (HONcode) destinée aux sites Web médicaux et de santé.

Service de radiologie pédiatrique, Hôpital Arnaud de Villeneuve, 34295 Montpellier cedex 5, France

Société française de radiologie : Guide de bon usage des examens d'imagerie médicale. Août 2010.

Article écrit par Docteur Vincent Bonniol le 24/09/13

University Hospitals of Geneva, HUG, Switzerland. 2011-06-2

Société française de radiologie : Guide de bon usage des examens d'imagerie médicale. Août 2010.

Par La rédaction d'Allodocteurs.fr : Rédigé le 07/05/2010, mis à jour le 27/08/2015 à 11:04

Dr Roger Bessis, échographiste et le Dr Julien Cazejust, radiologue à l'hôpital Saint-Antoine (Paris)

Service de radiologie pédiatrique, Hôpital Arnaud de Villeneuve, 34295 Montpellier cedex 5, France

Article publié par [Isabelle Eustache](#) le 28/09/2009

Cet article n'a pas fait l'objet de révision depuis cette date. Il figure dans le planning de mises à jour de la rédaction.

Sources : Manuel Merck, Editions Larousse.

HAS : La prise en charge de votre maladie, l'accident vasculaire cérébral. Octobre 2007.

HAS : Accident vasculaire cérébral : prise en charge précoce. Argumentaire. Mai 2009.

Vincent Pascal, Clerjeau Bernard. Cours de physique, Ellipses, 295p.

Revoy Nicolas. Les rayons T détrônent les rayons X. Science et vie, 2004, n°1042, p.58-63.
CEA. L'Imagerie médicale, 2003, n°010, Commissariat à l'Energie Atomique (CEA).

Lois de Snell-Descartes

LAVAL-JEANTET Maurice, Imagerie Médicale, *Encyclopédia Universalis*, 1995, Tome 11, p. 930-936

TOURBE Caroline, L'imagerie médicale, l'autre vision du vivant, Science & Vie 2004, n°1042, p. 104-107

[C. Buffe](#), Posté le : Mardi 1 Mars 2005, par : [R. Moret](#):

Woesnner E. Contribution à l'étude in vivo de la perfusion de myocarde chez le porc. Intérêt de l'IRM de perfusion, 2000, Thèse électronique

Pooley RA. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. Radiographics. 2005 Jul-Aug;25(4):1087-99.

Hendrick RE. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Basic physics of MR imaging: an introduction. Radiographics. 1994 Jul;14(4):829-46; quiz 847-8.

McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR; MRI From Picture to Proton; 2007; Cambridge University Press; 2nd Ed., 406 pages

Elster AD, Burdette JH; Questions and Answers in Magnetic Resonance Imaging; 2000; Mosby; 2nd Ed., 333 pages.

PW Schaefer, PE Grant, RG Gonzalez State of the Art: Diffusion-weighted MR Imaging of the Brain. Radiology. 2000;217:331-345.

D-M Koh, DJ. Collins. Diffusion-Weighted MRI in the Body: Applications and Challenges in Oncology. AJR 2007; 188:1622-1635 • JC Wong, JM Provenzale, JR Petrella. Perfusion MR Imaging of Brain Neoplasms. AJR 2000; 174:1147-157.

Stuckey SL, Goh TD, Heffernan T, Rowan D. Hyperintensity in the subarachnoid space on FLAIR MRI. AJR Am J Roentgenol. 2007 Oct;189(4):913-21.

Tsuchiya K, Katase S, Yoshino A, Hachiya J. FLAIR MR imaging for diagnosing intracranial meningeal carcinomatosis. AJR Am J Roentgenol. 2001 Jun;176(6):1585-8.

Taouli B, Koh DM. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. Radiology. 2010 Jan;254(1):47-66.

Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. Radiographics. 2009 Oct;29(6):1797-810.

Feuerlein S, Pauls S, Juchems MS, Stuber T, Hoffmann MH, Brambs HJ, Ernst AS. Pitfalls in abdominal diffusion-weighted imaging: how predictive is restricted water diffusion for malignancy. AJR Am J Roentgenol. 2009 Oct;193(4):1070-6.

Kandpal H, Sharma R, Madhusudhan KS, Kapoor KS. Respiratory-triggered versus breath-hold diffusion-weighted MRI of liver lesions: comparison of image quality and apparent diffusion coefficient values. AJR Am J Roentgenol. 2009 Apr;192(4):915-22.

- Folkman J. Angiogenesis in cancer, vascular, rheumatoid and other disease. *Nat Med* 1995;1:27-31.
- Scappaticci FA. Mechanisms and future directions for angiogenesis-based cancer therapies. *J Clin Oncol* 2002;20:3906-27.
- Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ. Perfusion imaging with NMR contrast agents. *Magn Reson Med* 1990;14:249-65.
- De Marco G, Idy-Peretti I, Tropres I et al. Perfusion cérébrale : IRM dynamique de contraste de susceptibilité magnétique. Partie I : principe et théorie. *Med Nucl* 2003;27:547-56.
- Sorensen AG, Reimer P. Cerebral MR perfusion imaging. Principles and current applications. New York: Thieme; 2000.
- Bruening R, Berchtenbreiter C, Holzknecht N et al. Effects of three different doses of a bolus injection of Gadodiamide: assessment of regional cerebral blood volume maps in a blinded reader study. *AJNR* 2000;21:1603-10.
- Wetzel SG, Cha S, Johnson G et al. Relative cerebral blood volume measurements in intracranial mass lesions: interobserver and intraobserver reproducibility study. *Radiology* 2002;224:797-803.
- Hamon M, Coskun O, Courthéoux P, Théron J, Leclerc X. IRM de diffusion du système nerveux central : applications cliniques. *J Radiol* 2005;86:369-85.
- Pierot L. RSNA 2004 : neuroradiologie. *J Radiol* 2005;86:868-73.
- Aronen HJ, Perkio J. Dynamic susceptibility contrast MRI of gliomas. *Neuroimaging Clin N Am* 2002;12:501-23.
- Kremer S, Grand S, Remy C et al. Cerebral blood volume mapping by MR imaging in the initial evaluation of brain tumors. *J Neuroradiol* 2002;29:105-13.
- Lev MH, Ozsunar Y, Henson JW et al. Glial tumor grading and outcome prediction using dynamic spin-echo MR susceptibility mapping compared with conventional contrast-enhanced MR: confounding effect of elevated rCBV of oligodendrogiomas. *AJNR* 2004;25:214-21.
- Weisskoff RM, Zuo CS, Boxerman JL, Rosen BR. Microscopic susceptibility variation and transverse relaxation: theory and experiment. *Magn Reson Med* 1994;31:601-10.
- Knopp EA, Cha S, Johnson G et al. Glial neoplasms: dynamic contrast-enhanced T2*-weighted MR imaging. *Radiology* 1999;211:791-8.
- Dennie J, Mandeville JB, Boxerman JL, Packard SD, Rosen BR, Weisskoff RM. NMR imaging of changes in vascular morphology due to tumor angiogenesis. *Magn Reson Med* 1998;40:793-9.
- Ball WS Jr, Holland SK. Perfusion imaging in pediatric patient. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2001;9:207-30.
- Law M, Yang S, Babb JS et al. Comparison of cerebral blood volume and vascular permeability from dynamic susceptibility contrast-enhanced perfusion MR imaging with glioma grade. *AJNR* 2004;25:746-55.
- Schmainda KM, Rand SD, Joseph AM et al. Characterization of a first-pass gradient-echo spin-echo method to predict brain tumor grade and angiogenesis. *AJNR* 2004;25:1524-32.
- Daumas-Dupont C, Tucker ML, Kolles H et al. Oligodendrogiomas. Part II: A new grading system based on morphological and imaging criteria. *J Neurooncol* 1997;34:61-78.
- Corot C, Petry KG, Trivedi R et al. Macrophage imaging in central nervous system and in carotid atherosclerotic plaque using ultrasmall superparamagnetic iron oxide in magnetic resonance imaging. *Invest Rad* 2004;39:619-25.
- Tropres I, Grimault S, Vaeth A et al. Vessel size imaging. *Magn Reson Med* 2001;45:397-408.
- Cenic A, Nabavi DG, Craen RA, Gelb AW, Lee TY. A CT method to measure hemodynamics in brain tumors: validation and application of cerebral blood flow maps. *AJNR* 2000;21:462-70[1]

En France, le sénat a produit en 2012 un rapport sur « *L'impact et les enjeux des nouvelles technologies d'exploration et de thérapie du cerveau* » Dans sa section « UTILISATION DE L'IMAGERIE CÉRÉBRALE HORS DE LA SPHÈRE MÉDICALE »
Elster. Questions and answers in magnetic resonance imaging. 1994:ix, 278 p..

McRobbie. MRI from picture to proton. 2003:xi, 359 p..

NessAiver. All you really need to know about MRI physics. 1997.

Kastler. Comprendre l'IRM. 2006.

Gibby. Basic principles of magnetic resonance imaging. Neurosurgery clinics of North America. 2005 Jan;16(1):1-64.

Pooley. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. Radiographics. 2005 Jul-Aug;25(4):1087-99

Elster. Questions and answers in magnetic resonance imaging. 1994:ix, 278 p.

McRobbie. MRI from picture to proton. 2003:xi, 359 p..

NessAiver. All you really need to know about MRI physics. 1997.

Kastler. Comprendre l'IRM. 2006.

Carpenter and Williams. MRI - from basic knowledge to advanced strategies: hardware. European radiology. 1999;9(6):1015-9.

Ordidge, Kanal. special issue: MR safety. J Magn Reson Imaging. 2000;12(1):1-204.

de Certaines and Cathelineau. Safety aspects and quality assessment in MRI and MRS: a challenge for health care systems in Europe. J Magn Reson Imaging. 2001 Apr;13(4):632-8.

de Kerviler, de Bazelaire. [Risks associated with MRI: safety rules, incidents, and accidents]. Journal de radiologie. 2005 May;86(5 Pt 2):573-8.

Shellock. MRI safety, bioeffects and patient management. 2001(8/05/2007).

Zhuo and Gullapalli. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts, safety, and quality control. Radiographics. 2006 Jan-Feb;26(1):275-97.

McRobbie. MRI from picture to proton. 2003:xi, 359 p..

NessAiver. All you really need to know about MRI physics. 1997.

Gibby. Basic principles of magnetic resonance imaging. Neurosurgery clinics of North America. 2005 Jan;16(1):1-64.

Pooley. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. Radiographics. 2005 Jul-Aug;25(4):1087-99

Elster. Questions and answers in magnetic resonance imaging. 1994:ix, 278 p.

McRobbie. MRI from picture to proton. 2003:xi, 359 p.

NessAiver. All you really need to know about MRI physics. 1997

Kastler. Comprendre l'IRM. 2006

Gibby. Basic principles of magnetic resonance imaging. Neurosurgery clinics of North America. 2005 Jan;16(1):1-64.

Hennig. K-space sampling strategies. European radiology. 1999;9(6):1020-31.

Cox. k-Space partition diagrams: a graphical tool for analysis of MRI pulse sequences. Magn Reson Med. 2000 Jan;43(1):160-2.

Paschal and Morris. K-space in the clinic. J Magn Reson Imaging. 2004 Feb;19(2):145-59.

Elster. Questions and answers in magnetic resonance imaging. 1994:ix, 278 p.

McRobbie. MRI from picture to proton. 2003:xi, 359 p..

NessAiver. All you really need to know about MRI physics. 1997.

Kastler. Comprendre l'IRM. 2006.

Gibby. Basic principles of magnetic resonance imaging. Neurosurgery clinics of North America. 2005 Jan;16(1):1-64.

Hennig. K-space sampling strategies. European radiology. 1999;9(6):1020-31.

Cox. k-Space partition diagrams: a graphical tool for analysis of MRI pulse sequences. Magn Reson Med. 2000 Jan;43(1):160-2

[kass, 1998] M. kass, A. witkin, and D. terzopoulos, "

Snakes: Active contour models", International Journal of Computer Vision, pages 321-331,1988.

Séminaire Image, Stéphanie Bricq (ESAIP), Salle de réunion C-106-107 – ENSICAEN, 31/03/2011

Canny J. A computational approach to edge detection. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1986;6:679-98.

Deriche R. Fast Algorithms for low level vision. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1990;12:78-87.

Deriche R. Techniques d'extraction de contours. Cours de l'INRIA Sophia-Antipolis 1996.

Lopez AM. Evaluation of methods for ridge and valley detection. IEEE Trans PAMI. 1999;21:327

Ng HP, Ong SH, Foong KW, Nowinski WL. An improved watershed algorithm for medical image segmentation. Proceedings 12th International Conference on Biomedical Engineering. 2005.

Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: active contour models. *Int J Comput Vision*, 1988;1:321-31.

Metaxas D. Physics-based deformable models: applications to computer vision, graphics and medical imaging. 1996; Kluwer Academic.

Boor C. A practical guide to splines. Applied Mathematical Sciences, 1978; 27. Springer, New York.

Dierckx P. Curve and Surface Fitting with Splines. 1995; Clarendon press, Oxford.

Sonka M, Hlavac V, Boyle R. Image processing, analysis and machine vision. Singapore: Thomson Learning; 1999.

David Legland : segmentation d'images, INRA, Journal of Experimental Botany, 2010