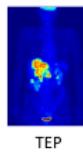


# Imagerie Médicale

## Partie 1: Modalités d'imagerie

Pierre Maurel

pierre.maurel@irisa.fr



TEP



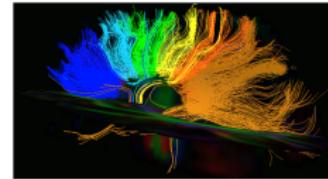
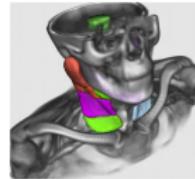
IRM



EEG

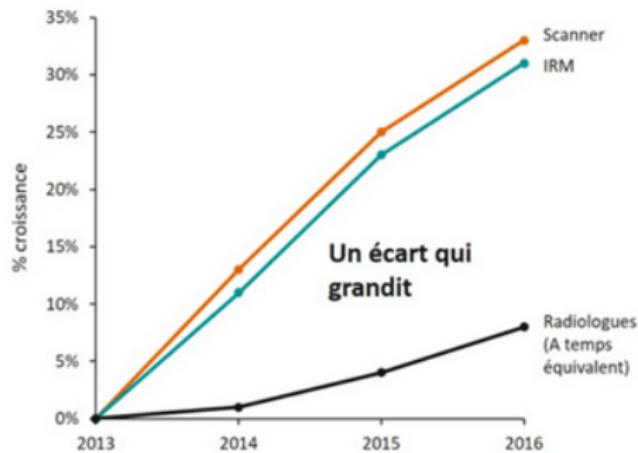


MEG



# Contexte et Motivations

- Dernières décennies : explosion de l'importance des images médicales en médecine.



Graphique de l'évolution du nombre d'actes (Scanner/IRM) et du nombre de radiologues entre 2013 et 2016  
(source : [siemens-healthineers.com](http://siemens-healthineers.com))

# Contexte et Motivations

- Grand volume de données : besoin d'outils en traitement/analyse d'images pour aider les médecins

# Contexte et Motivations

- Grand volume de données : besoin d'outils en traitement/analyse d'images pour aider les médecins

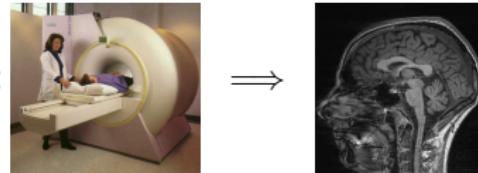
- Acquisition :



# Contexte et Motivations

- Grand volume de données : besoin d'outils en traitement/analyse d'images pour aider les médecins

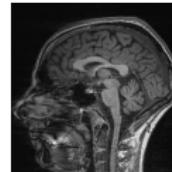
- Acquisition :



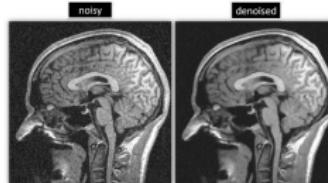
# Contexte et Motivations

- Grand volume de données : besoin d'outils en traitement/analyse d'images pour aider les médecins

- Acquisition :



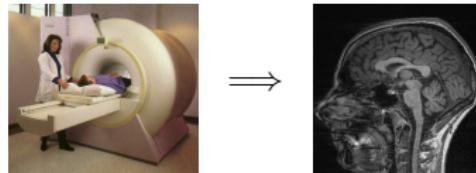
- Amélioration



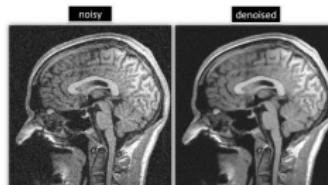
# Contexte et Motivations

- Grand volume de données : besoin d'outils en traitement/analyse d'images pour aider les médecins

- Acquisition :



- Amélioration

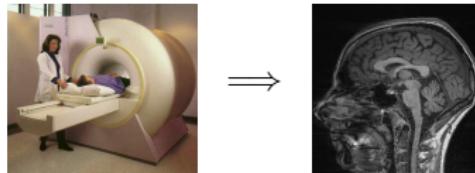


- Analyse des images : aide au diagnostic. Exemple : segmentation de tumeurs → quantification de paramètres (localisation, volume)

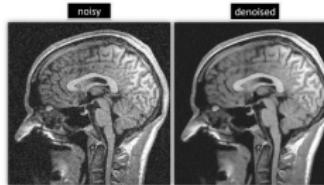
# Contexte et Motivations

- Grand volume de données : besoin d'outils en traitement/analyse d'images pour aider les médecins

- Acquisition :

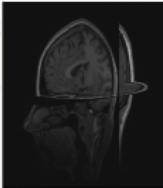


- Amélioration

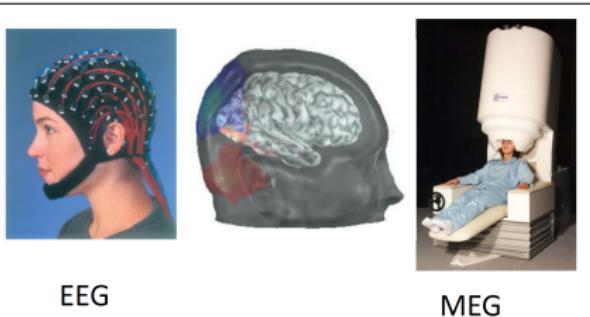


- Analyse des images : aide au diagnostic. Exemple : segmentation de tumeurs → quantification de paramètres (localisation, volume)
- Utilisation et visualisation de ces données : fusion de différents types d'image pour préparer/guider une intervention chirurgicale.

# Modalités d'Imagerie Médicale



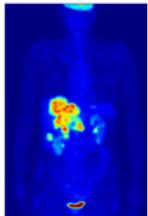
IRM



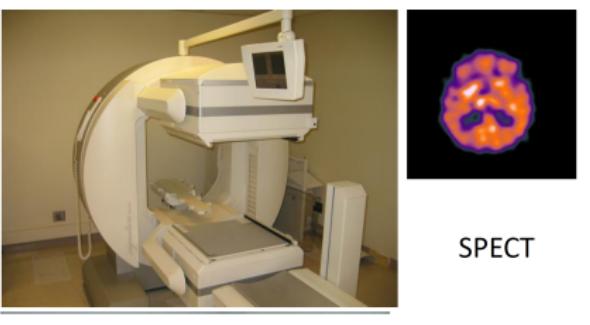
EEG



MEG



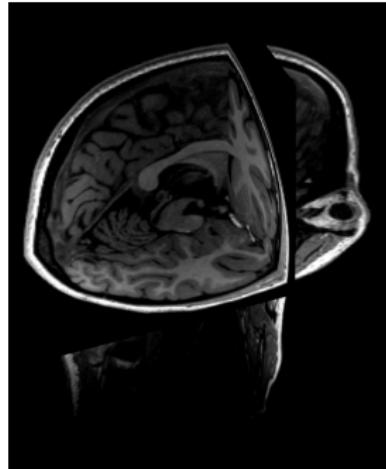
TEP



SPECT

# Outils de traitement d'images spécifiques

- **Image volumique** : La plupart des modalités fournissent des informations en 3D

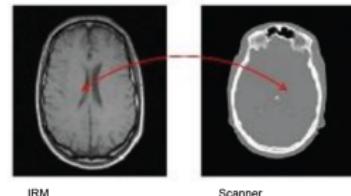


- Il faut adapter les méthodes à ce type de données
- Il faut aussi pouvoir visualiser ces données et les résultats associés

# Outils de traitement d'images spécifiques

- **Recalage** : on veut comparer plusieurs images d'un même "objet"

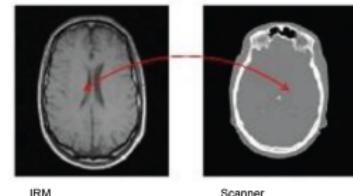
- Images issues de différents modalités



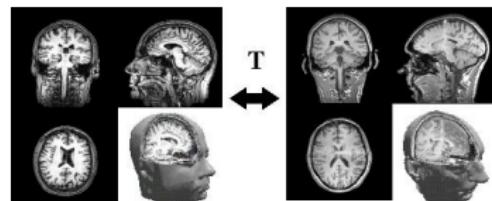
## Outils de traitement d'images spécifiques

- **Recalage** : on veut comparer plusieurs images d'un même "objet"

- Images issues de différents modalités



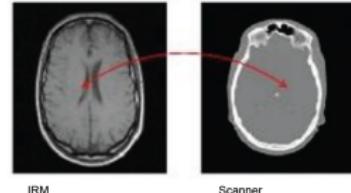
- Cerveaux de sujets différents



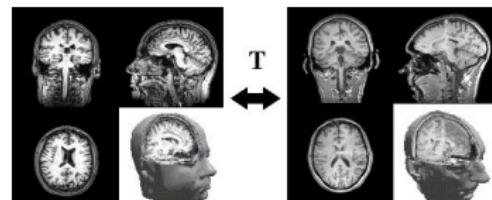
## Outils de traitement d'images spécifiques

- **Recalage** : on veut comparer plusieurs images d'un même "objet"

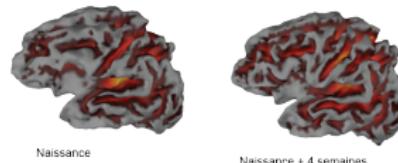
- Images issues de différents modalités



- Cerveaux de sujets différents



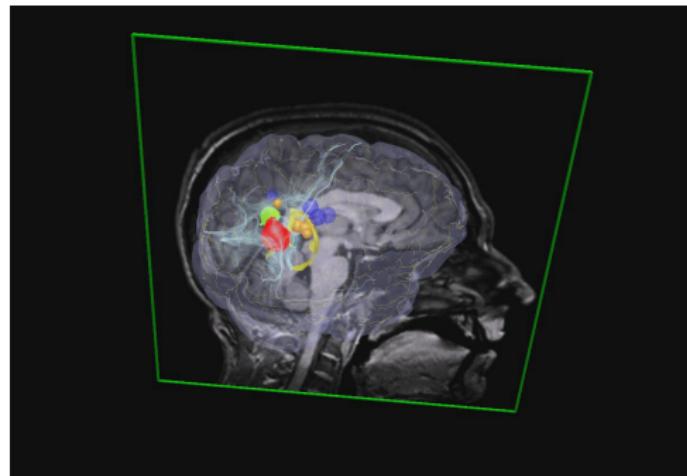
- Acquisition à différents moments



(En Europe, les maladies du cerveau coûtent plus cher à la société que les maladies du cœur les cancers et les diabètes réunis)

# Outils de traitement d'images spécifiques

- **Fusion** : rassembler en une seule image les informations venant de plusieurs images/modalités
  - exemple typique d'application : Chirurgie guidée par l'image



# Organisation du module

- IMED1 ≈ 10h CM, 14h TP
  - CM : Modalités d'acquisition, Segmentation, Recalage de données multimodales
  - TP :  Francesca Galassi
- IMED2 ≈ 10h CM, 14h TP
  -  Alexandre Krupa : 4h CM, 4h TP → robotique médicale
  -  Caroline Pinte : 4h CM (Brain Computer Interface) + mini-projets
- MCC : 2 examens, 4 CR de TP, 1 mini-projet (CR + soutenance)

# Modalités

- Radiographie / Scanner
- Imagerie nucléaire (PET, SPECT)
- Echographie
- Imagerie par résonance magnétique (IRM)
- Imagerie par magnéto- et électro-encéphalographie (MEG / EEG)

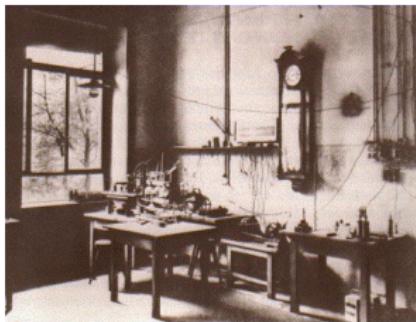
## Radiographie

# Radiographie : Historique

- Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) : découvreur des rayons X, premier prix Nobel de Physique (1901)

# Radiographie : Historique

- Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) : découvreur des rayons X, premier prix Nobel de Physique (1901)
- décembre 1895, W. C. Röntgen réalise une première radiographie de la main de sa femme



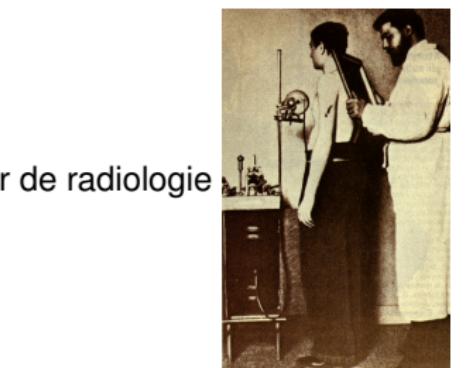
- Rayons X : ondes électromagnétiques, comme la lumière visible, mais longueur d'onde de 1000 à 10000 fois plus courte (inférieure au nanomètre, le milliardième de mètre) (→ au delà des ultra-violet)

# Radiographie : Historique

- Rayons X : utilisés immédiatement en médecine



- deux semaines plus tard : Dr Otto Walkhoof



- 1897 (A. Béclère) : 1<sup>er</sup> laboratoire hospitalier de radiologie

## Radiographie : Historique

- Mais pas uniquement médical :



115

## LUMINOSITÉ DES SUBSTANCES VITRIFIÉES

Télé-Communication à l'adresse des autorités du 22 janvier 1987, à la Société de phonique, ministère de l'Intérieur.

#### **ACCESSOIRES POUR SÉANCES de NÉO-OCCULTISME**

Télé le jeudi 14 Novembre de l'an mille quatre cent quatre-vingt-neuf, à la ville d'Albi.  
Échancrature du 18 novembre 1899.



8. Mise de niveau au Thème Culture Musique



# Radiographie : principe

- les rayons X traversent le corps humain en étant + ou - absorbés selon la nature des tissus traversés
- les os sont plus opaques et les muscles plus transparents



- Impression photographique d'un film argentique classique par le faisceau de rayons X
- radioscopie, numérisation des images

# Radiographie

- Résolution : 0.1mm
- Temps d'acquisition : 0.02s à 3s



# Radiographie : récapitulatif

## Avantages

- Examen rapide et précis

## Inconvénients

- radiations ionisantes
- la multiplication d'examens peut être néfaste

## Applications

- radiographie "standard" : structures osseuses et articulaires, poumons
- avec produits de contraste : examens digestifs, urinaires, arthographie

## Scanner

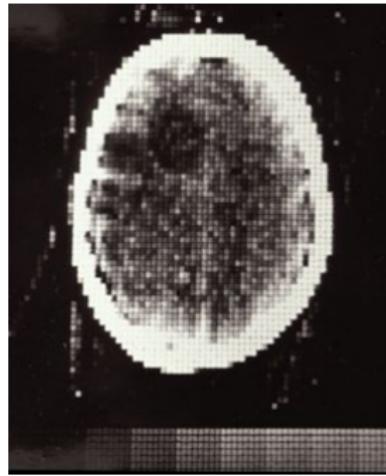
# Scanner : Historique



- Scanner X , **Tomodensitométrie (TDM)** , Tomographie axiale calculée , Computerized Tomography (CT-scan)
- Le principe de la tomodensitométrie repose sur le théorème de Radon (1917)
- décrit comment reconstruire la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir d'une série de projections mesurées autour de celui-ci.
- inutilisable en pratique avant l'avènement des ordinateurs

# Scanner : Historique

- premier scanner à rayons X : 1971, G.Hounsfield (Prix Nobel de médecine 1979 avec A.Cormack)



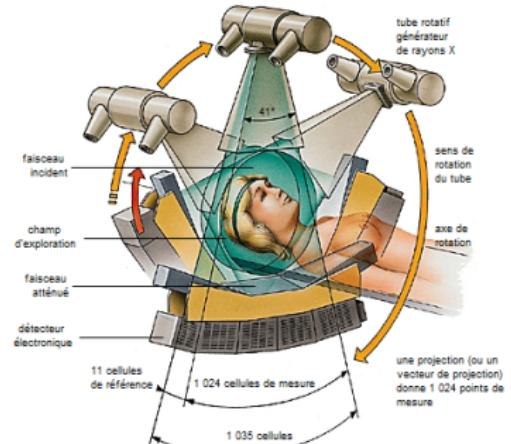
*The first clinical scan : Atkinson Morley's Hospital, October 1971*

taille  $80 \times 80$  en 5 min. maintenant  $1024 \times 1024$  en 0.3s

# Scanner

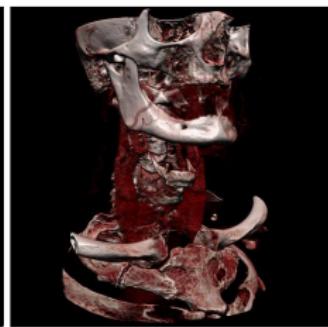
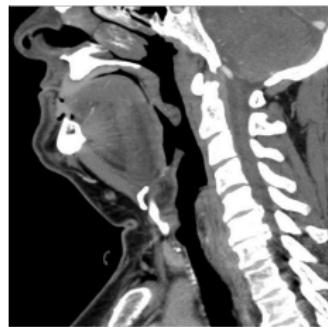
- Même principe physique qu'en radiographie : rayons X envoyés par un tube et reçus par un détecteur
- Le film photographique est remplacé par des capteurs. Les images sont reconstruites dans un second temps
- Imagerie par **coupe**, reconstruction tomographique (problème inverse) ← cf partie 2

<https://www.youtube.com/embed/gcAtiK0Qe-0?rel=0>



# Scanner

- Résolution :  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}$
- Temps d'acquisition : 2s à 30s



# Scanner : récapitulatif

## Avantages

- bonne résolution spatiale (pour une image 3D)
- examen rapide
- coût de la machine (de l'ordre de 500.000 euros)

## Inconvénients

- examen irradiant
- la multiplication d'examens peut être néfaste

## Applications

- Scanner thoracique, abdominal, pelvien
- Lésions osseuses, pathologies vasculaires
- également avec produits de contraste

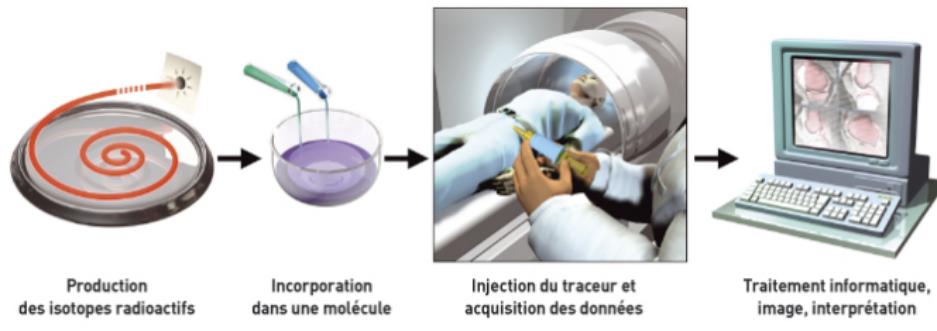
## Imagerie nucléaire

# Imagerie nucléaire

- Tomographie d'émission monophotonique (TEMP | *SPECT*)
- Tomographie à émission de positons (TEP | *PET*)
- principe général : Utilisation de produits radioactifs pour produire des images de la structure et de la fonction de l'intérieur du corps
- Historique
  - Scanner rectiligne à balayage (1950)
  - Caméra d'Anger (1958)
  - Tomographie à émission monophotonique (TEMP / *SPECT*) (1977-80)
  - Tomographie à émission de positons (TEP / *PET*) (1980)
  - Nouvelles méthodes de tomographie, autre principe de détections (1994...)

# Imagerie nucléaire

- Administration par voie intraveineuse d'une molécule marquée avec un isotope radioactif
- But : suivre le fonctionnement normal ou pathologique d'un organe.
- Détection de photons émis par le traceur, acquisition de projections
- Imagerie par coupe, reconstruction tomographique (cf partie 2)



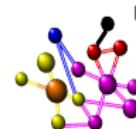
# Imagerie nucléaire : principe

- Radio : **imagerie de transmission**, faisceau externe qui traverse le patient
- Imagerie nucléaire : **Imagerie d'émission**, le rayonnement vient du patient après injection du traceur.

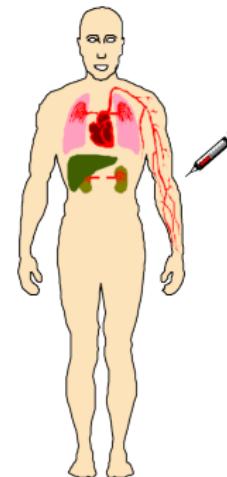
1. Traceur caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique



2. Marquage



3. Etude du devenir de la molécule marquée



# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- positon : charge +1 (**électron** : -1), même spin, même masse

# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- positon : charge +1 (**électron** : -1), même spin, même masse
- 1 positon + 1 électron = 2 photons gamma (réaction d'annihilation)

# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- positon : charge +1 (**électron** : -1), même spin, même masse
- 1 positon + 1 électron = 2 photons gamma (réaction d'annihilation)
- "émetteurs de positons" : on injecte un traceur faiblement radioactif à durée de vie limitée, caractérisé par un excès de charge positive

# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- positon : charge +1 (**électron** : -1), même spin, même masse
- 1 positon + 1 électron = 2 photons gamma (réaction d'annihilation)
- "émetteurs de positons" : on injecte un traceur faiblement radioactif à durée de vie limitée, caractérisé par un excès de charge positive
- Il se désintègre vers un état stable → transformation d'un proton en un neutron → émission d'un neutrino et d'un positon

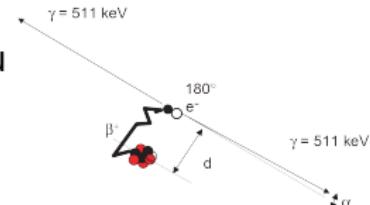
# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- positon : charge +1 (**électron** : -1), même spin, même masse
- 1 positon + 1 électron = 2 photons gamma (réaction d'annihilation)
- "émetteurs de positons" : on injecte un traceur faiblement radioactif à durée de vie limitée, caractérisé par un excès de charge positive
- Il se désintègre vers un état stable → transformation d'un proton en un neutron → émission d'un neutrino et d'un **positon**
- Une fois émis, le **positon** parcourt qques mm dans les tissus

# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- positon : charge +1 (**électron** : -1), même spin, même masse
- 1 positon + 1 électron = 2 photons gamma (réaction d'annihilation)
- "émetteurs de positons" : on injecte un traceur faiblement radioactif à durée de vie limitée, caractérisé par un excès de charge positive
- Il se désintègre vers un état stable → transformation d'un proton en un neutron → émission d'un neutrino et d'un **positon**
- Une fois émis, le **positon** parcourt qques mm dans les tissus

- **positon** au repos → interagit avec un **électron** du milieu → émission de 2 photons gamma de 511 keV, émis dans des directions opposées



# Imagerie nucléaire : principe de la TEP

- principe de base de la TEP : détecter les deux **photons** pour déterminer le lieu de la réaction d'annihilation.
- correspond au lieu d'annihilation et non à celui de l'émission  $\beta^+$
- La distance entre ces deux lieux est appelée libre parcours moyen du positon → limite la résolution spatiale
- libre parcours moyen du positon :
  - 0,5 mm pour le  $^{18}\text{F}$
  - 2,7 mm pour l' $^{15}\text{O}$
- Isotopes utilisés en TEP :

	Période (demi-vie)	Mécanisme fonctionnel
Oxygène 15	2 minutes	flux sanguin, oxygène
Azote 13	10 minutes	flux sanguin
Carbone 11	20 minutes	métabolisme du cœur
Fluor 18	110 minutes	consommation de glucose

# Imagerie nucléaire : détection en TEP

- Détection simultanée de deux photons → permet de déterminer la droite sur laquelle la rencontre positon/électron a eu lieu

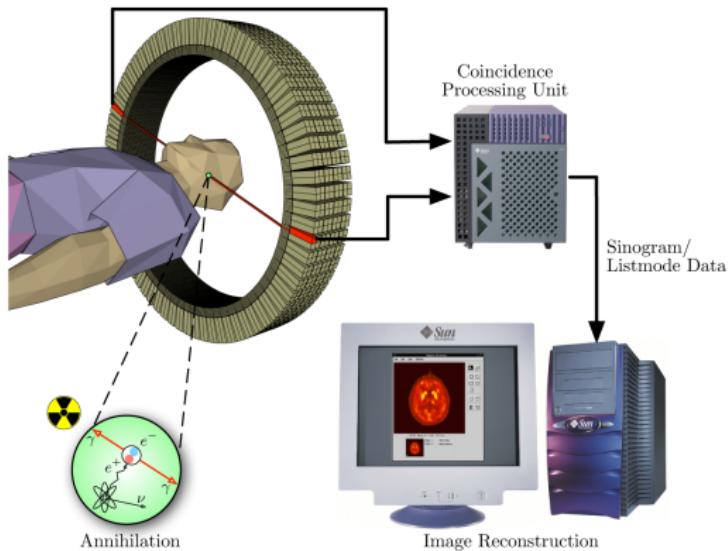


Image : Jens Maus (wikipédia)

→ reconstruction tomographique (cf partie 2)

# Imagerie nucléaire : principe de la TEMP/SPECT

- Tomographie d'Émission Mono-Photonique

- Émission de photons



- Un seul photon émis : moins précis spatialement que la TEP
- Plus de traceurs possibles : traceurs dont la désintégration est plus lente et qui peuvent donc être transportés et stockés beaucoup plus facilement.
- Isotopes utilisés en TEP :

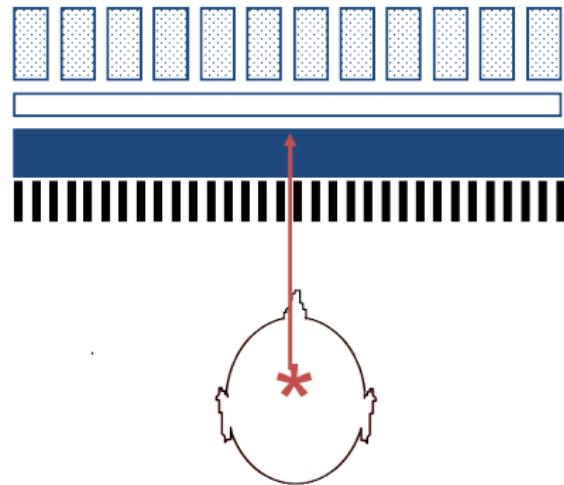
	Période (demi-vie)	Mécanisme fonctionnel
Technétium 99m	6 heures	Flux sanguin, tumeur osseuse
Iode 123	13 heures	Hormones thyroïdiennes
Thallium 201	73 heures	Flux sanguin
Indium 111	67 heures	Globules blancs

# Imagerie nucléaire : détection en SPECT

- La Gamma caméra

Tubes photomultiplicateurs  
guide de lumière  
cristal  
collimateur

électronique d'acquisition



Pour obtenir une image volumique,  
on fait tourner la caméra autour du  
patient.

Image, P. Ciuciu (CEA)

→ reconstruction tomographique (cf partie 2)

# Imagerie nucléaire : dispositif



PET



SPECT

# Imagerie nucléaire : comparaison TEP/SPECT

- TEP :

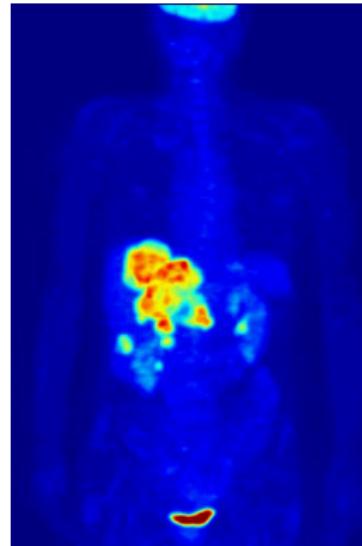
- De nombreux marqueurs = de nombreuses fonctions
- Demi-vie réduite → présence d'un cyclotron
- Très invasif → nombre très limité d'examens par patient
- Exemple d'utilisation : fluor 18, fabrique du fluorodésoxyglucose (FDG), sucre radioactif qui s'accumule dans les cellules cancéreuses → détection de façon fine et précoce

- SPECT :

- Demi-vie des isotopes plus longues
- Résolution spatiale plus faible ( 7 mm)

# Imagerie nucléaire

- Résolution : 2 à 5 mm
- Temps d'acquisition : 10 à 30 min / examen

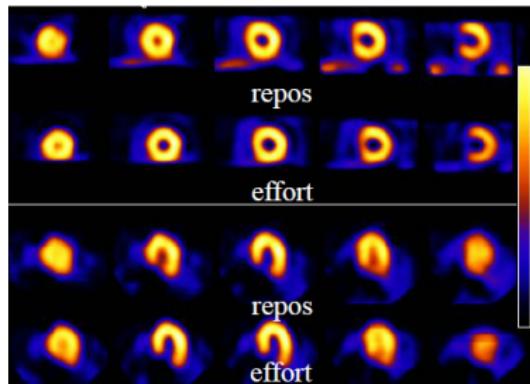


Reconstruction tridimensionnelle de la distribution de glucose marqué au fluor 18 telle que mesurée par tomographie d'émission de positons (wikipédia)

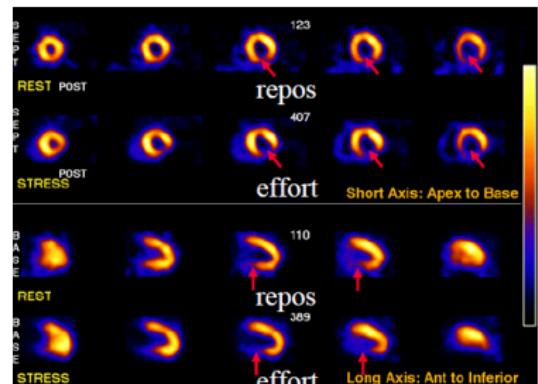
# Imagerie nucléaire : applications

- Imagerie cardiaque

SPECT avec Technétium Tc<sup>99m</sup>



Patient sain



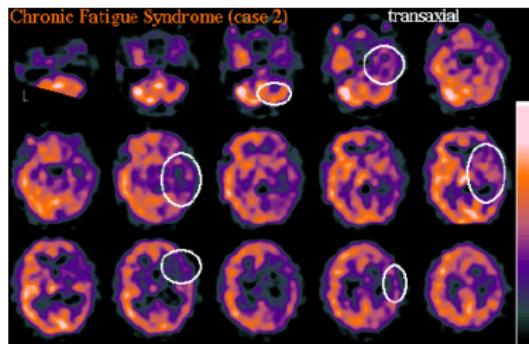
Défaut de perfusion irréversible en paroi inférieure → infarctus

Benefit of MCE over SPECT for detection of ischaemia, Nicola Gaibazzi, 2011

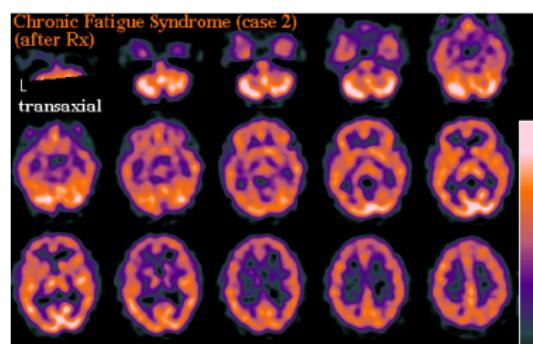
# Imagerie nucléaire : applications

- Imagerie cérébrale

SPECT avec Technétium Tc<sup>99m</sup>



Syndrome de fatigue chronique

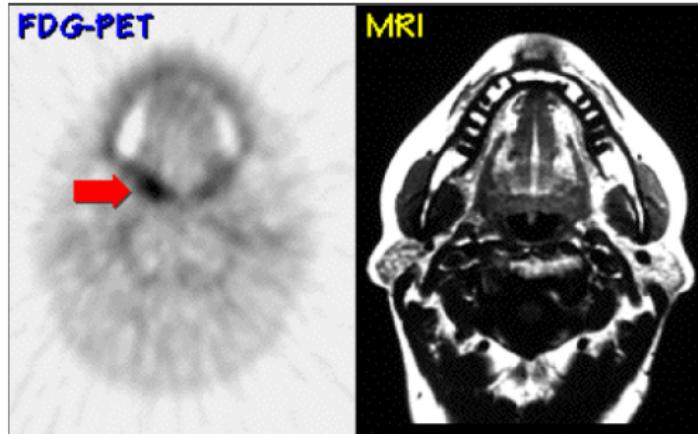


Après traitement

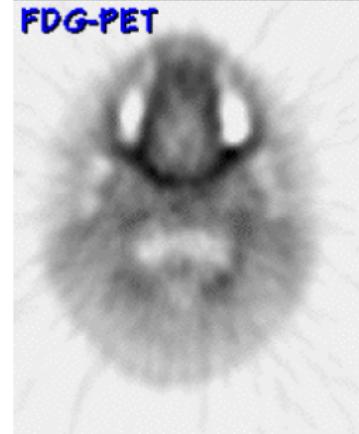
[http://brighamrad.harvard.edu/education/online/BrainSPECT/CFS/CFS2/CFS2\\_Findings.html](http://brighamrad.harvard.edu/education/online/BrainSPECT/CFS/CFS2/CFS2_Findings.html)

# Imagerie nucléaire : applications

- Imagerie oncologique



Cancer de la langue



Après 10 semaines de radiothérapie

[http://www.analchem.ugent.be/radiochemie/funct\\_beeldvorming/Let's\\_Play\\_PET\\_static/laxmi.nuc.ucla.edu\\_8000/lpp/](http://www.analchem.ugent.be/radiochemie/funct_beeldvorming/Let's_Play_PET_static/laxmi.nuc.ucla.edu_8000/lpp/)

[clinetonco/headneck.html](http://clinetonco/headneck.html)

# Imagerie nucléaire : récapitulatif

## Avantages

- Images physiologiques / métaboliques

## Inconvénients

- Rayonnements ionisants
- Mauvaise résolution spatiale
- Pas d'informations anatomiques

## Applications

- Cardiologie, pathologie ostéo-articulaire, pneumologie, cancérologie, etc.

## Ultrasonographie

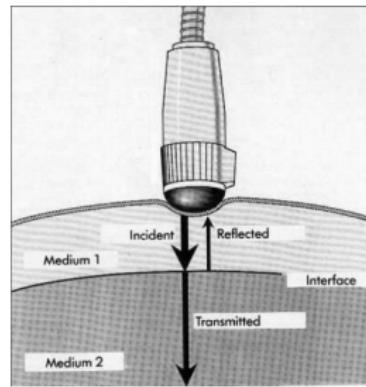
# Ultrason : historique

- Spallanzani (1794) soupçonne l'existence des ultrasons en observant le vol des chauves-souris
- 1880 : P. Curie découvre le principe de la piézo-électricité et le moyen de produire des ondes ultrasonores
- première guerre mondiale (Langevin) : détection des sous-marins en plongée
- première application médicale (Dussik, 1942) : recherche d'une déviation des structures médianes intracrânienne

# Ultrason : historique

- Échographie , échotomographie , échographie doppler
- Principe physique : Ondes sonores de haute fréquence ( $>20\,000\text{ Hz}$ )
- Dispositif d'acquisition : Sonde en contact avec le patient émet et reçoit des ondes ultrasonores
- L'image se fait en niveaux de gris selon l'intensité de l'écho en retour → selon les tissus (ou les liquides) l'onde ultrasonore est plus ou moins renvoyées

plus de détails dans la partie d'Alexandre Krupa



# Ultrason : équipement



# Ultrasonographie

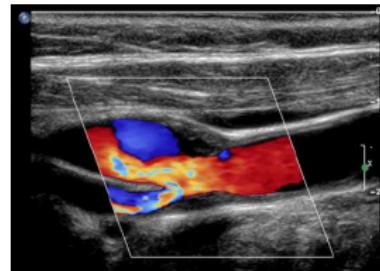
- Résolution : < 1 mm



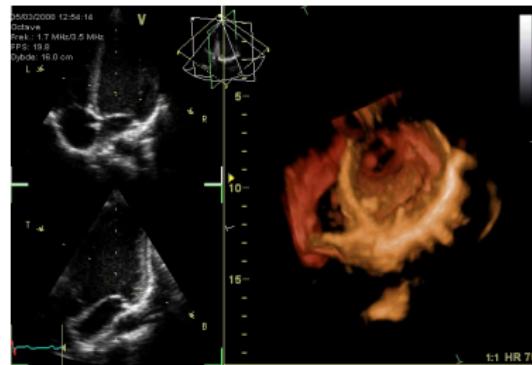
Obstétrique



Cardiaque



Vasculaire



# Ultrasonographie : récapitulatif

## Avantages

- équipement de faible coût, portable
- Non ionisant, innocuité, examen rapide → seule technique permettant d'avoir une image du foetus avec une bonne innocuité

## Inconvénients

- qualité de l'image
- dépend de l'opérateur

## Applications

- Obstétrique, Cardiologie, Gastroentérologie
- Employée dans presque toutes les spécialités médicales

## Imagerie par résonance magnétique (IRM)

# Imagerie par résonance magnétique

- IRM anatomique, IRM fonctionnelle, IRM de diffusion, . . .
- principe physique : phénomène de résonance magnétique nucléaire
- Dispositif d'acquisition : aimant qui permet de créer des champs magnétiques et antenne pour mesurer courant induit
- Imagerie en coupe ou 3D, Nécessite des techniques de reconstruction

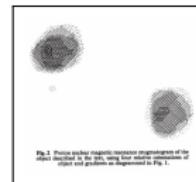
# Imagerie par résonance magnétique : historique<sup>1</sup>

- 1946, Bloch et Purcell : phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN).

Prix Nobel de Physique 1952

- Utilisation en chimie moléculaire et en physique

- 1973, Lauterbur : première image → zeugmatography



- 1977, Mansfield : imagerie par coupe, première image d'une partie du corps humain (1 doigt)



Lauterbur-Mansfield : Prix Nobel de Médecine 2003

© Peter Mansfield and Paul Lauterbur, winners of the Nobel Prize for Medicine, 2003.

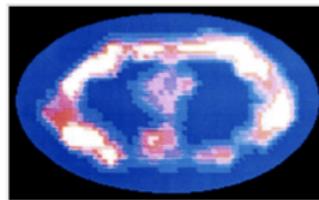
1. <http://mri-q.com/who-invented-mri.html>

# Imagerie par résonance magnétique : historique

- Damadian, pas associé au prix Nobel mais :
  - 1971 : cellules cancéreuses ont des propriétés RMN différentes
  - 1972 : brevet pour méthode de détection cancer par RMN
  - 1977 : première image RM du corps humain, grâce à "l'indomptable"



Assistant Larry Minkoff in Indomitable



First whole body image (Minkoff's chest), obtained July, 1977. It required nearly 5 hours to produce.

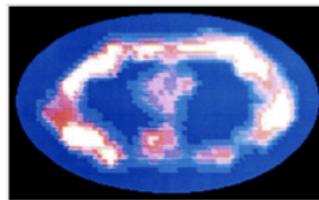
→ a vécu la décision Nobel de 2003 comme une énorme injustice personnelle

# Imagerie par résonance magnétique : historique

- Damadian, pas associé au prix Nobel mais :
  - 1971 : cellules cancéreuses ont des propriétés RMN différentes
  - 1972 : brevet pour méthode de détection cancer par RMN
  - 1977 : première image RM du corps humain, grâce à "l'indomptable"



Assistant Larry Minkoff in Indomitable



First whole body image (Minkoff's chest), obtained July, 1977. It required nearly 5 hours to produce.

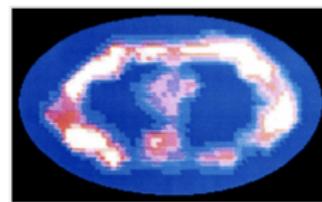
- a vécu la décision Nobel de 2003 comme une énorme injustice personnelle
- 1975, Ernst : IRM par encodage phase/fréquence. Prix Nobel de Chimie 1991

# Imagerie par résonance magnétique : historique

- Damadian, pas associé au prix Nobel mais :
  - 1971 : cellules cancéreuses ont des propriétés RMN différentes
  - 1972 : brevet pour méthode de détection cancer par RMN
  - 1977 : première image RM du corps humain, grâce à "l'indomptable"



Assistant Larry Minkoff in Indomitable

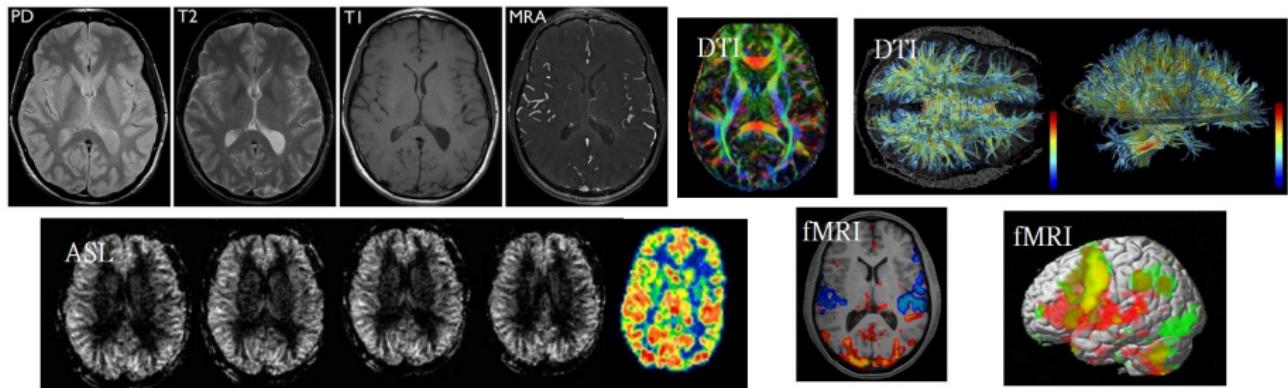


First whole body image (Minkoff's chest), obtained July, 1977. It required nearly 5 hours to produce.

- a vécu la décision Nobel de 2003 comme une énorme injustice personnelle
- 1975, Ernst : IRM par encodage phase/fréquence. Prix Nobel de Chimie 1991
- 1980 : premiers résultats cliniques en imagerie du crâne
- 1989 : imagerie rapide EPI (Echo Planar Imaging) → IRM fonctionnelle
- 1995 : IRM de diffusion

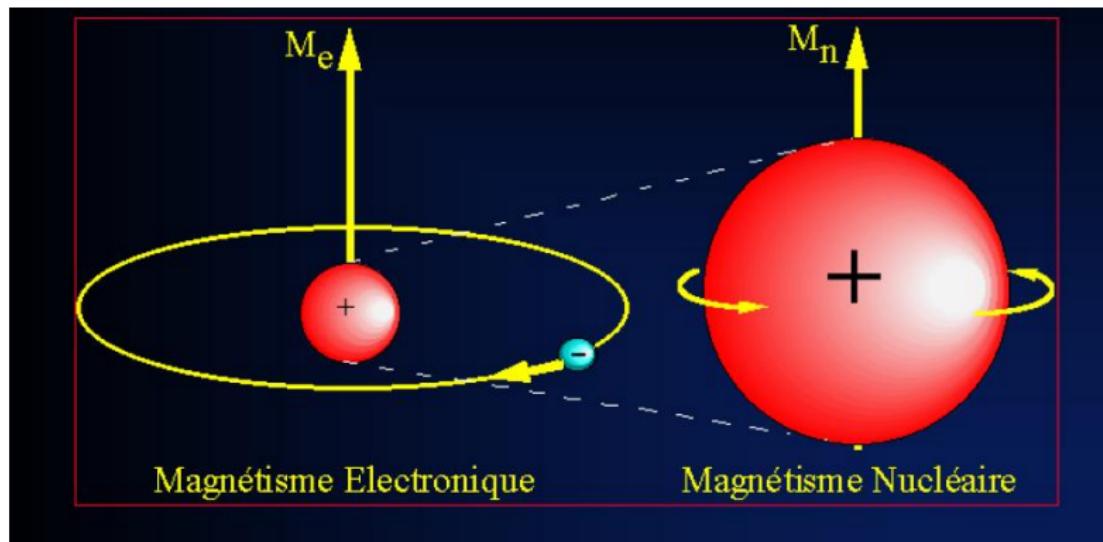
# Imagerie par résonance magnétique

- Résolution : de l'ordre du 1 mm (dépend des séquences)
- Temps d'acquisition : 1 à 20min par séquence



# IRM : Principes physiques

- Magnétisme nucléaire

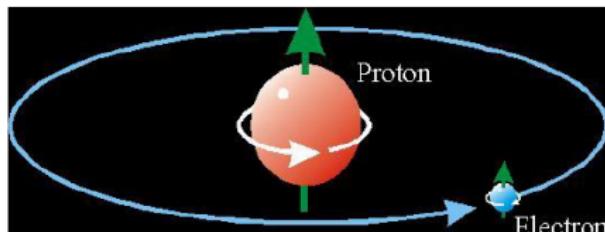
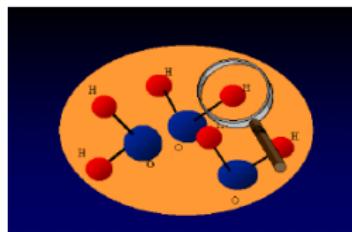


J. Bittoun

- Spin : "Un petit aimant tournant sur lui-même"

# IRM : Principes physiques

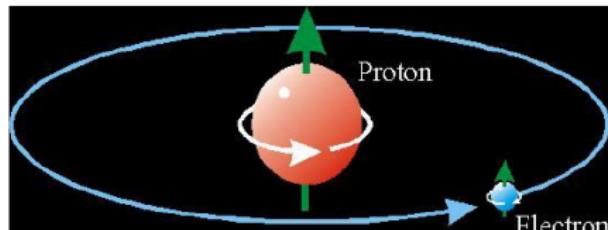
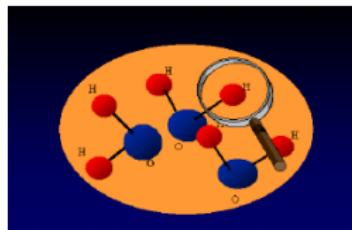
- On s'intéresse aux **protons d'hydrogène** pour l'imagerie



- présent en grande quantité dans le corps (eau)

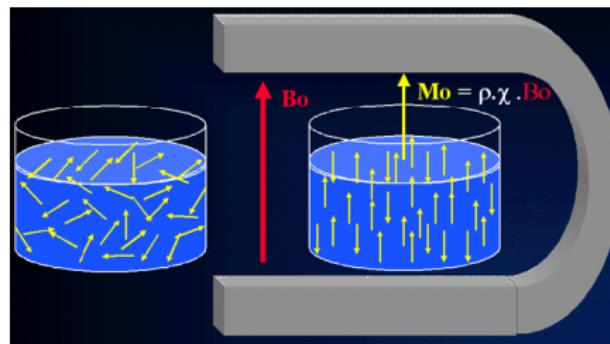
# IRM : Principes physiques

- On s'intéresse aux **protons d'hydrogène** pour l'imagerie



J. Bittoun

- présent en grande quantité dans le corps (eau)
- Aimant très intense pour aligner les moments magnétiques

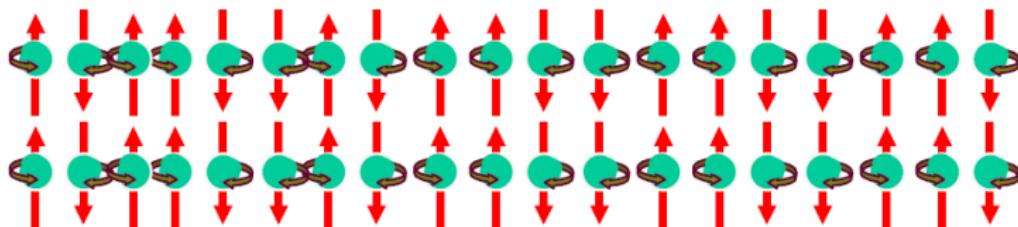


J. Bittoun

# IRM : Principes physiques

- Ordre de grandeur

- à température ambiante et à 1,5T (Tesla) 9,6 spins sont en excès dans la position parallèle par million de protons

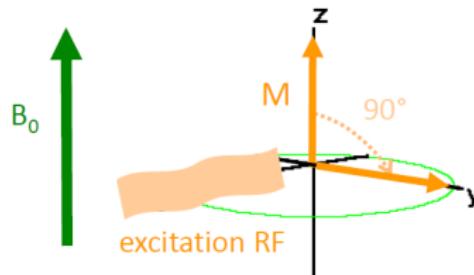


- $6 \times 10^{22}$  protons par ml de tissu
- le nombre de spins contribuant au signal RMN à 1,5T est

$$9.6 \times 10^{-6} \cdot 6 \times 10^{22} = 5 \times 10^{17} \text{ par ml de tissu}$$

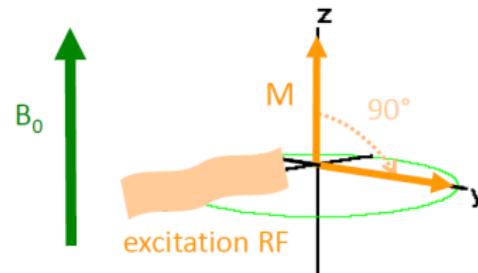
# IRM : Principes physiques

- Perturbation de l'aimantation



# IRM : Principes physiques

- Perturbation de l'aimantation



- Pour écarter  $M$  de l'équilibre, il faut appliquer une OEM à la fréquence de Larmor :

$$\nu_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

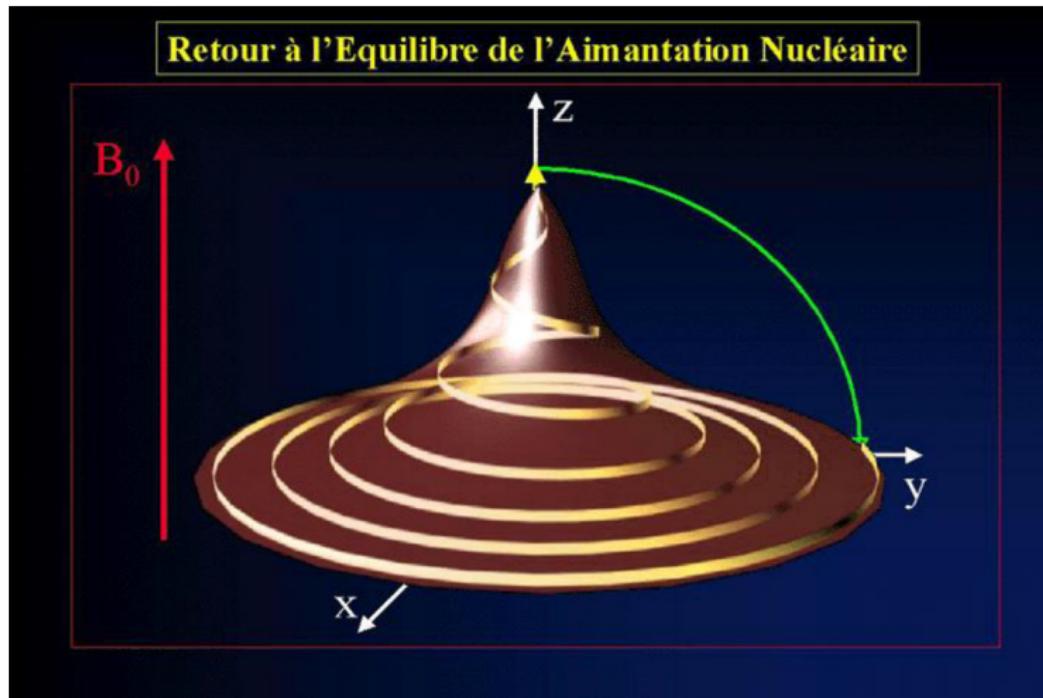
- où  $\gamma$  est le rapport gyromagnétique du noyau et  $B_0$  l'intensité du champ magnétique global

- fréquence de Larmor = fréquence de précession



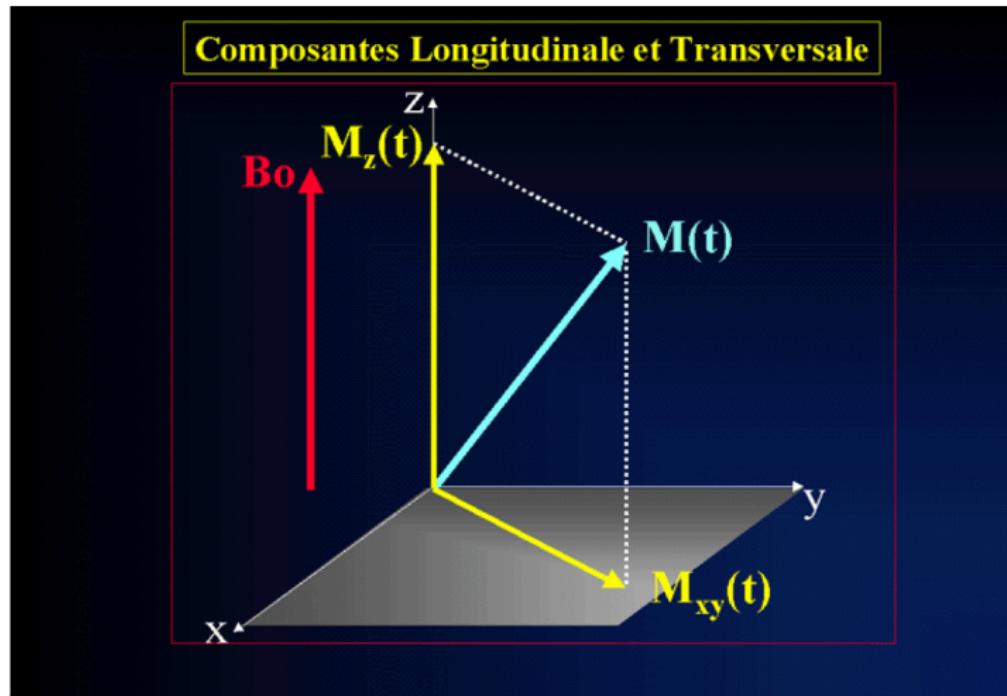
- "fréquence de **résonance** du système"

# IRM : Principes physiques



J. Bittoun

# IRM : Principes physiques



J. Bittoun

# IRM : Principes physiques

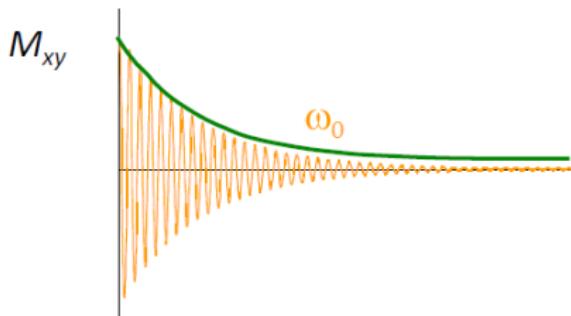
- Retour à l'équilibre le long de  $B_0$  : Équations de Bloch

$$\frac{dM_x(t)}{dt} = \gamma(\mathbf{M}(t) \times \mathbf{B}(t))_x - \frac{M_x(t)}{T_2}$$

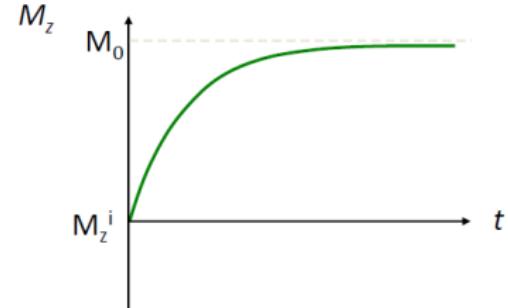
$$\frac{dM_y(t)}{dt} = \gamma(\mathbf{M}(t) \times \mathbf{B}(t))_y - \frac{M_y(t)}{T_2}$$

$$\frac{dM_z(t)}{dt} = \gamma(\mathbf{M}(t) \times \mathbf{B}(t))_z - \frac{M_z(t) - M_0}{T_1}$$

- Relaxation = retour à l'équilibre de l'aimantation



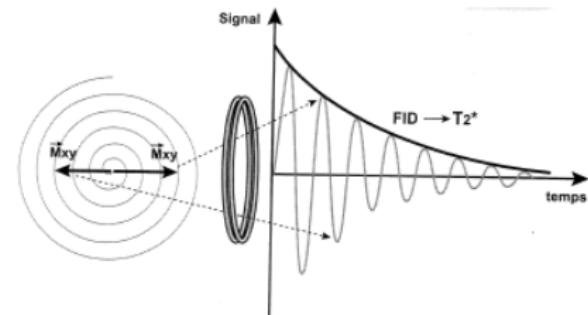
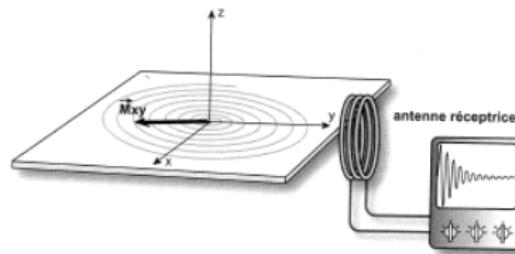
Relaxation transversale en T2



Relaxation longitudinale en T1

# IRM : Principes physiques

- $M_{xy}$  tend vers 0 tandis que  $M_z$  croît.
- la décroissance de  $M_{xy}$  se fait de manière exponentielle et engendre un courant induit dans une bobine (ou antenne de réception) située sur l'axe Oy.
- C'est ce signal qui est mesuré !



- $T_2$  qui caractérise la décroissance dépend du tissu → on obtient une image avec des intensités différentes selon les tissus observés

# IRM : Principes physiques

- Problème : d'où vient le signal enregistré par la bobine ?

# IRM : Principes physiques

- Problème : d'où vient le signal enregistré par la bobine ?
- Par défaut : de partout !

# IRM : Principes physiques

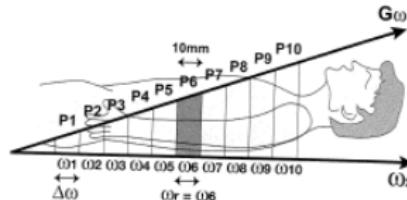
- Problème : d'où vient le signal enregistré par la bobine ?
- Par défaut : de partout !
- Sélection de coupe
  - on ajoute un "gradient" au champ magnétique principal  $B_0$  qui dépend donc maintenant de  $z$

$$B_0(z) = B_0 + G_z \cdot z$$

- la fréquence de Larmor (fréquence résonance) est donc modifié :

$$\nu(z) = \frac{\gamma}{2\pi} B_0(z)$$

- en présence d'un gradient  $G_z$  la fréquence de résonance dépend de  $z$
- Le choix de la fréquence d'excitation RF permet de sélectionner une coupe

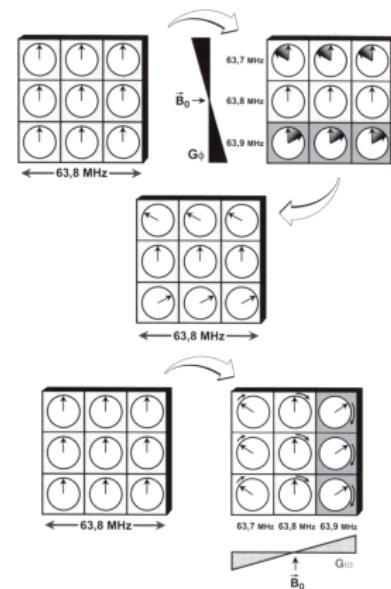


# IRM : Principes physiques

- grâce au gradient de coupe ( $B_0$  n'est plus constant), on ne "bascule" que les spins dans une coupe choisie
- mais on enregistre alors un signal électrique (1D) donné par la relaxation de tous les spins de cette coupe (2D)

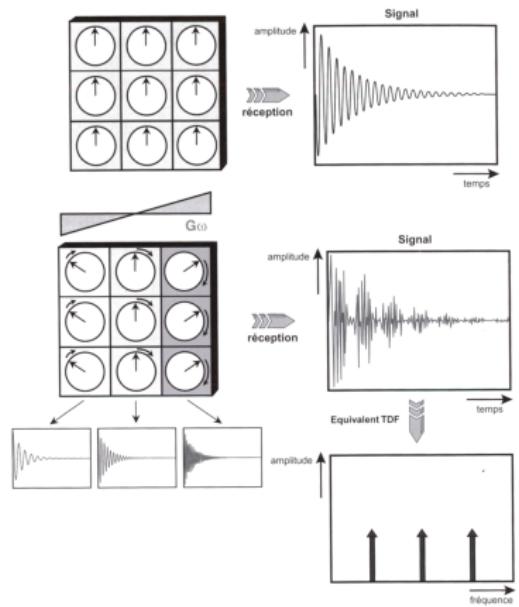
# IRM : Principes physiques

- grâce au gradient de coupe ( $B_0$  n'est plus constant), on ne "bascule" que les spins dans une coupe choisie
- mais on enregistre alors un signal électrique (1D) donné par la relaxation de tous les spins de cette coupe (2D)

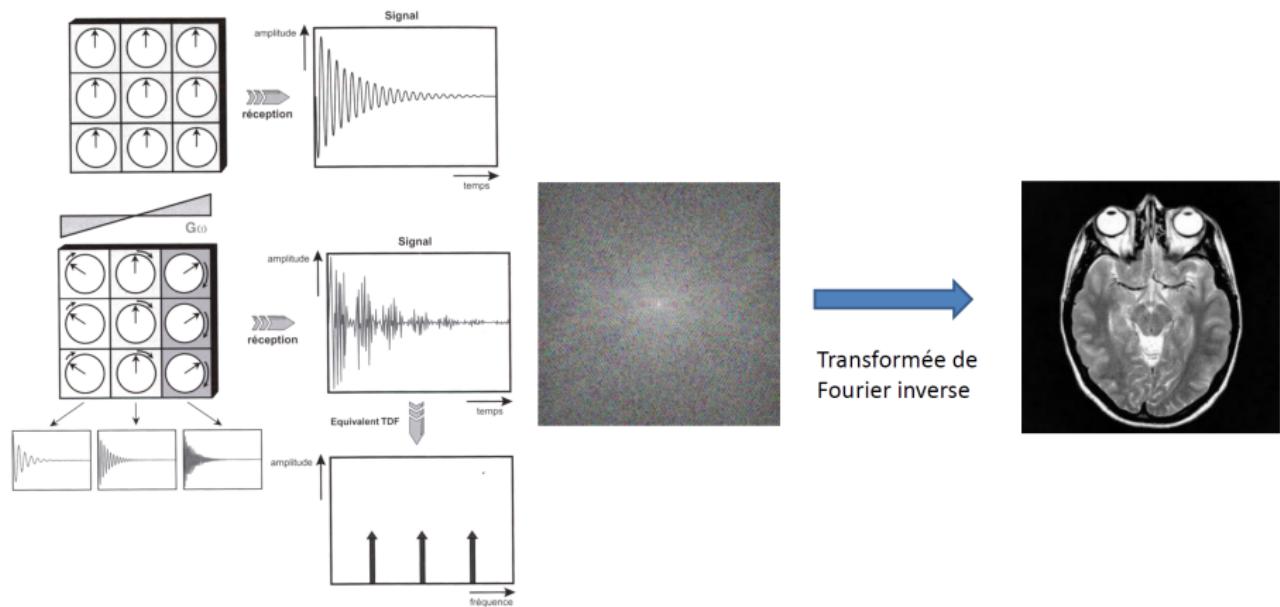


- Codage en phase (gradient  $G_\phi$ )
- Codage en fréquence (gradient  $G_\omega$ )

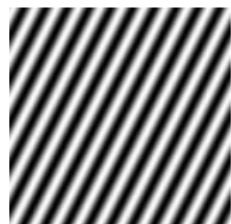
# IRM : Principes physiques



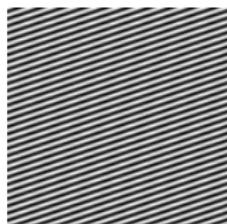
# IRM : Principes physiques



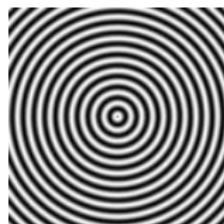
# Rappel : Transformée de Fourier



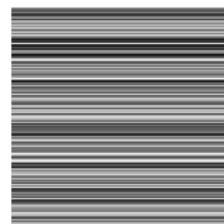
1



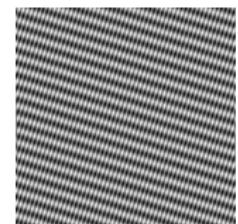
2



3



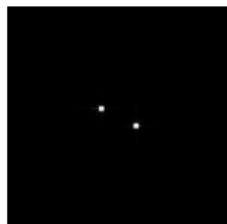
4



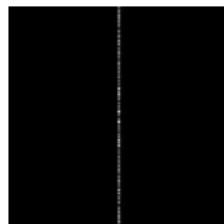
5



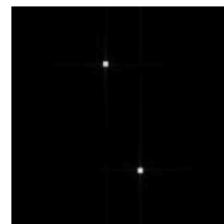
A



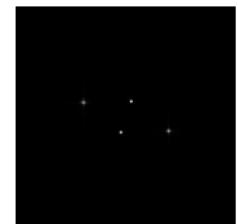
B



C

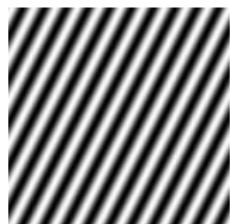


D

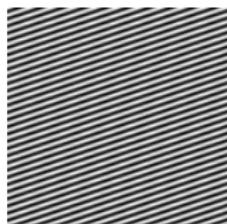


E

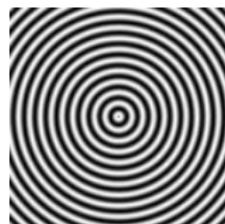
# Rappel : Transformée de Fourier



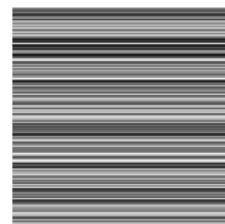
1



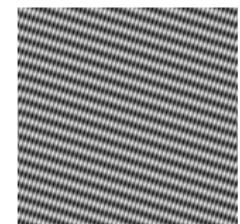
2



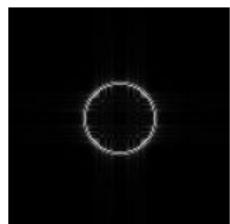
3



4



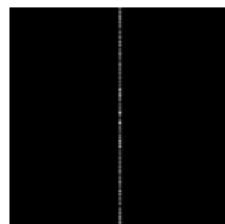
5



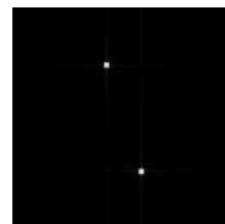
A



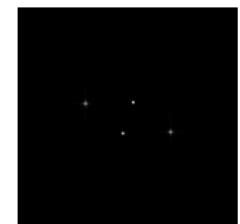
B



C



D



E

$1 \rightarrow B$

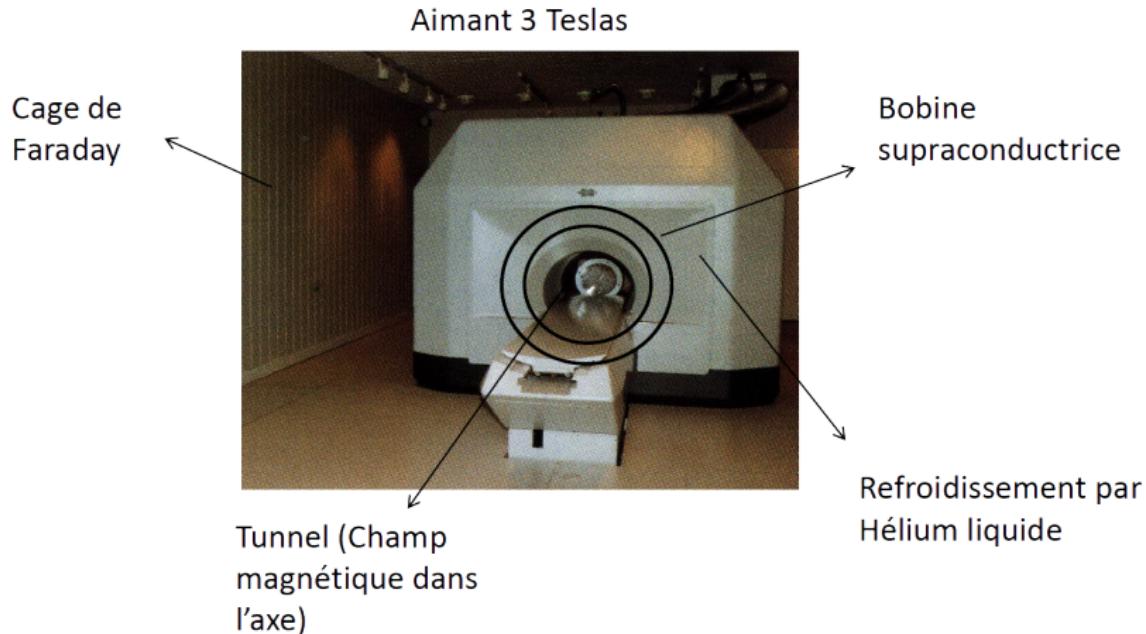
$2 \rightarrow D$

$3 \rightarrow A$

$4 \rightarrow C$

$5 \rightarrow E$

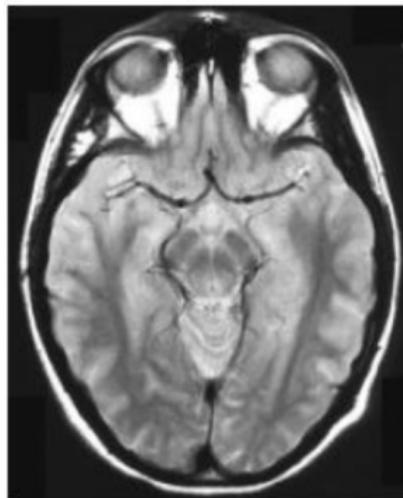
# IRM : Dispositif d'acquisition



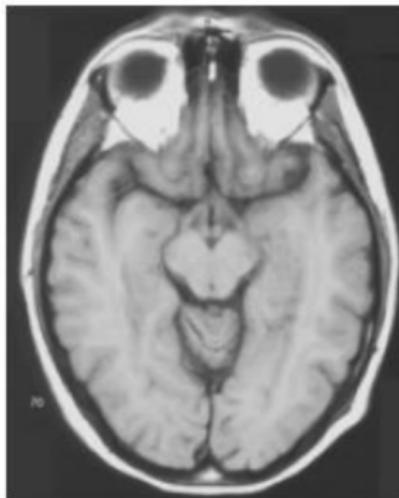
<https://www.youtube.com/embed/IF6CMrjGNN4?rel=0>

# IRM anatomique

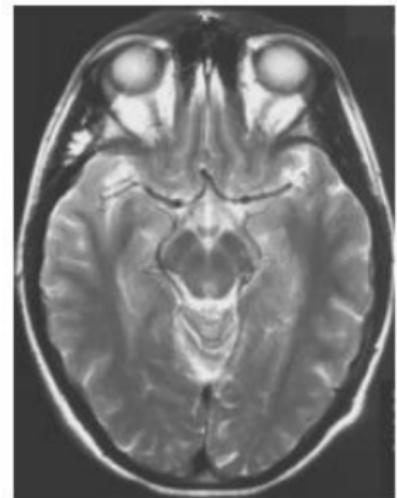
- variété de séquence/contraste
- bonne résolution (< 1 mm)



Densité de protons



T1

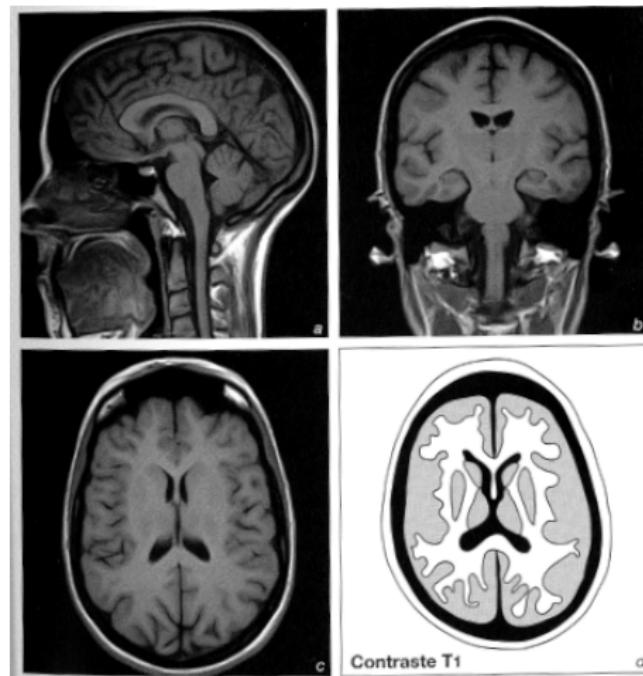


T2

# IRM anatomique

## • Contraste T1

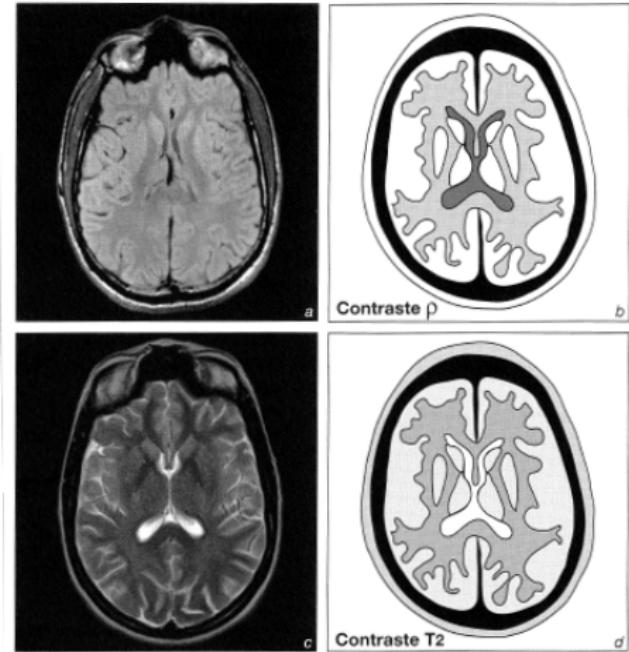
- substance blanche → blanche
- substance grise → grise
- LCR (ventricules) → noir



Comprendre l'IRM : Manuel d'auto-apprentissage (Bruno Kastler, Daniel Vetter, Zoltan Patay, Philippe Germain)

# IRM anatomique

- Contraste T2
- Contraste densité de protons  $\rho$

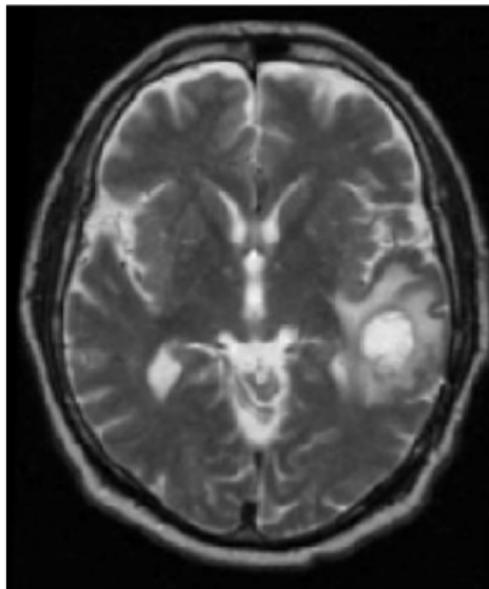


Comprendre l'IRM : Manuel d'auto-apprentissage (Bruno Kastler, Daniel

Vetter, Zoltan Patay, Philippe Germain)

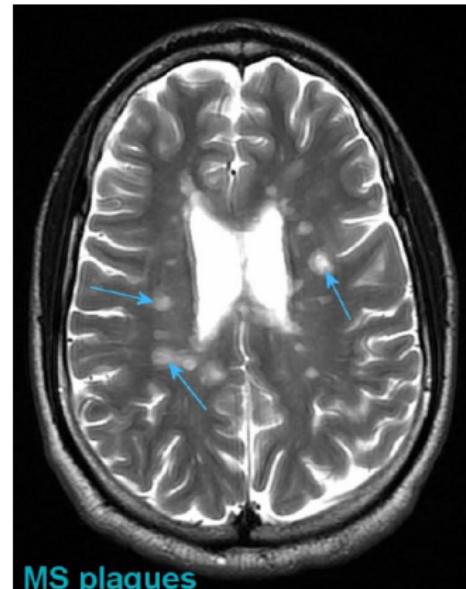
# IRM anatomique

- pathologies



Tumeur cérébrale

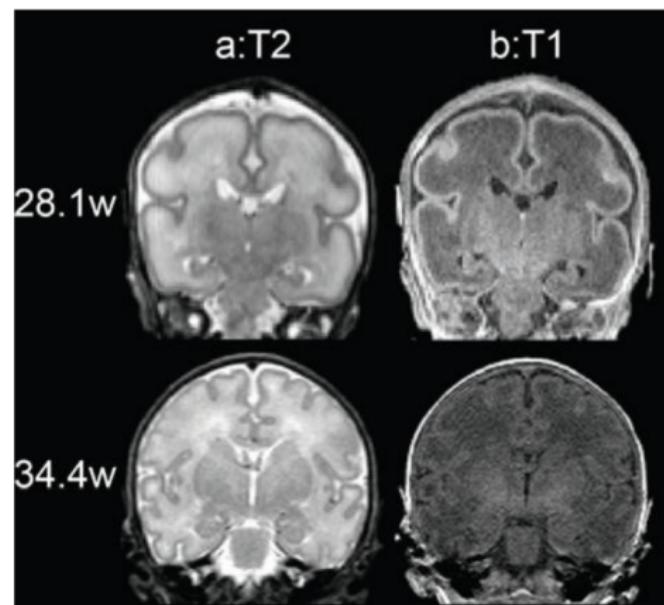
[Clatz, TMI 2005]



Sclérose en plaques

# IRM anatomique

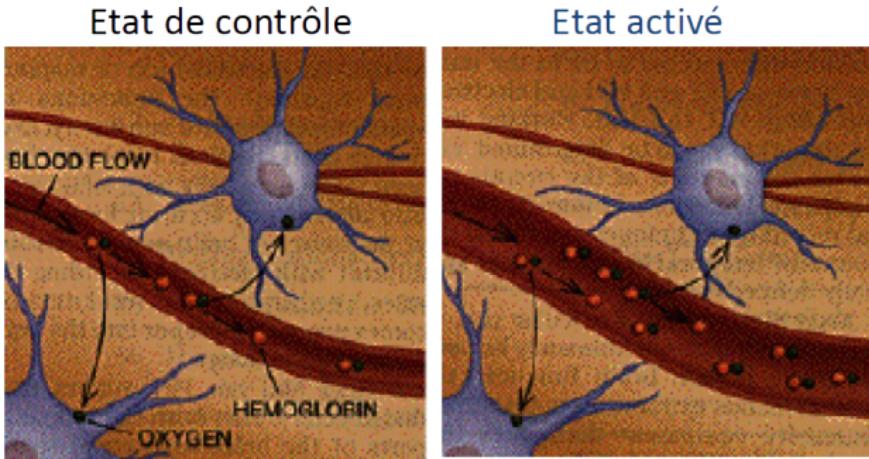
- imagerie foetale et néonatale



Dubois et al. Cerebral Cortex, 2007

# IRM fonctionnelle

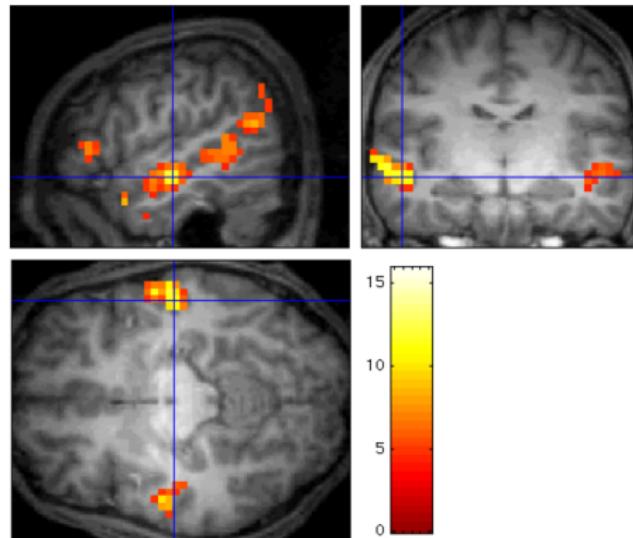
- signal BOLD (blood-oxygen-level dependent)



- zones "activées" (dont le cerveau se sert) → afflux de sang oxygénés
- Concentration d'oxyhémoglobine plus forte près des régions activées

# IRM fonctionnelle

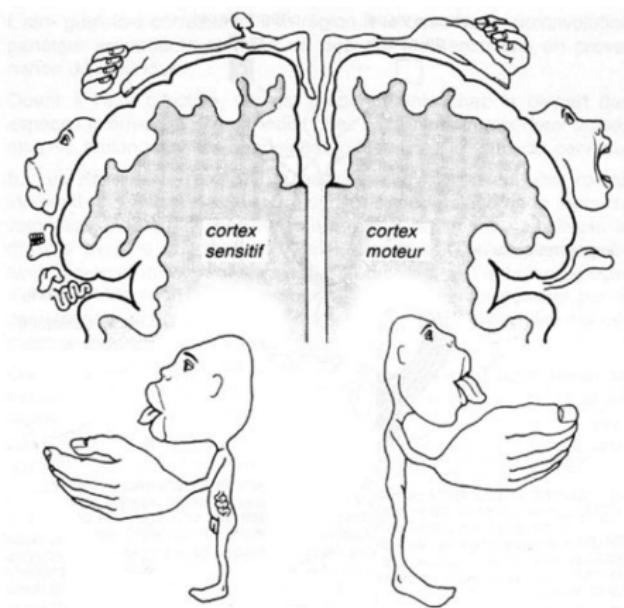
- Création de carte statistique et fusion avec l'IRM anatomique (pour visualisation)



Aires plus activées lors de l'écoute de phrases en langue française que par des phrases en langue étrangère

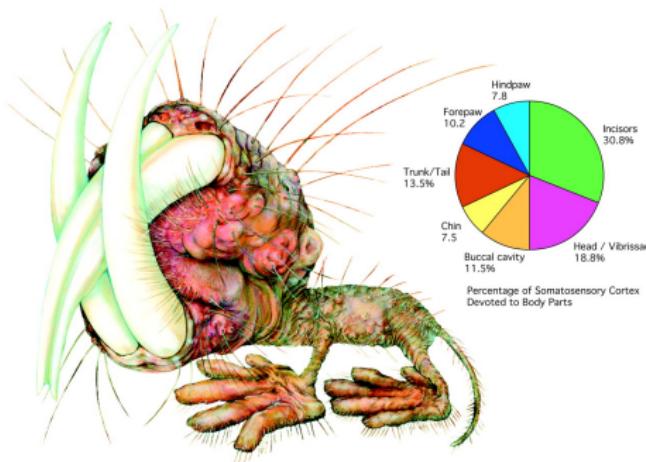
Pallier et al., Cerebral Cortex, 2003

# IRM fonctionnelle



Homonculus

# IRM fonctionnelle

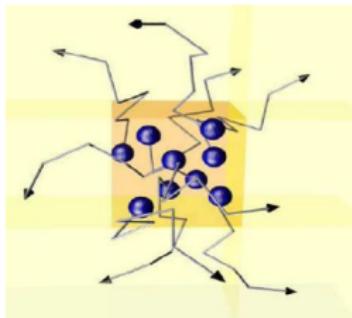


"Mole-ratunculus" (rat-taupe nu)

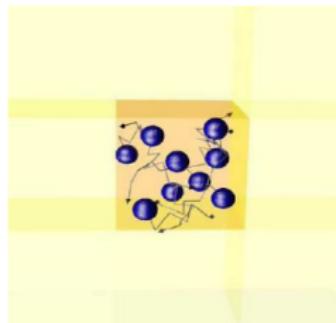
pas avec IRMf, mais des micro-électrodes

# IRM de diffusion

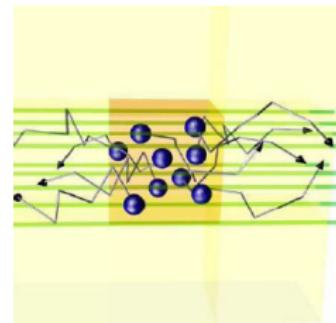
- Diffusion des molécules d'eau (et donc protons d'hydrogène)



Diffusion libre



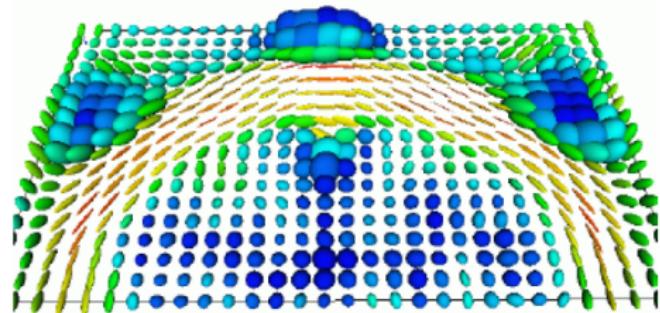
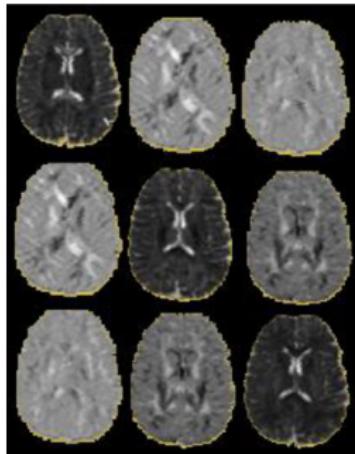
Diffusion restreinte isotrope



Diffusion restreinte anisotrope

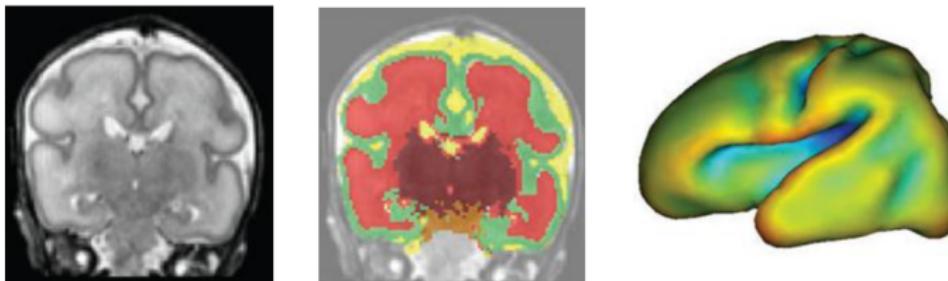
# IRM de diffusion

- en chaque point estimation de la probabilité de diffusion en chaque direction → Tenseur de diffusion
- Modèle gaussien de diffusion : un tenseur représenté par une matrice symétrique  $3 \times 3$



# Problématiques classiques en IRM

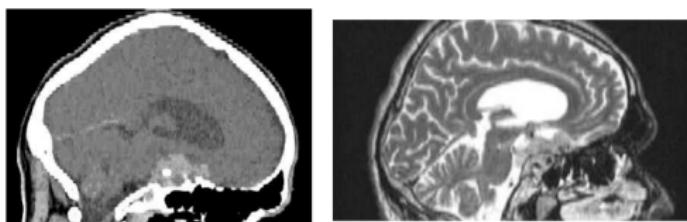
- IRM anatomique
  - Segmentation des différents tissus



Dubois et al, Cerebral Cortex, 2007

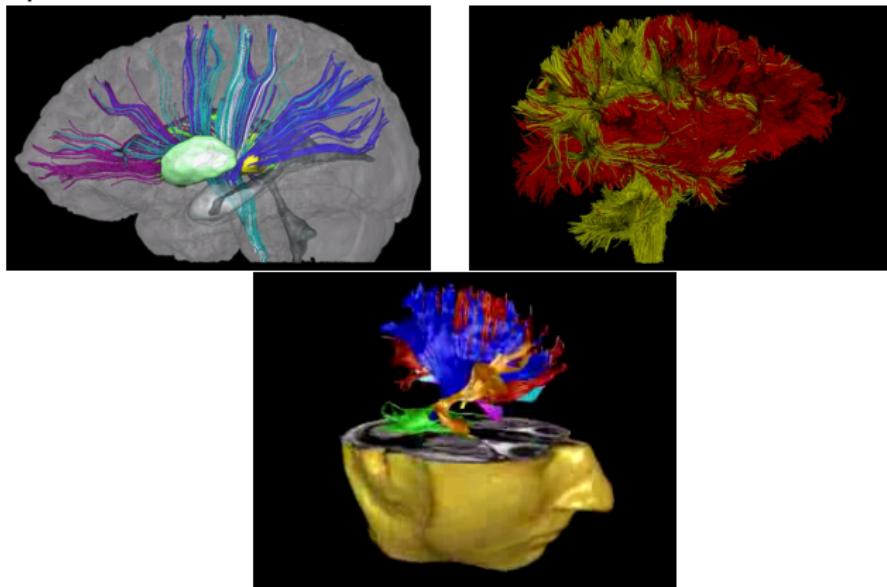
- Recalage inter-modalités

Scanner/IRM T2  
Thèse A. Roche



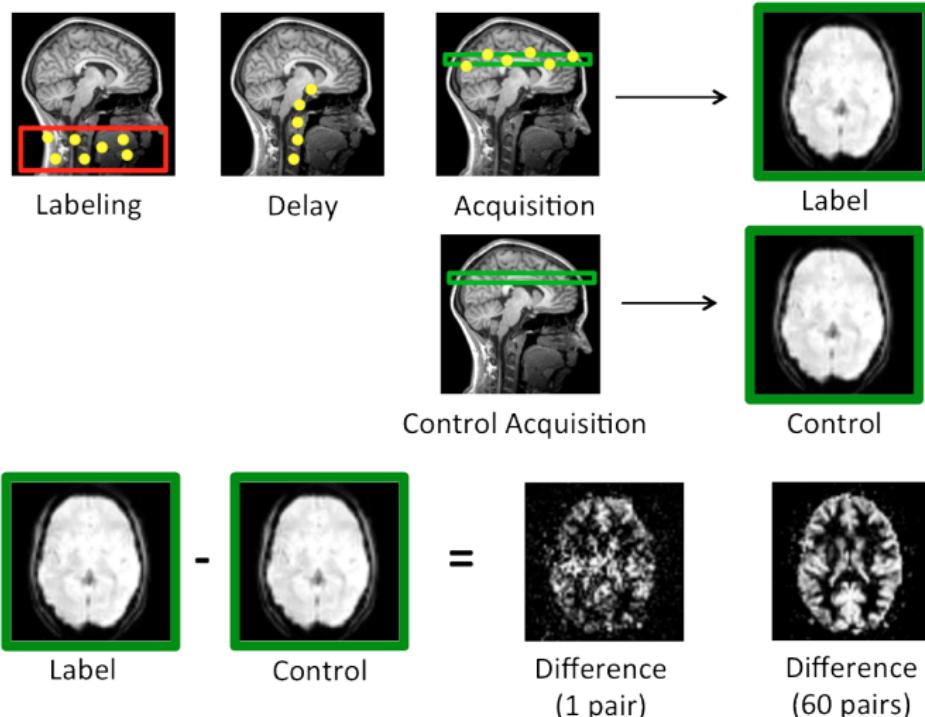
# Problématiques classiques en IRM

- IRM fonctionnel
  - détection des zones d'activation cérébrale
- IRM de diffusion
  - tractographie des faisceaux de fibres de la matière blanche



# Problématiques classiques en IRM

- d'autres variantes : ASL (Arterial Spin Labelling) pour étudier la perfusion



# IRM : résolution

- Résolution spatiale
  - anatomique : 1 mm
  - fonctionnelle : 3 mm
  - diffusion : 1 à 3 mm
- Résolution temporelle
  - anatomique : 15 min
  - fonctionnelle : 1s
  - diffusion : 10 min à 1h
- Améliorations permanentes de ces résolutions
  - nécessité d'aimants de plus en plus puissants (nocivité pour l'homme ?)

# Imagerie par résonance magnétique : récapitulatif

## Avantages

- Non invasif, non ionisant
- Qualité de l'image (pour tissus mous)

## Inconvénients

- Ne permet pas d'imager les tissus durs
- Prix de l'équipement (de l'ordre de 2 millions)
- Inconfort lors de l'examen

## Applications

- Tout ! (ou presque)
- Visualiser les artères : angio-IRM
- Visualiser l'activité du cerveau : IRM-f
- Visualiser les faisceaux de matières blanche (DTI)

## Imagerie par magnéto-et électro-encéphalographie (MEG/EEG)

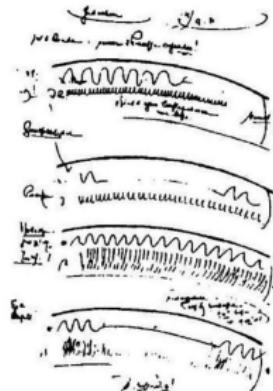
# Imagerie par magnéto- et électro-encéphalographie (MEG/EEG)



- Deux modalités dédiées au cerveau
- Deux modalités **fonctionnelles** : mesure directe de l'activité électrique cérébrale
- acquisition de signaux temporels ( 1ms)
- nécessite une **reconstruction** des activités cérébrales

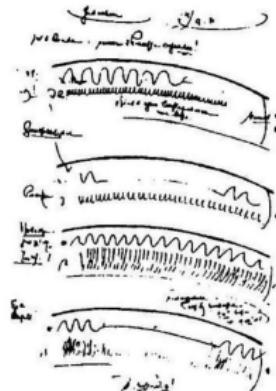
# MEG-EEG : Historique

- Richard Caton 1875, Hans Berger 1924 : l'électroencéphalographie (EEG)



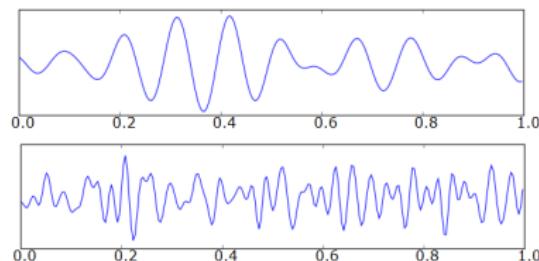
# MEG-EEG : Historique

- Richard Caton 1875, Hans Berger 1924 : l'électroencéphalographie (EEG)



- H. Berger met en évidence les ondes alpha et beta :

- ondes alpha (8-12 Hz) : personne éveillée qui ferme les yeux et se détend
- ondes beta (12-25 Hz) : état d'éveil conscient normal



# MEG-EEG : Historique

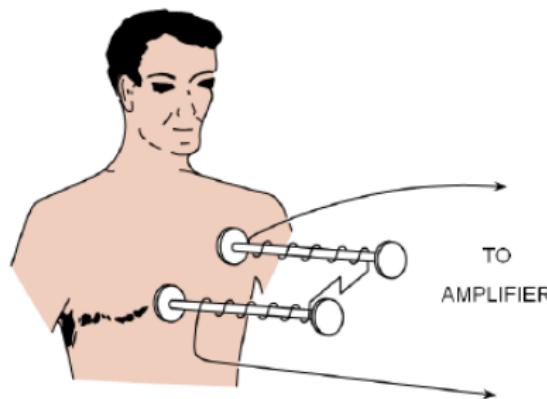
1967 : **Occipital Alpha Rhythm Eye Position and Lens Accommodation**,  
*Nature*, Edmond M. Dewan

- Code Morse par contrôle des ondes alpha



# MEG-EEG : Historique

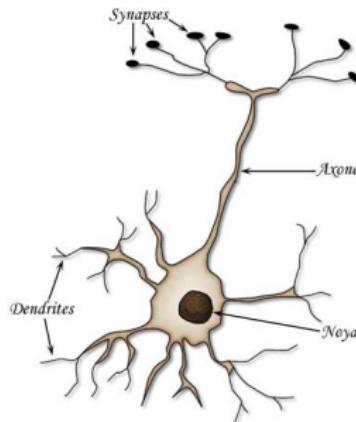
- Premier magnétocardiogramme (Baule, McFee, 1963)



- Premier magnétoencéphalogramme (David Cohen, 1968)

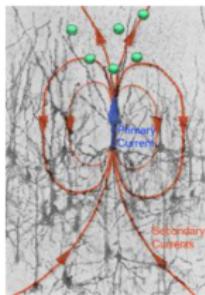
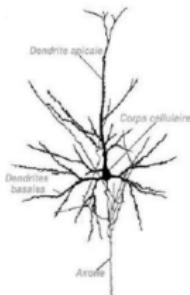
# Origine des signaux EEG/MEG

- neurone :

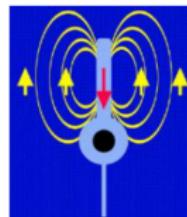


- Excitation d'un neurone : l'ouverture de canaux ioniques au niveau de sa membrane
- Engendre un mouvement de particules chargées dans les milieux intra et extra-cellulaires : **Potentiel d'action**

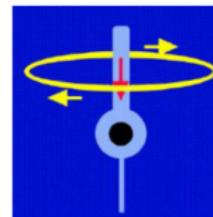
# Origine des signaux EEG/MEG



Courants primaires et secondaires



Lignes de courants



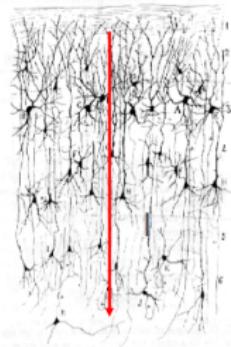
Lignes de champs magnétique

## • Courants mesurables

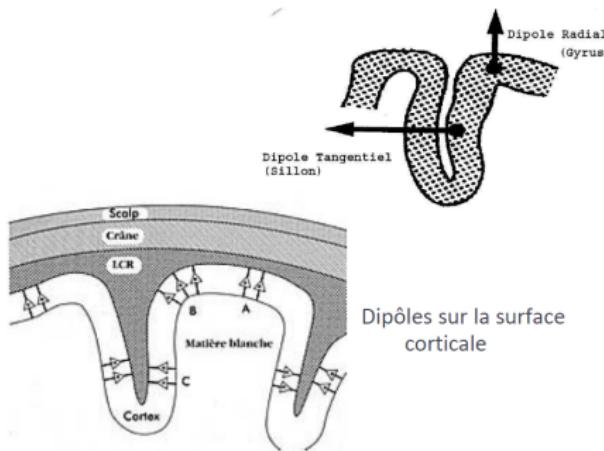
- Résultent de la mise en synchronie dans le temps et l'espace (minimum  $10^5$  neurones dans quelques  $\text{mm}^3$  de cortex)
- Modélisation d'une macrocolonne par un dipôle de courant (direction = dendrites)

# Origine des signaux EEG/MEG

- Courants macroscopiques



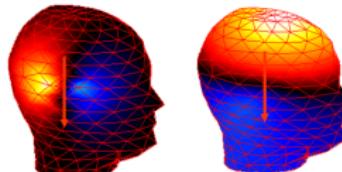
Dipôle de courant  
Macrocolonne corticale  
 $10^5$  à  $10^6$  neurones



Dipôles sur la surface corticale

MEG                    EEG

- Réponse topographique



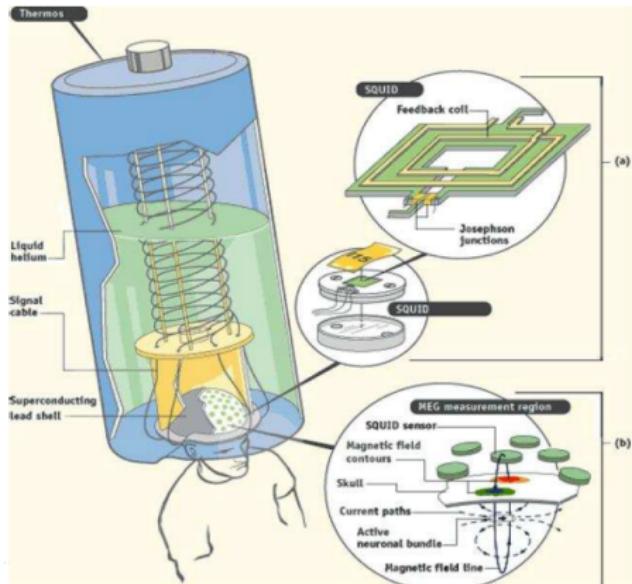
# EEG

- Signal électrique mesuré à la surface du scalp par un ensemble d'électrodes
- Ordre de grandeur : quelques microvolt
- non invasif
- faible infrastructure (casque EEG, gel, ordi)



# MEG

- Champs magnétiques mesurés à la surface du scalp
- Ordre de grandeur :  $10^{-15}$  Tesla, 1 milliard de fois plus faible que le champ magnétique terrestre
- non invasif
- infrastructure très chère et très lourde : refroidissement à l'hélium liquide, blindage électromagnétique



# MEG-EEG : Une technique d'imagerie ?

- un signal (1D) enregistré pour chaque électrode → des signaux, mais où sont les images ?

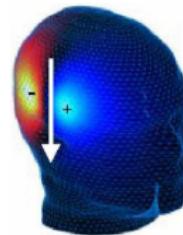
# MEG-EEG : Une technique d'imagerie ?

- un signal (1D) enregistré pour chaque électrode → des signaux, mais où sont les images ?
- **Problème direct** : "Connaissant la distribution des sources de courant, calculer le champ électromagnétique à la surface du scalp"

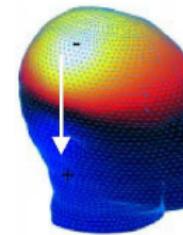
# MEG-EEG : Une technique d'imagerie ?

- un signal (1D) enregistré pour chaque électrode → des signaux, mais où sont les images ?
- **Problème direct** : "Connaissant la distribution des sources de courant, calculer le champ électromagnétique à la surface du scalp"

- lois de Biot et Savart (1820) :  $\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint_C \frac{I \, d\vec{l} \wedge (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}$
- Difficultés : complexité du milieu physique
- Prise en compte de la géométrie des tissus (peau, os, MB, MG, LCR)
- Connaissance imparfaite des conductivités : mesures in vivo difficiles



champs magnétiques



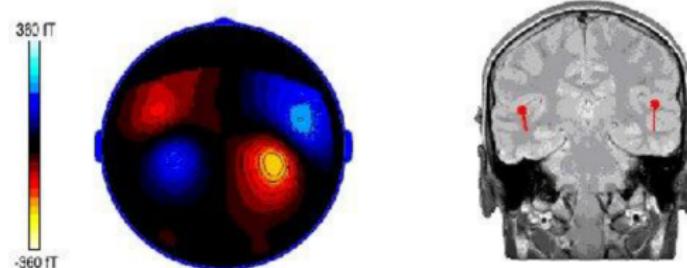
potentiels électriques

# MEG-EEG : Problème inverse

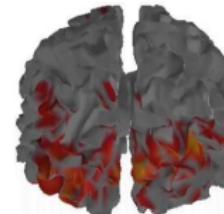
- But : reconstruire dans le temps et l'espace les dipôles de courant neuronaux à partir des signaux MEG et EEG (bruités) mesurés en surface
- Difficultés : problème mal posé, infinité de solutions
- Nécessité de faire des hypothèses sur les sources
- Plusieurs méthodes possibles

# MEG-EEG : Problème inverse

- Méthode 1 : Approches dipolaires → fixer un certain nombre (petit) de sources et trouver leur paramètre par minimisation de l'erreur engendrée



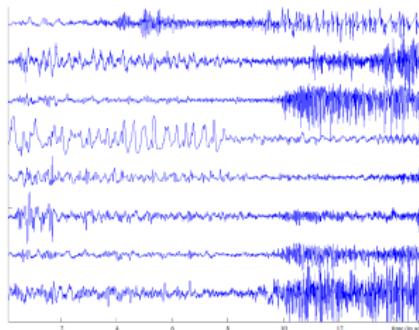
- Méthode 2 : Imagerie de la densité corticale de courant → Estimation des amplitudes de dipôles de courant distribués au préalable sur la surface corticale (sources distribuées)



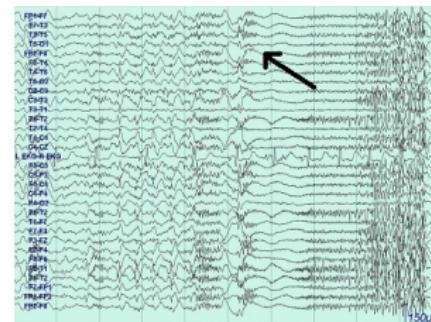
Activités MEG reconstruites  
dans un paradigme de stimulation visuelle

# MEG-EEG : Applications

- Neurologie : épilepsie, ...



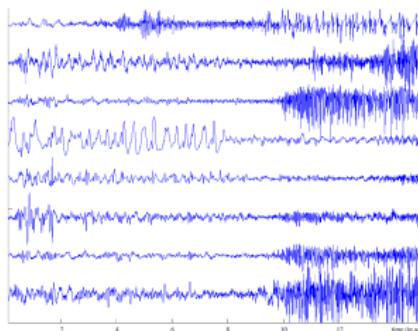
crise (début à 2.5s)



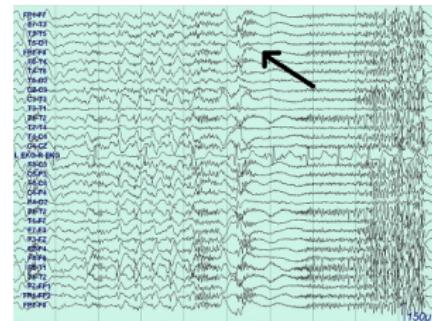
pointes intercritiques

# MEG-EEG : Applications

- Neurologie : épilepsie, ...

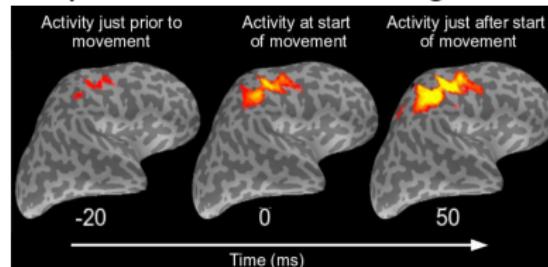


crise (début à 2.5s)



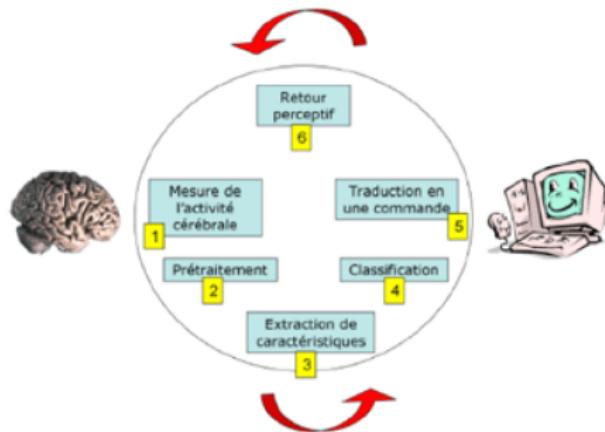
pointes intercritiques

- Neurosciences : perception, mouvement, cognition,...



# MEG-EEG : Applications

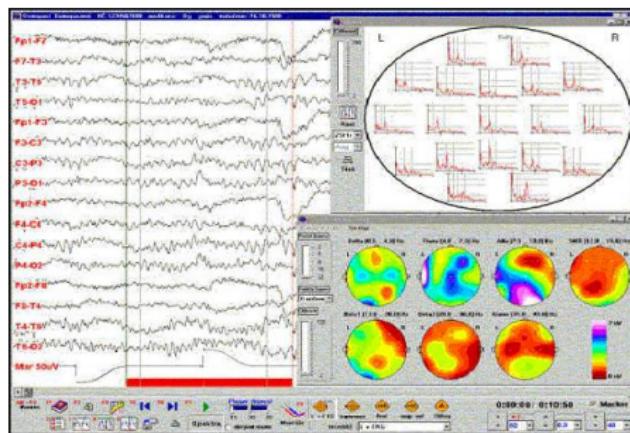
- Interface Cerveau/machine



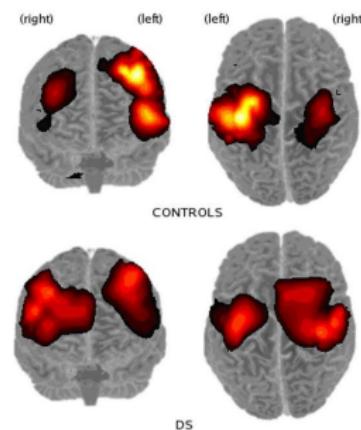
- Handicap (prothèse ...)
- communication
- pilotage d'engins, ...

# MEG-EEG : Imagerie électromagnétique

- Résolution : plusieurs mm
- Résolution temporelle : 1ms (contre 500ms en IRMf)
- Application : Imagerie cérébrale (informations complémentaires à l'IRMf)



EEG



MEG

# Récapitulatif EEG/MEG

## Avantages

- Excellente résolution temporelle (<1ms)

## Inconvénients

- Résolution spatiale moyenne ( 1cm)

## Applications

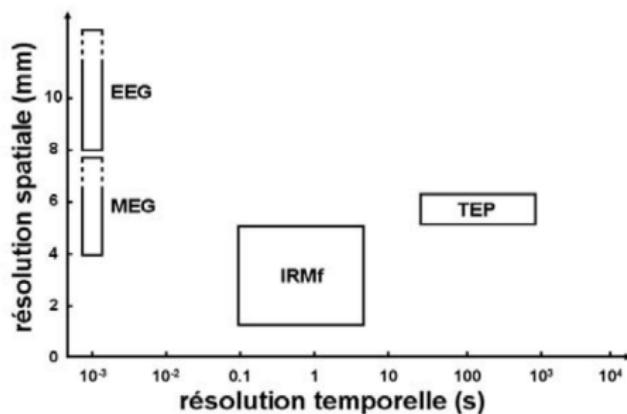
- uniquement : cerveau
- applications prometteuses et complémentaires de l'IRMf

# Récapitulatif EEG/MEG

- EEG et MEG complémentaires
  - EEG : moins cher et portable
  - MEG : meilleure localisation spatiale, pas besoin de fixer les électrodes
  - composante radiale (EEG), tangentielle (MEG)

# Comparaison des différentes modalités fonctionnelles

- Résolution spatiale, résolution temporelle

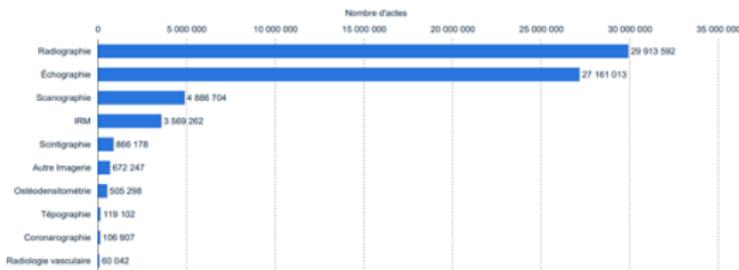


- EEG/MEG et IRM non invasifs
- Nécessité de reconstructions
- Différents phénomènes physiques mis en jeu

# Répartition des différentes modalités

## Nombre d'actes d'imagerie médicale en France en 2015, selon le type

Nombre d'actes d'imagerie médicale en France 2015, par type



Indication: France, 2015

Sous réservez les notes de bas de page ainsi que des indications complémentaires en [page 22](#) de ce document.

Bureau des Comptes (France): [2015110](#)

L'activité d'imagerie médicale

statista

Diagramme du nombre d'actes d'IM en France en 2015, selon le type d'imagerie

(source : Cour des Comptes, publié en mai 2016)

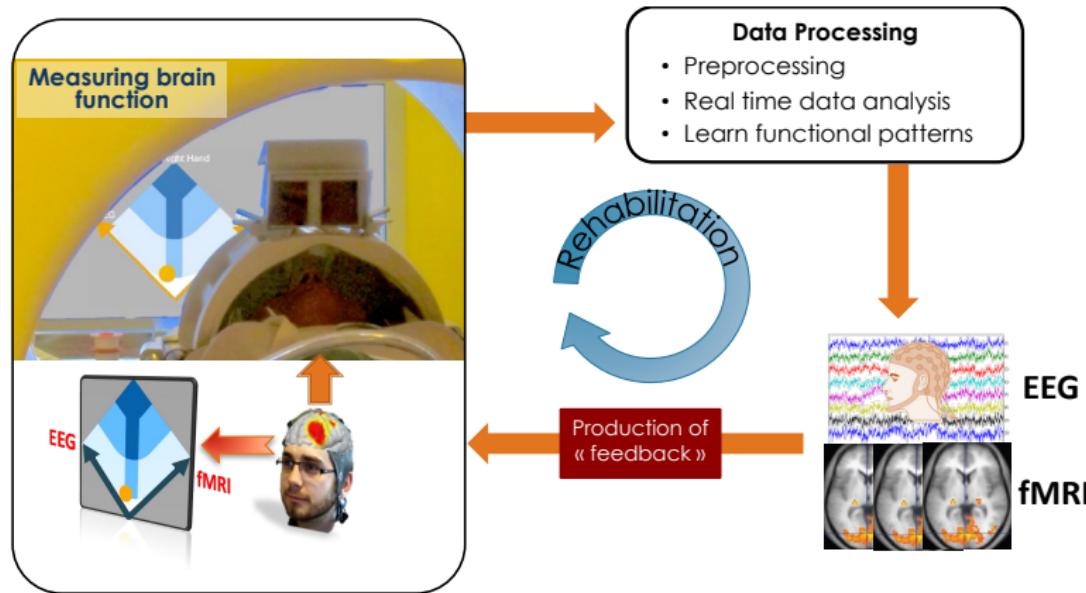
## Projet Hemisfer (équipe Empenn)

# Projet Hemisfer

- EEG et IRMf simultanés pour tirer avantage de
  - la bonne résolution spatiale de l'IRMf
  - la bonne résolution temporelle de l'EEG
- → pour rééducation fonctionnelle de patients ayant eu un accident vasculaire cérébral (AVC)
  - première cause de handicap physique de l'adulte
  - deuxième cause de décès dans la plupart des pays occidentaux
  - récupération limitée après un an
- Problèmes de qualité du signal (principalement EEG)
- Problèmes de modélisation des 2 modalités



# Projet Hemisfer



# Projet Hemisfer



Install Subject to their compatible EEG cap