

# IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE (IRM)

**Dr. Ruud van Heeswijk, PhD, PD**  
**CHUV - Radiologie**



Première partie des examens de FMH en radiologie

# Contact

- **E-mail**

Ruud.Van-Heeswijk@chuv.ch

Les applications les plus pertinentes:  
Apple Store: [k-Space Odyssey](#) (Haselhoff)  
Play Store: [k-Spapp](#) (Springorum)

- **Diapositives du cours**

[www.unil.ch/cvmr](http://www.unil.ch/cvmr) → Links → «FMH radiology course slides»

- **Ressources Supplémentaires:**

[www.unil.ch/cvmr](http://www.unil.ch/cvmr) → Links → «Understanding MRI»

« Comprendre l'IRM : Manuel d'auto-apprentissage »  
par *Bruno Kastler, Daniel Vetter, Zoltan Patay, Philippe Germain*

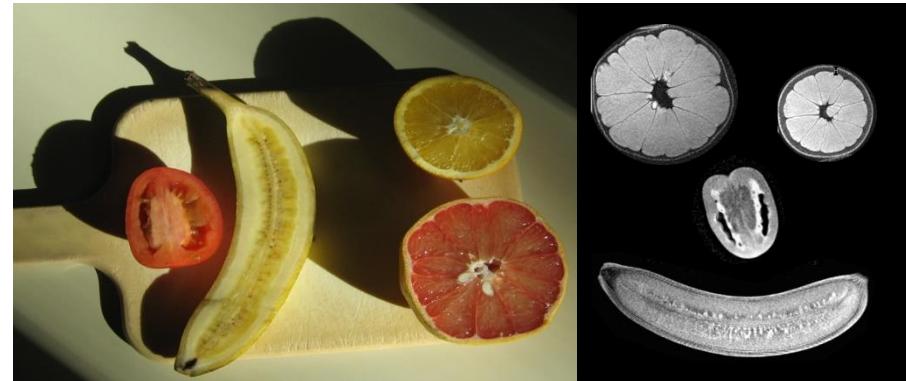
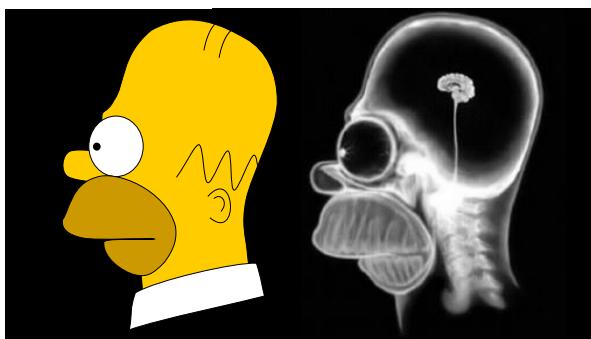
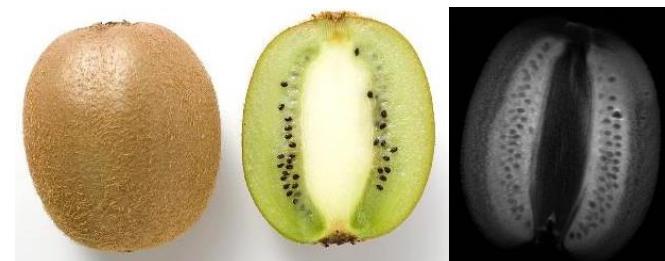
# Composition du Cours

Le cours sera composé de 3 leçons de ~1h45min chacune, avec 15 minutes de pause chaque lecture.

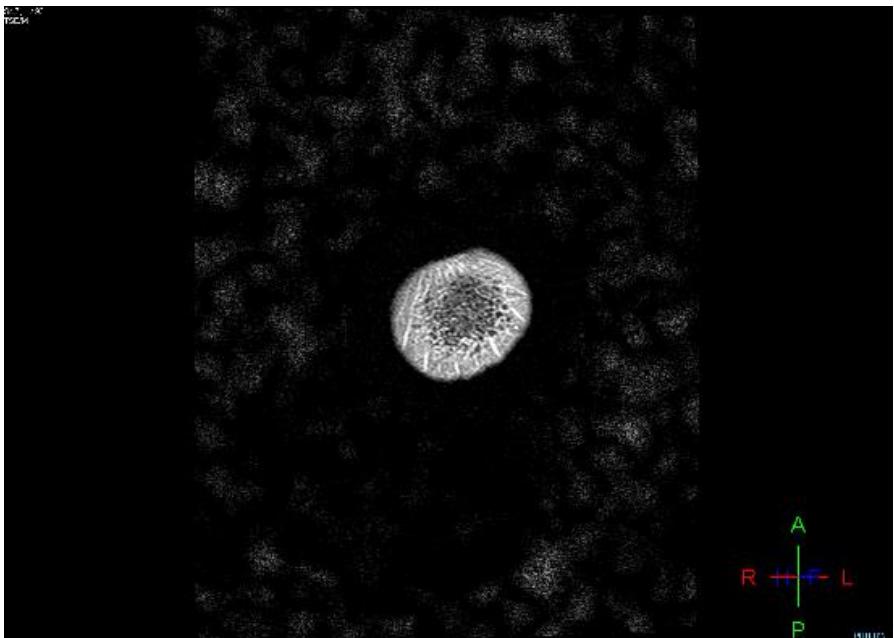
- 15.01.2024
  - Composition de l'appareillage
  - Principes de la relaxation
  - Production d'image et reconstruction
- 22.01.2024
  - Rapport signal-bruit
  - Séquences d'imagerie
  - Effet de flux
- 29.01.2024
  - Produits de contraste
  - Artefacts
  - Effets secondaires & dommages éventuels liés à l'IRM



# Images d'IRM – exemples

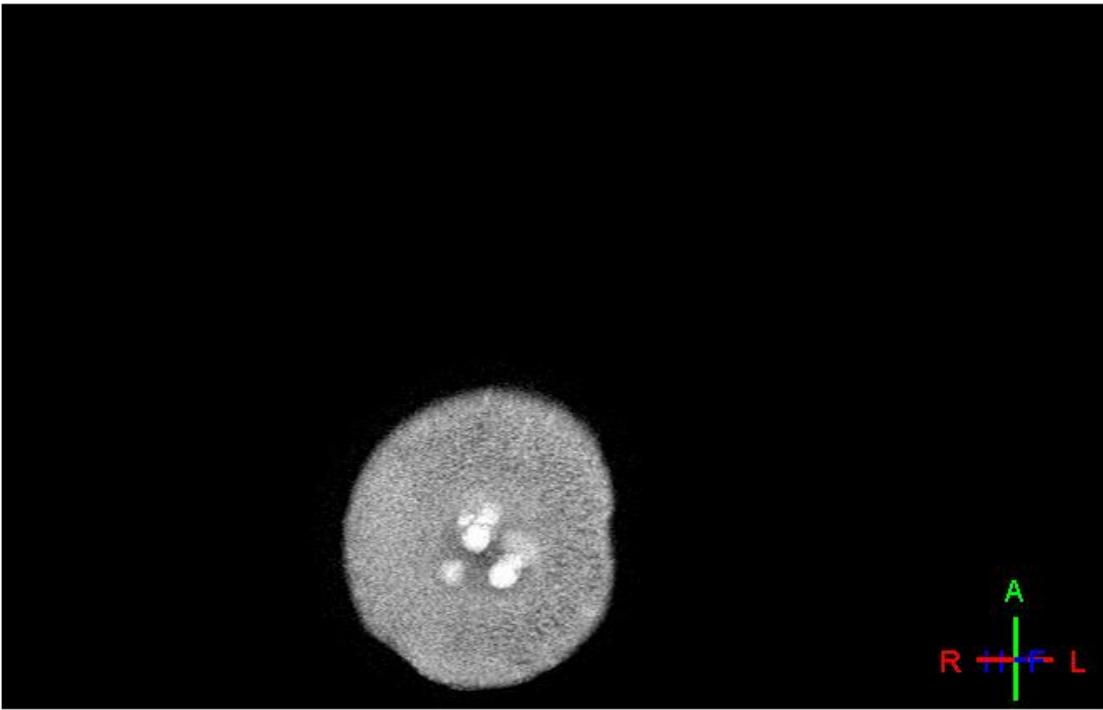


# Images d'IRM - exemples



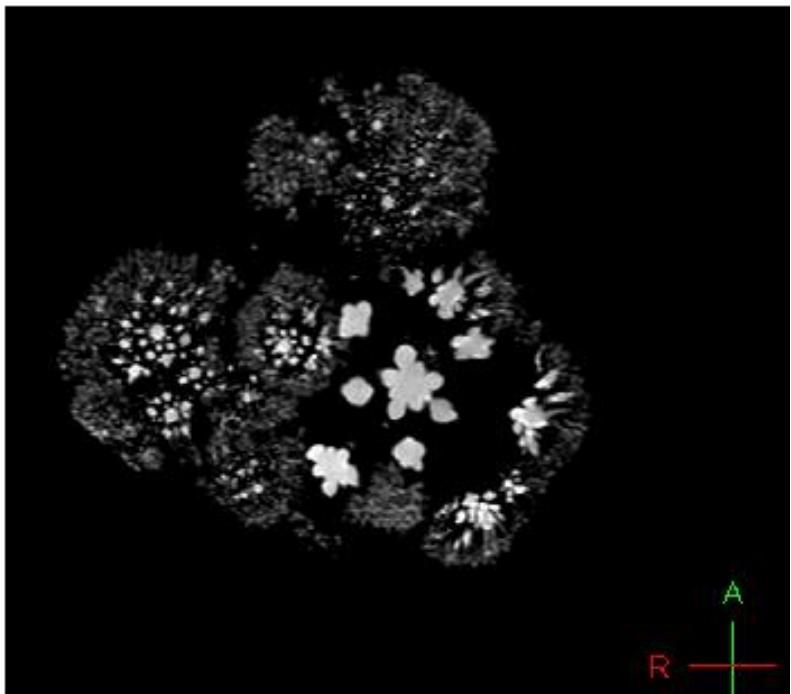
<http://insideinsides.blogspot.ch/>

# Images d'IRM - exemples



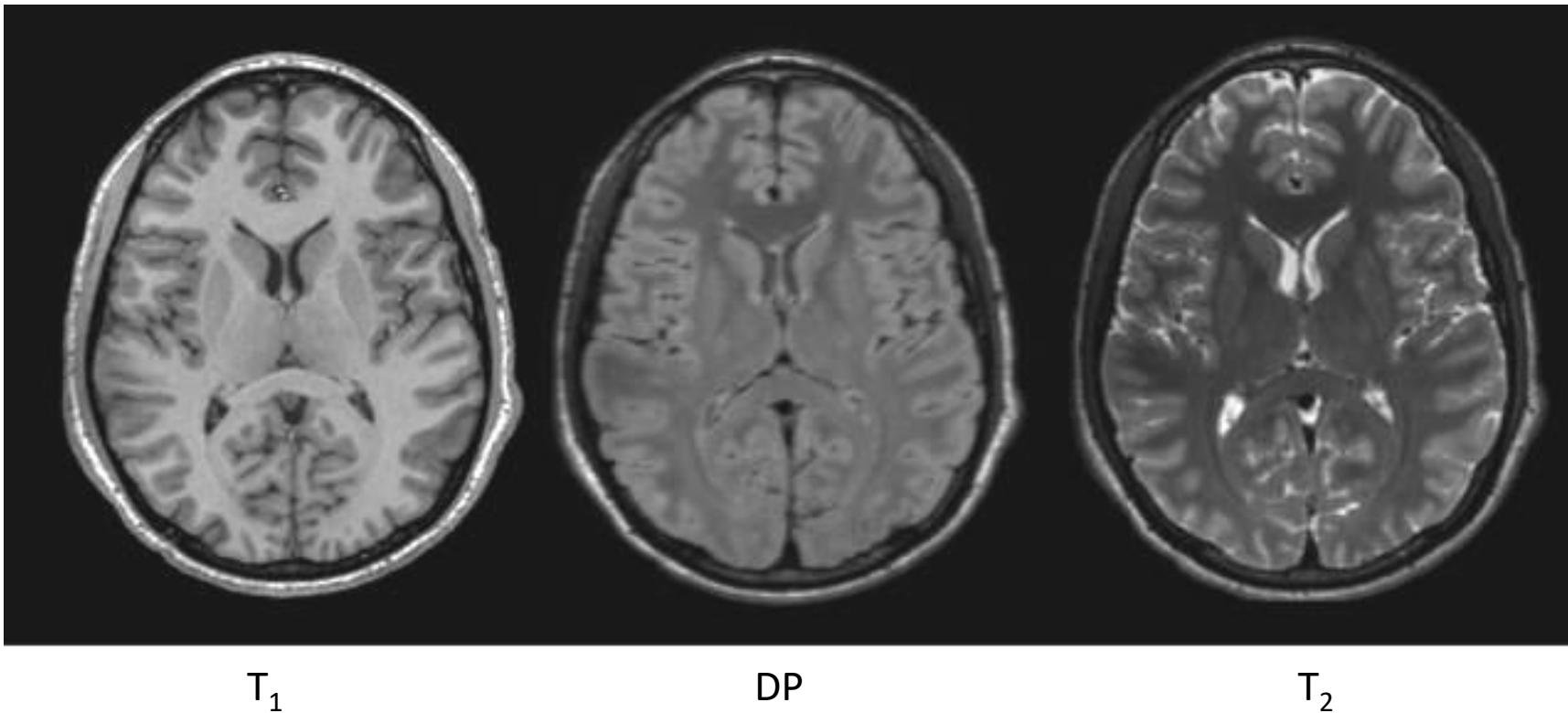
<http://insideinsides.blogspot.ch/>

# Images d'IRM - exemples

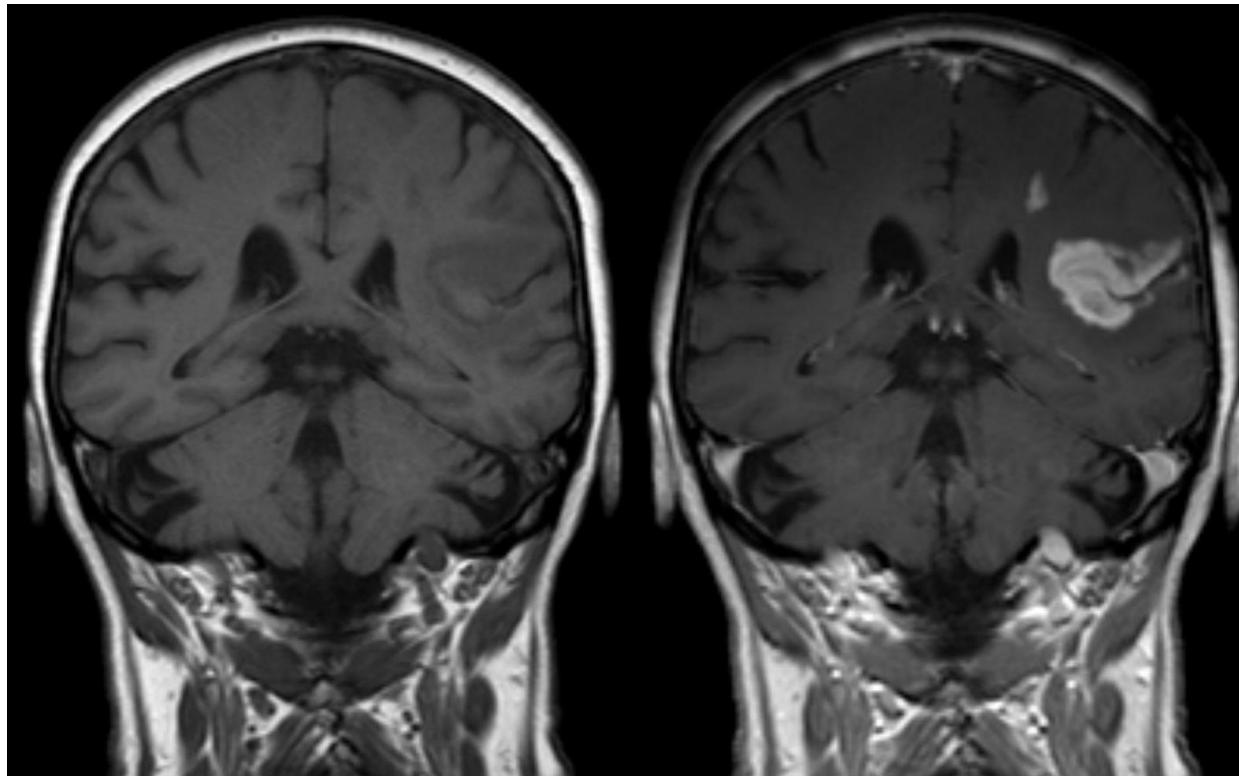


<http://insideinsides.blogspot.ch/>

# Applications - contrastes différents

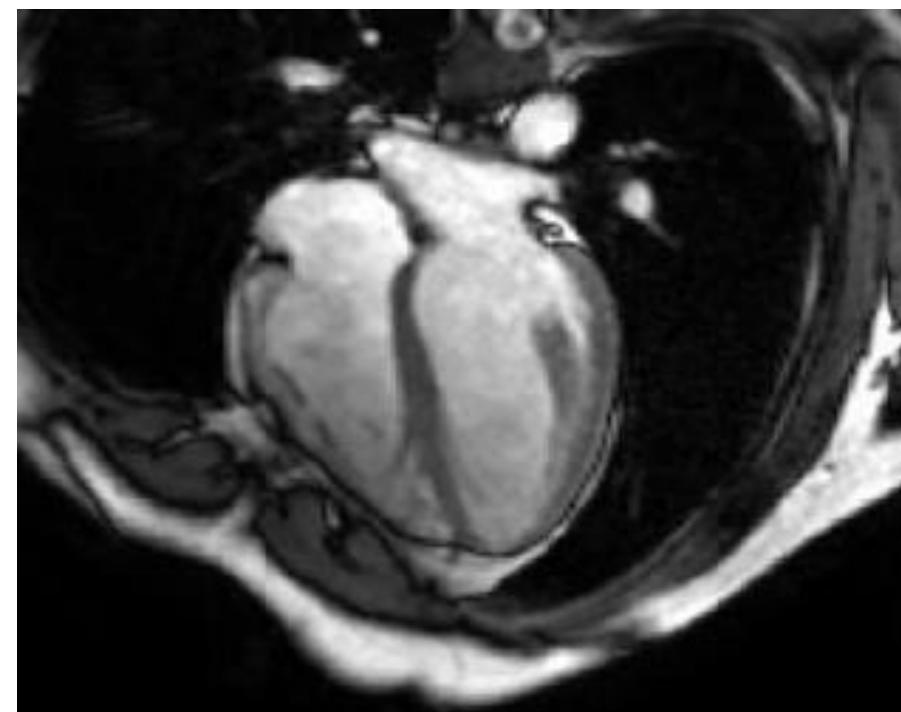
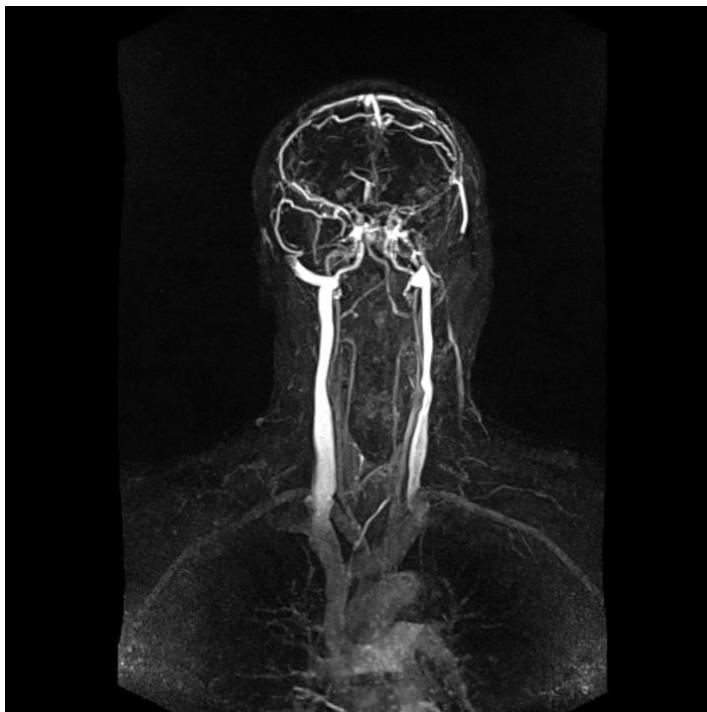


# Applications - agents de contraste



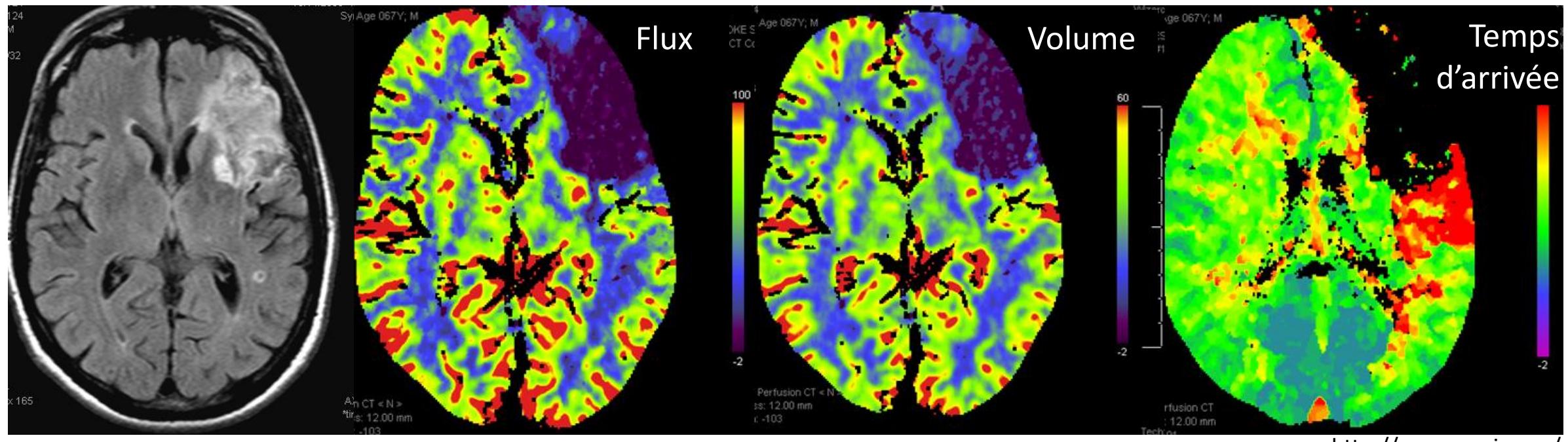
# Applications - résolution temporelle

- Imagerie déclenchée et/ou synchronisée par fenêtrage pour étudier le mouvement et le flux à travers le temps.



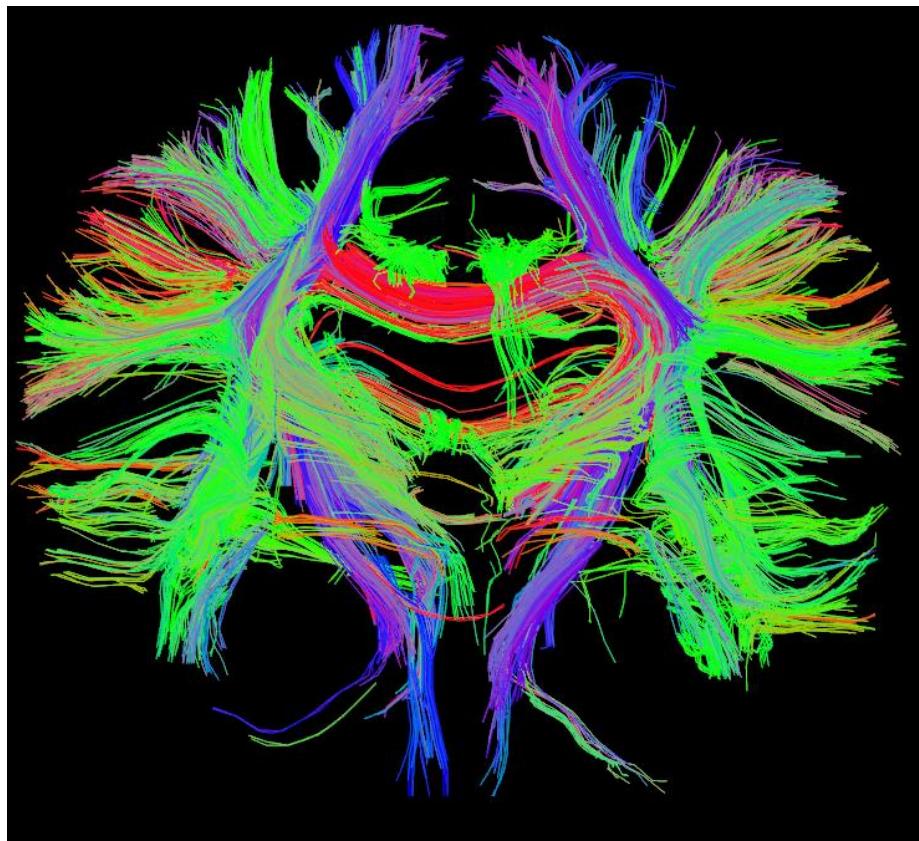
# Applications - Cartes dérivées

- Combiner plusieurs images pour calculer des cartes de paramètres physiologiques

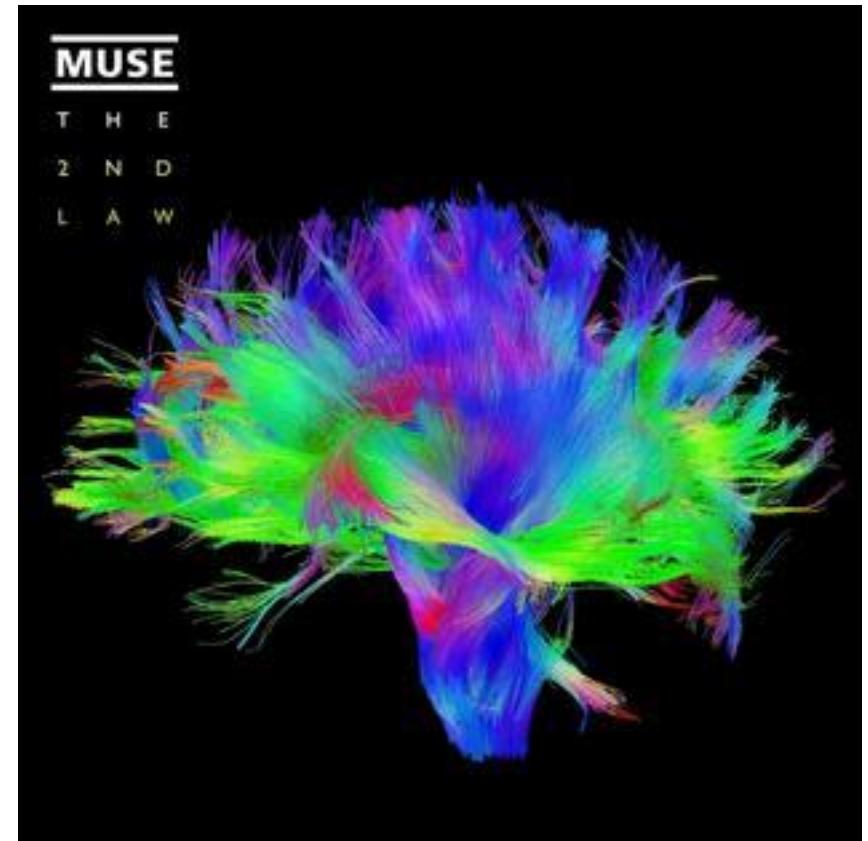


# Applications - connectivité

- Utiliser la diffusion le long des cellules pour visualiser comment les régions sont connectées.

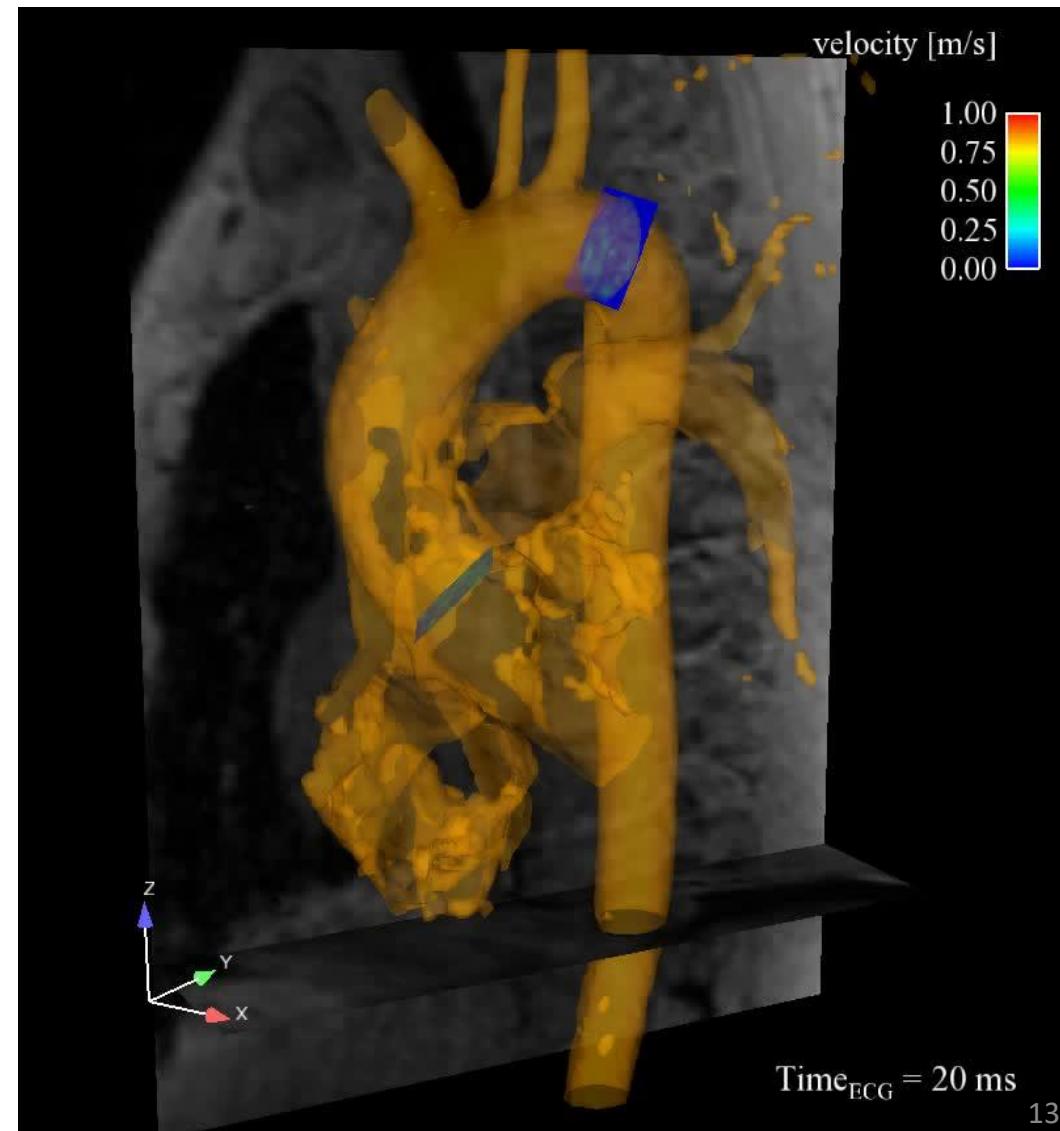


[www.martinos.org](http://www.martinos.org)

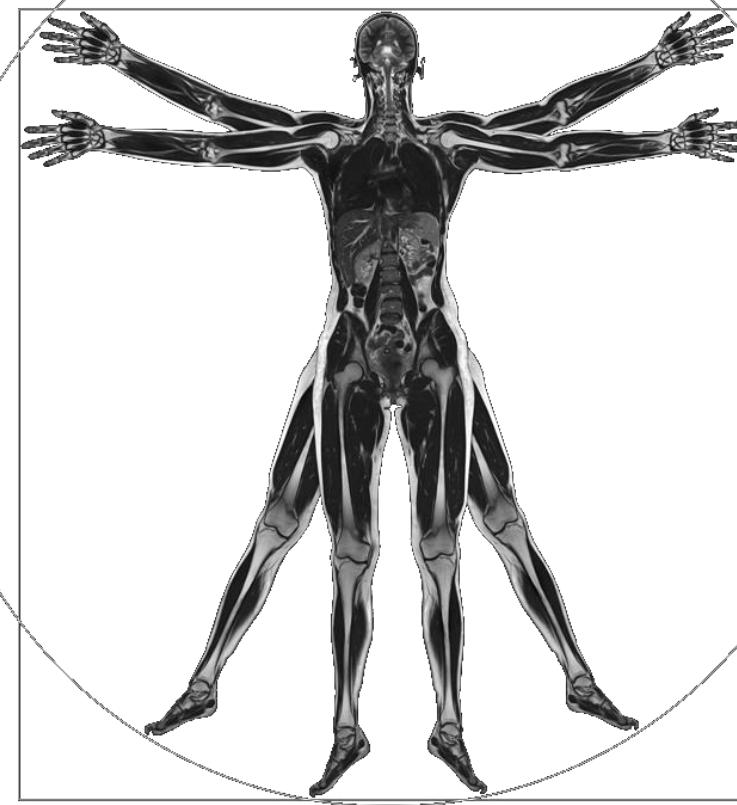
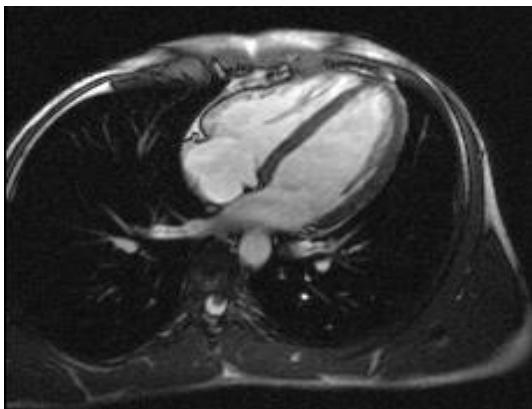
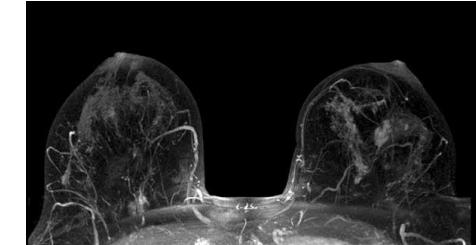


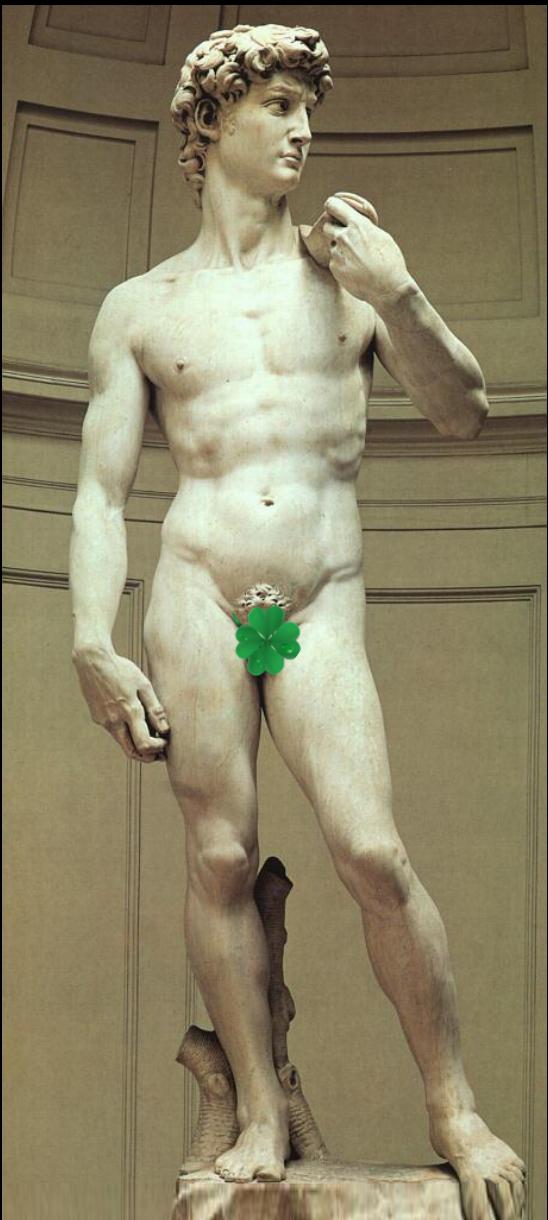
# Applications – flux sanguin

- Utiliser l'imagerie de **flux** pour quantifier la tension sur les parois des vaisseaux, les sténoses et les anévrismes.



# Images d'IRM

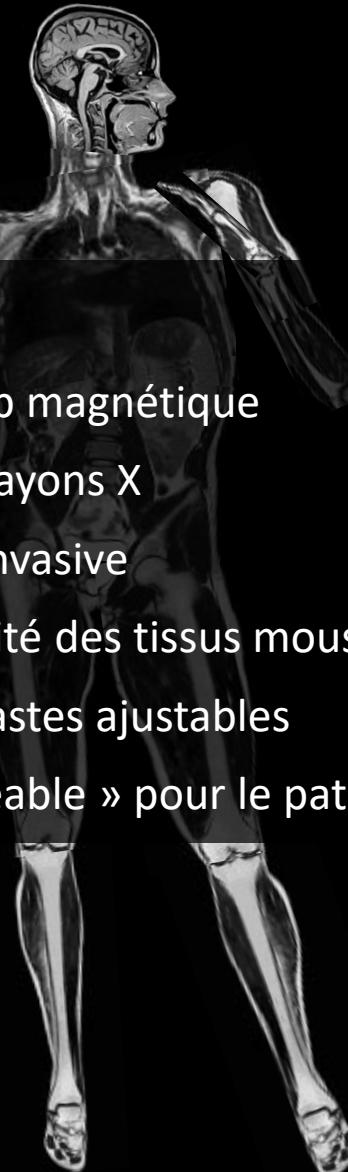




Michelangelo, 1504

## IRM:

- Champ magnétique
- Sans rayons X
- Non-invasive
- Visibilité des tissus mous
- Contrastes ajustables
- « Agréable » pour le patient



# Mécanique de l'IRM

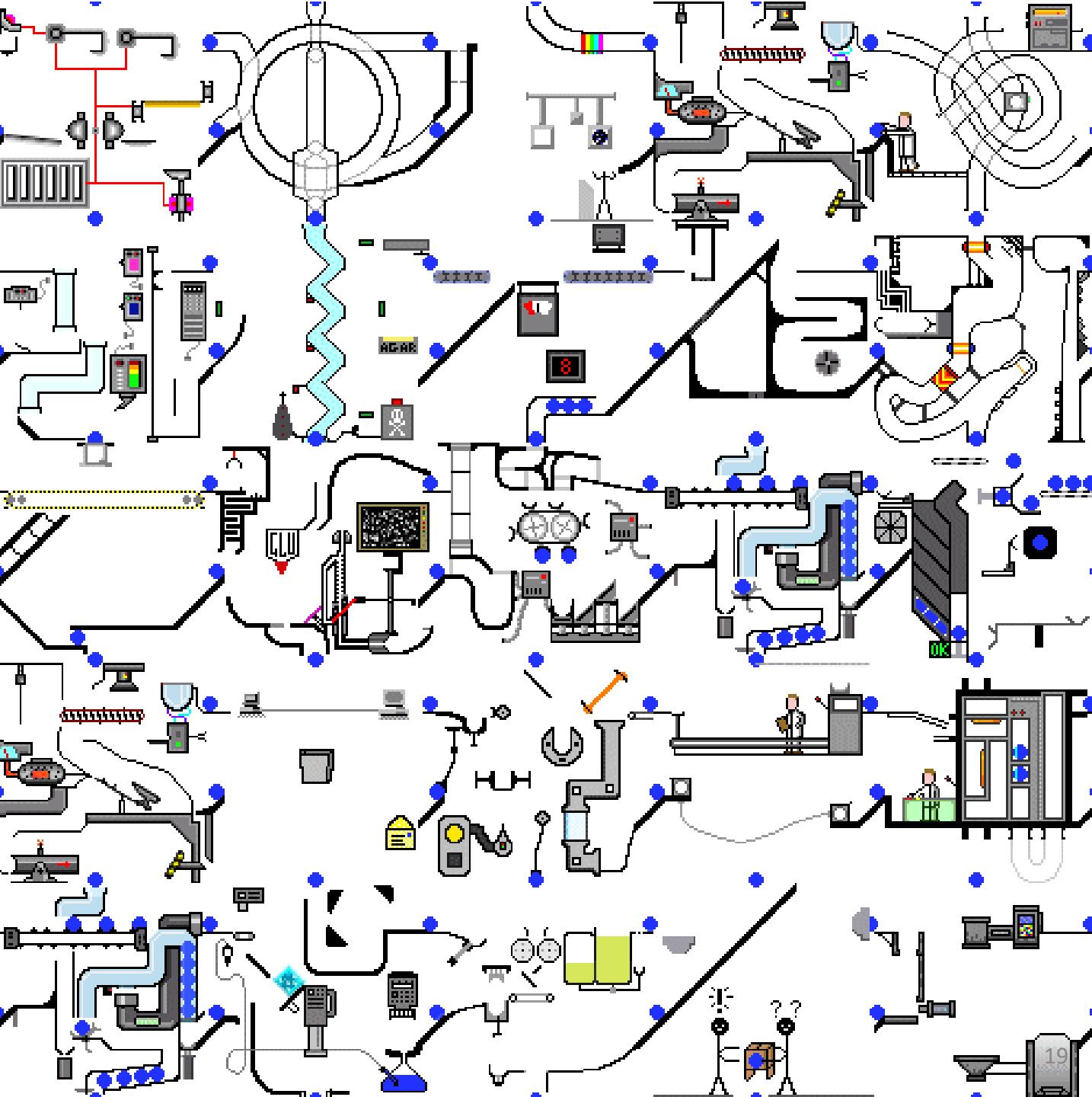
- Composition de l'appareillage
- Principes de la relaxation
- Production d'image et reconstruction
- QCMs

# Mécanique de l'IRM I/III

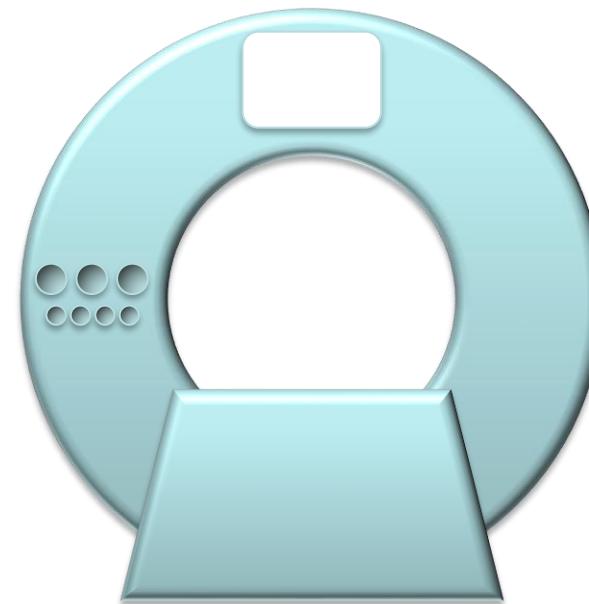
- **Composition de l'appareillage**
  - Aimant
  - Gradients
  - Shim
  - Antennes (Radiofréquence)
- Principes de la relaxation
- Production d'image et reconstruction
- QCMs



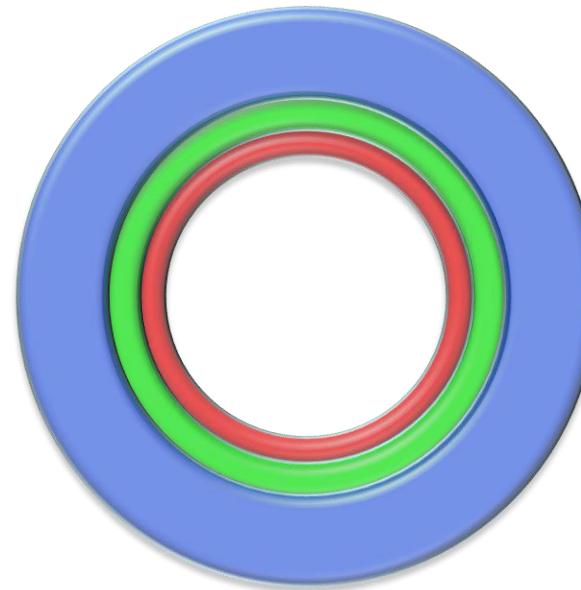
# Composition de L'Appareillage



# Composition de L'Appareillage

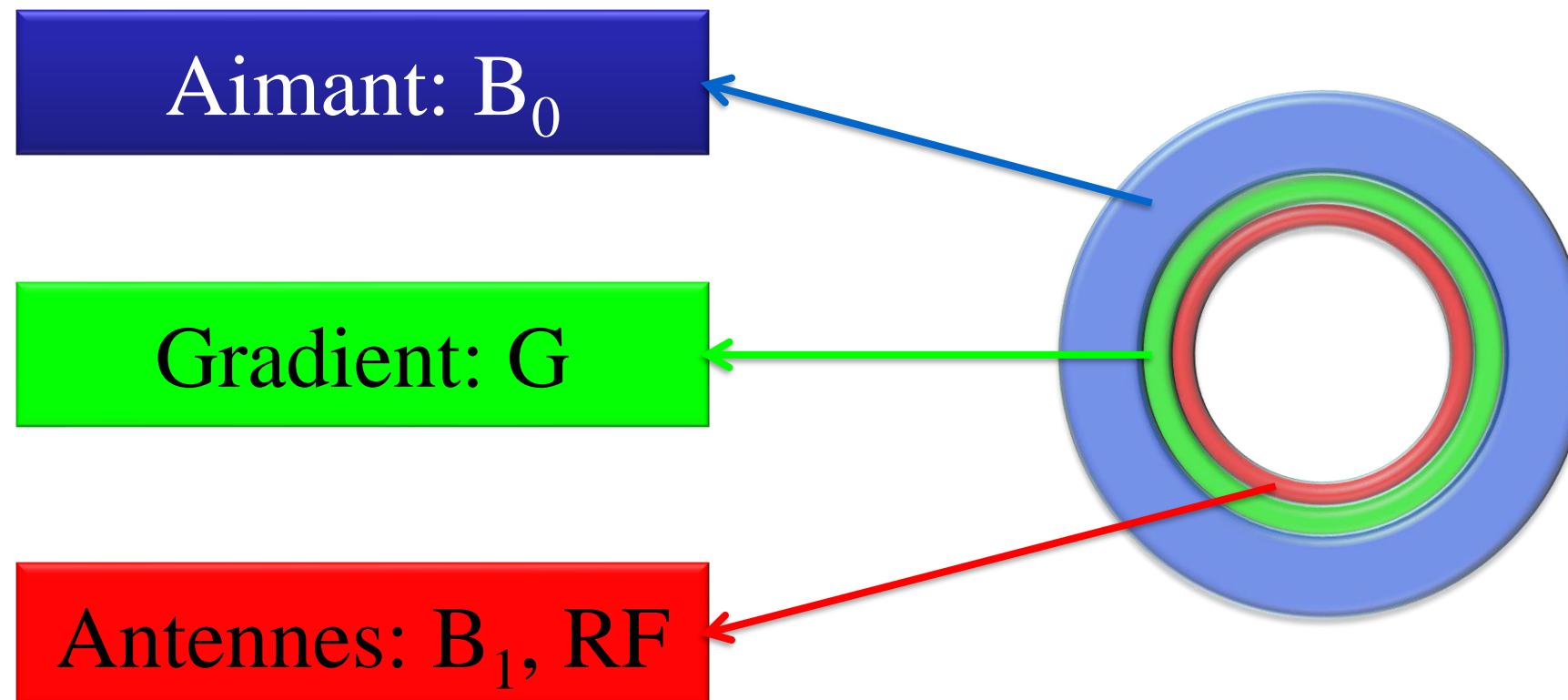


# Composition de L'Appareillage

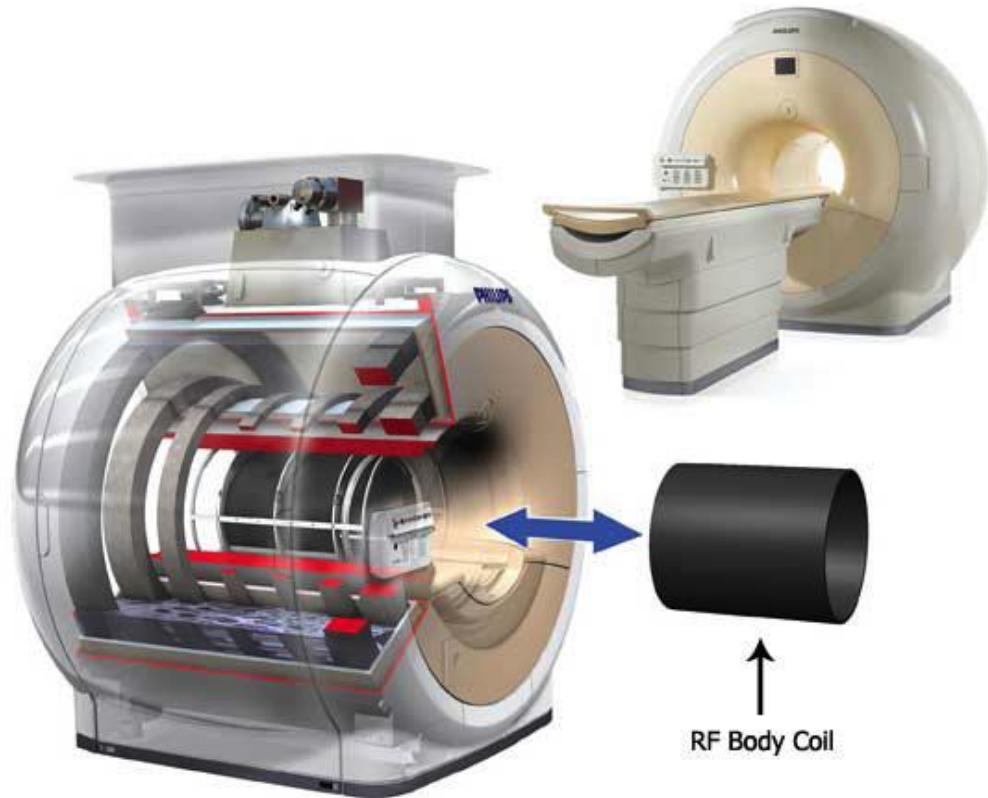
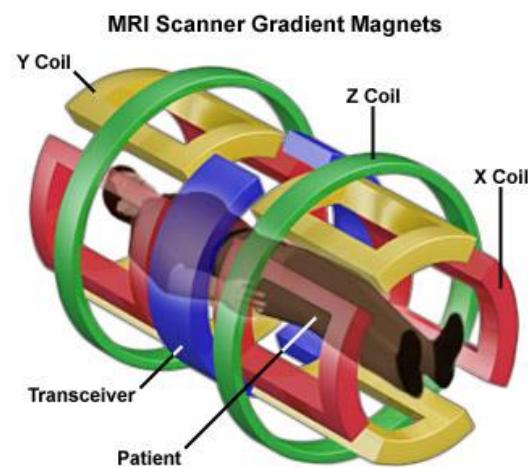


# Composition de L'Appareillage

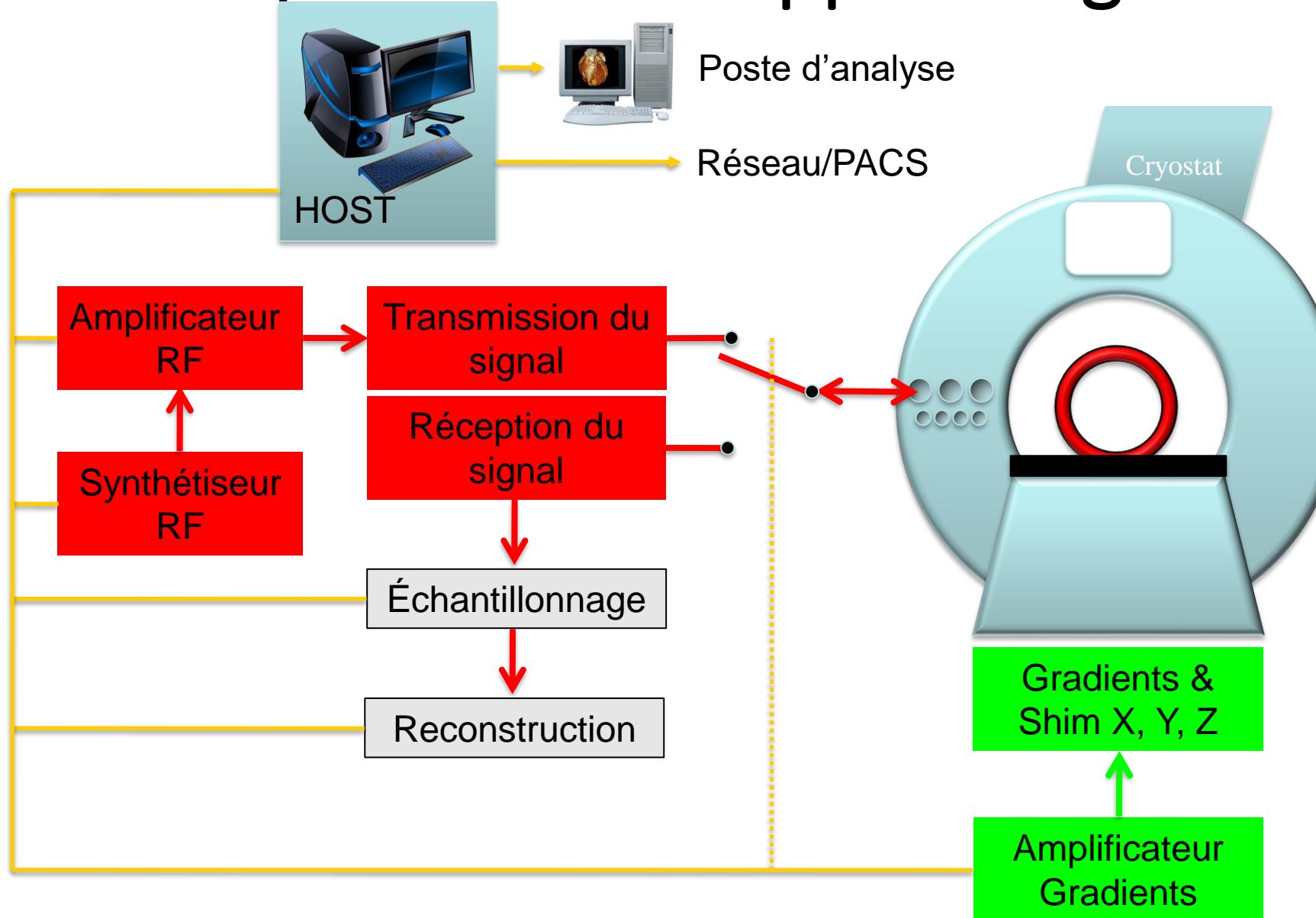
(Codage des couleurs)



# Composition de L'Appareillage

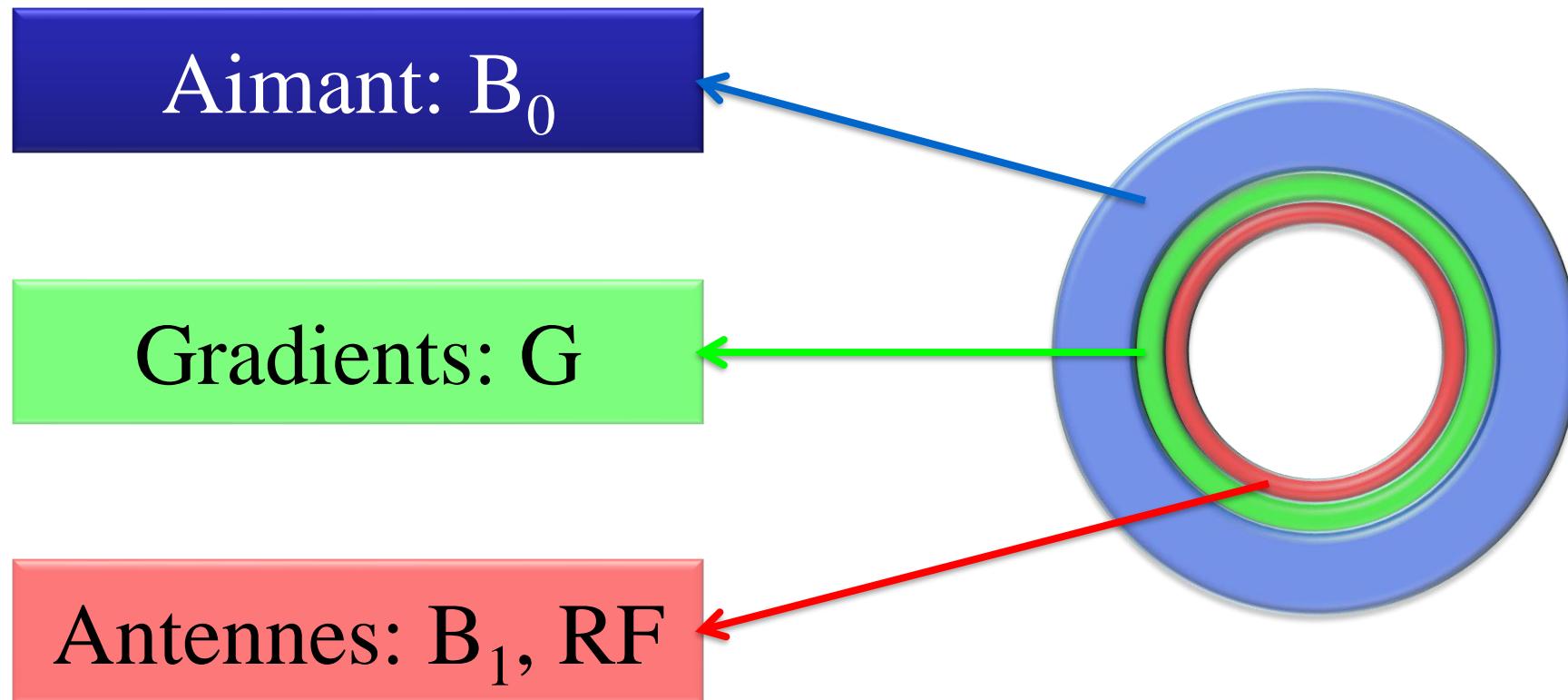


# Composition de L'Appareillage



# Composition de L'Appareillage

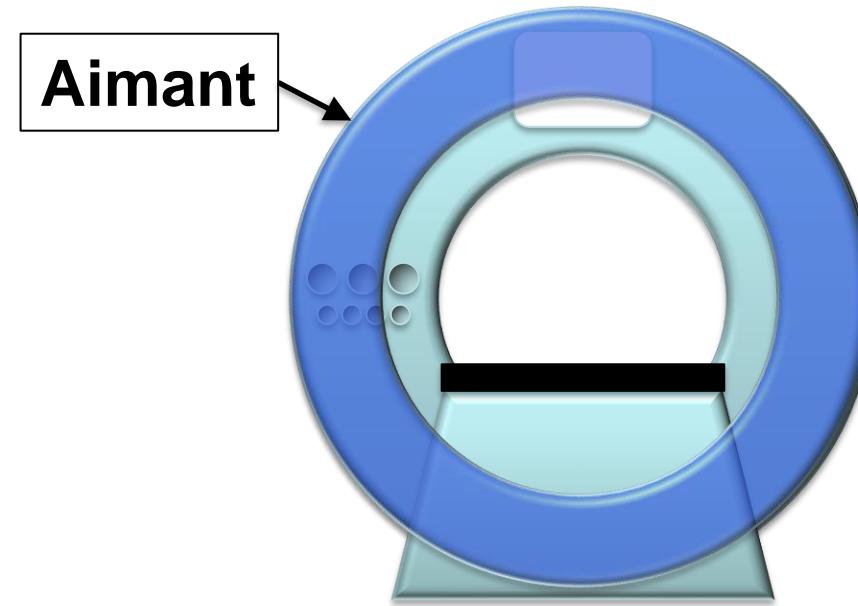
(Codage des couleurs)



# Aimant

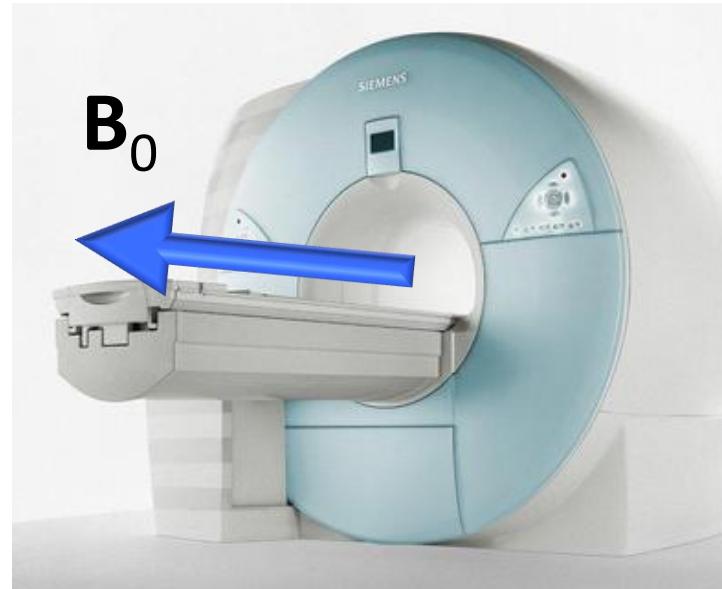
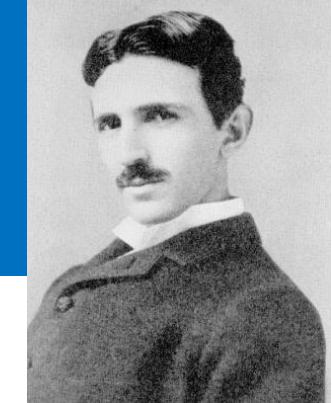
- Dispositif produisant un champ magnétique ( $\mathbf{B}_0$ ).
- Pour l'IRM, on dispose surtout d'aimants cryogéniques (supraconducteurs).

# COMPOSITION DE L'APPAREILLAGE



# Tesla (T)

- Unité d'induction magnétique ( $B_0$ ).



- IRM clinique = 1-7T
- 30'000-140'000 x plus puissant que le magnétisme terrestre.
- 600 x plus puissant que l'aimant d'un réfrigérateur.

# Supraconducteur

- Propriété de certains alliages métalliques (niobium-titane etc.)
- Ces alliages **perdent toute résistance** électrique lorsqu'ils sont soumis à des températures proches du **zéro absolu** (-269°C).

# Cryogène

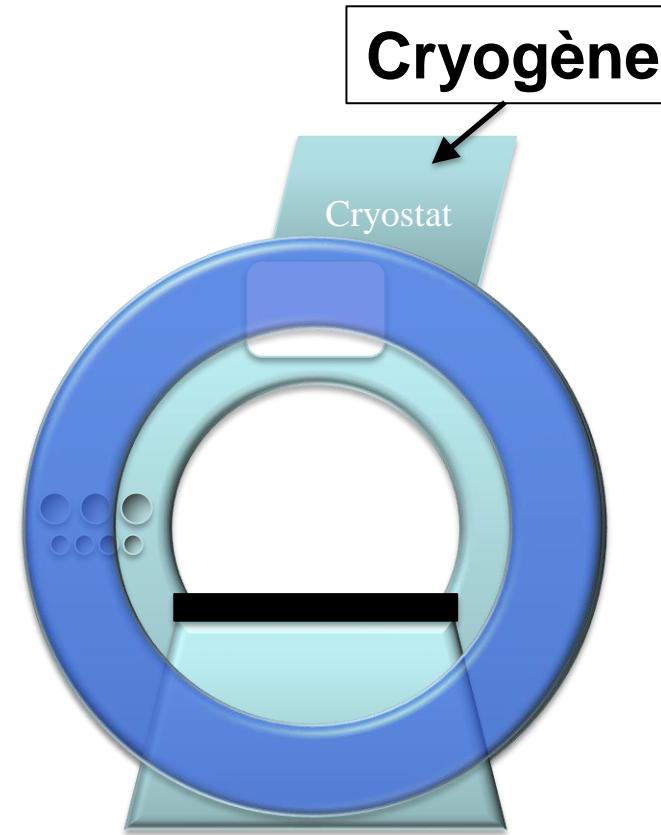
- **Liquide froid** comme l'hélium ou l'azote liquide
- Utilisé pour maintenir les aimants à l'état supraconducteur.



# Le champ magnétique fonctionne en permanence

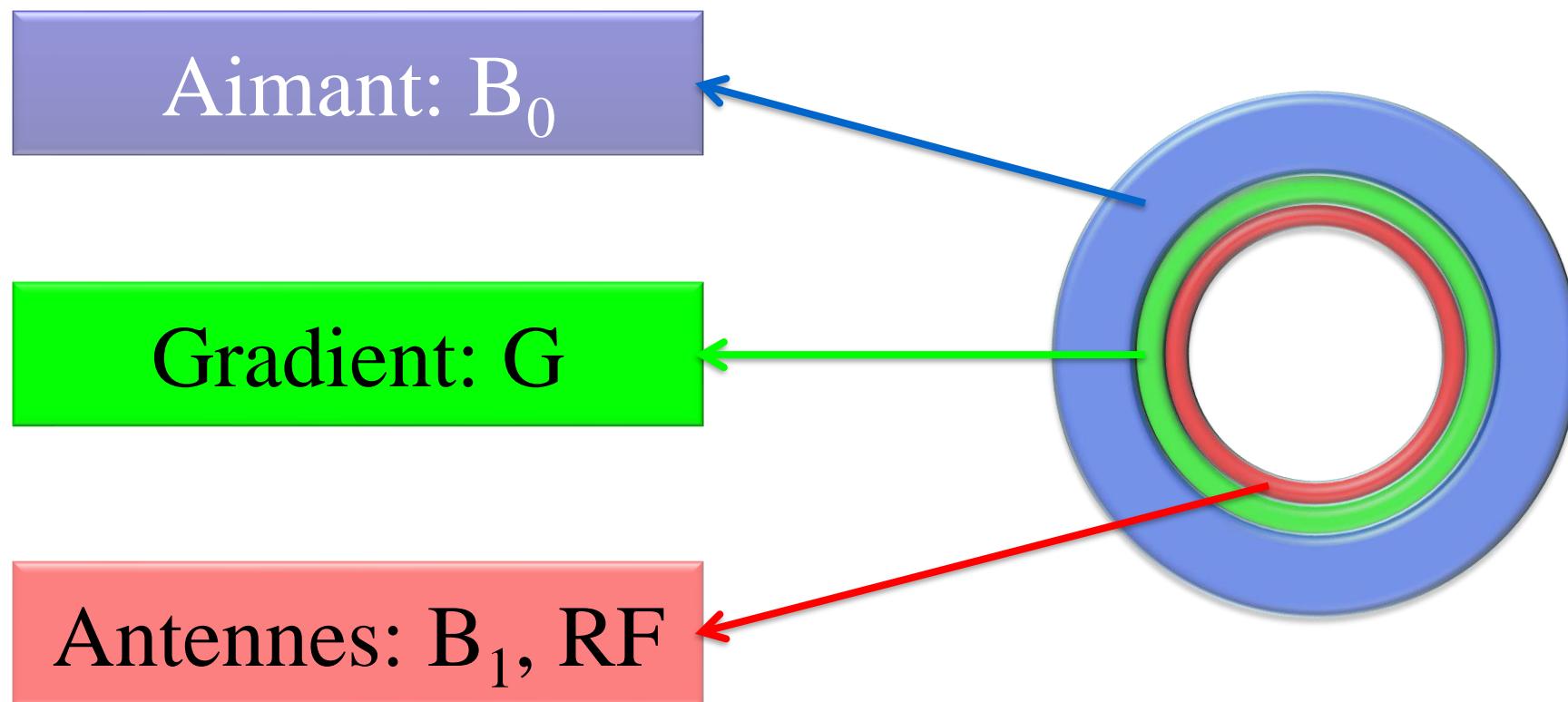


# Composition de L'Appareillage



# Composition de L'Appareillage

(Codage des couleurs)

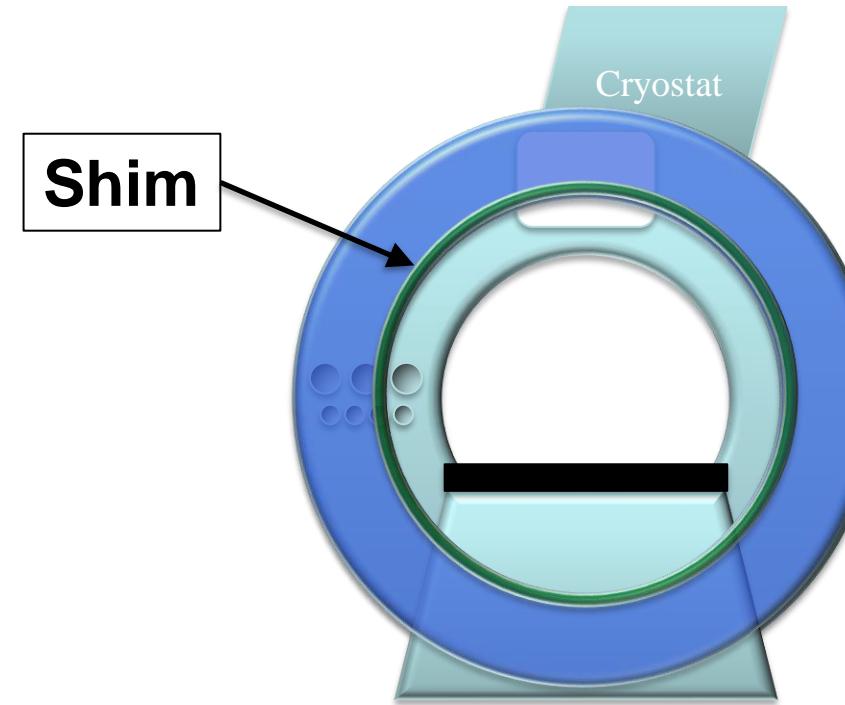


# Shimming

- Désignant l'**homogénéité** du champ magnétique que l'on optimise avec des bobines de « shim » grâce à l'opération de « **shimming** » (ajustement des courants que l'on fait passer dans ces bobines).

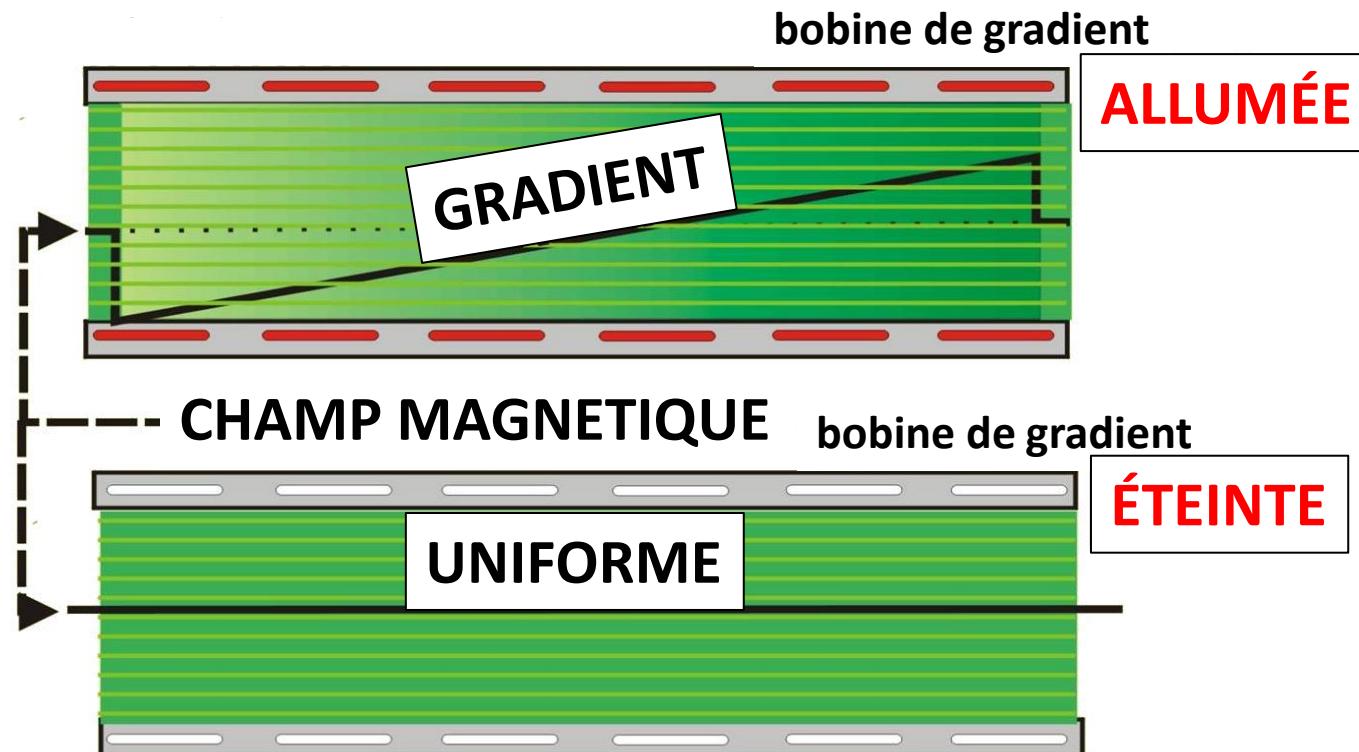


# Composition de L'Appareillage



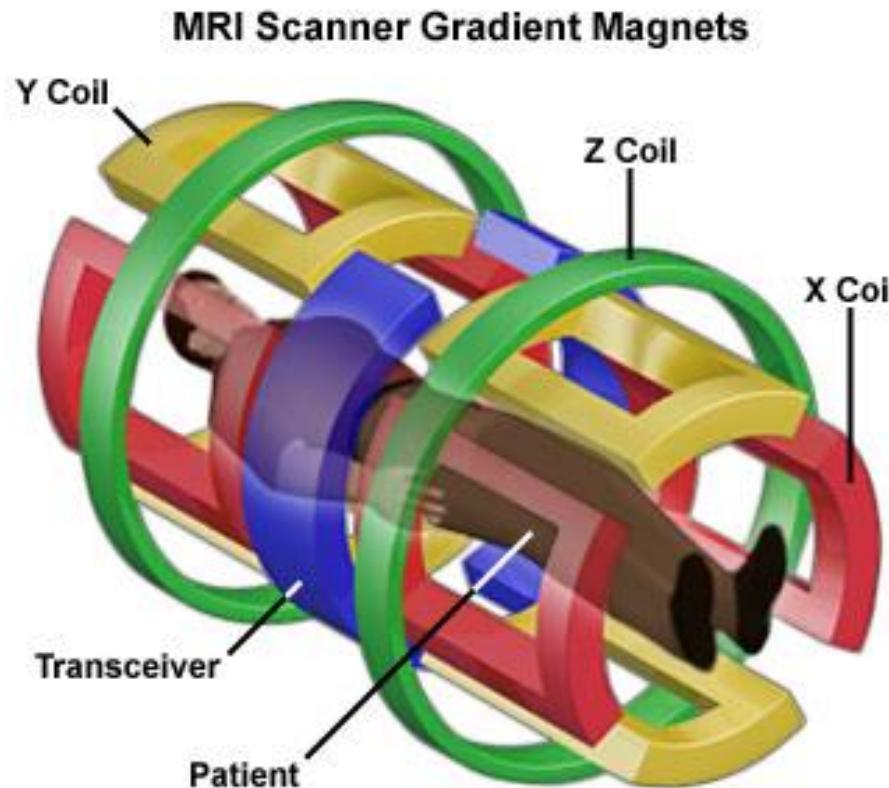
# Gradient de champ magnétique

- Variation **linéaire** de champ magnétique selon **une direction** donnée ce qui permet de faire correspondre à chaque position le long de cet axe **une fréquence de résonance** (ou une phase)

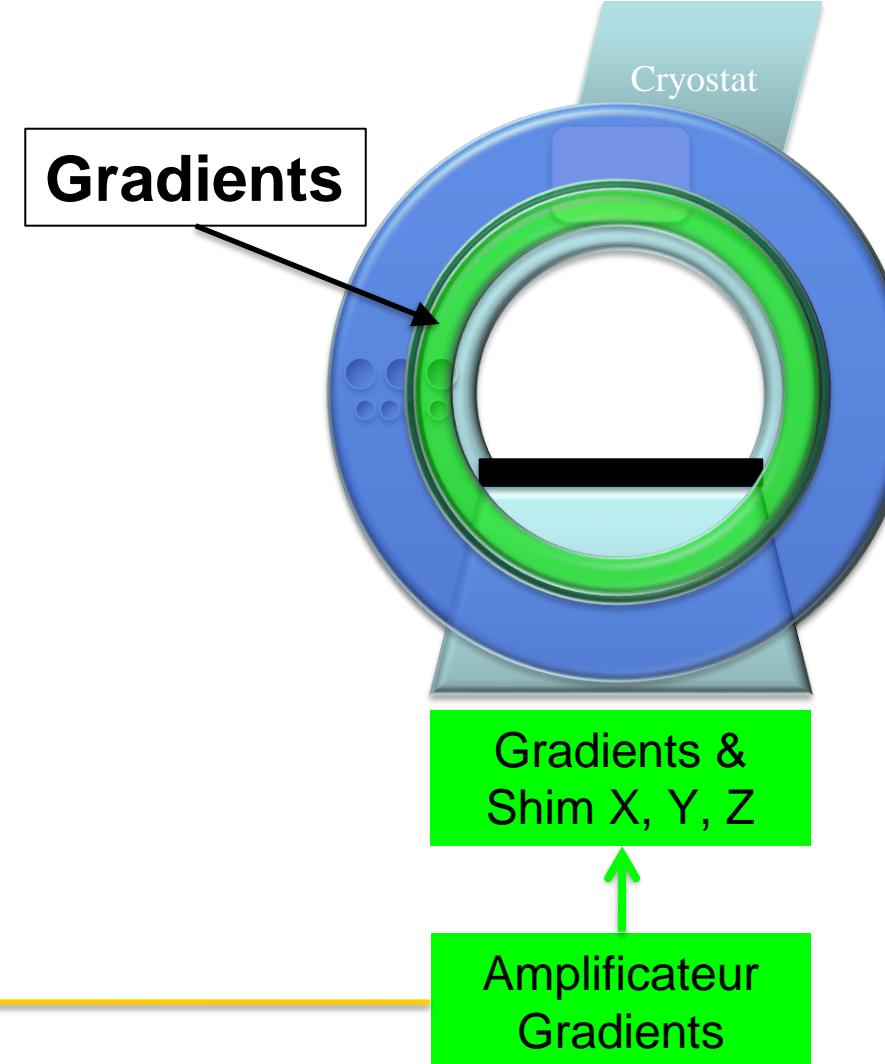


# Bobines de gradients

- Système de bobinage permettant de générer un **gradient de champ magnétique** ( 3 systèmes de gradients: X, Y et Z).

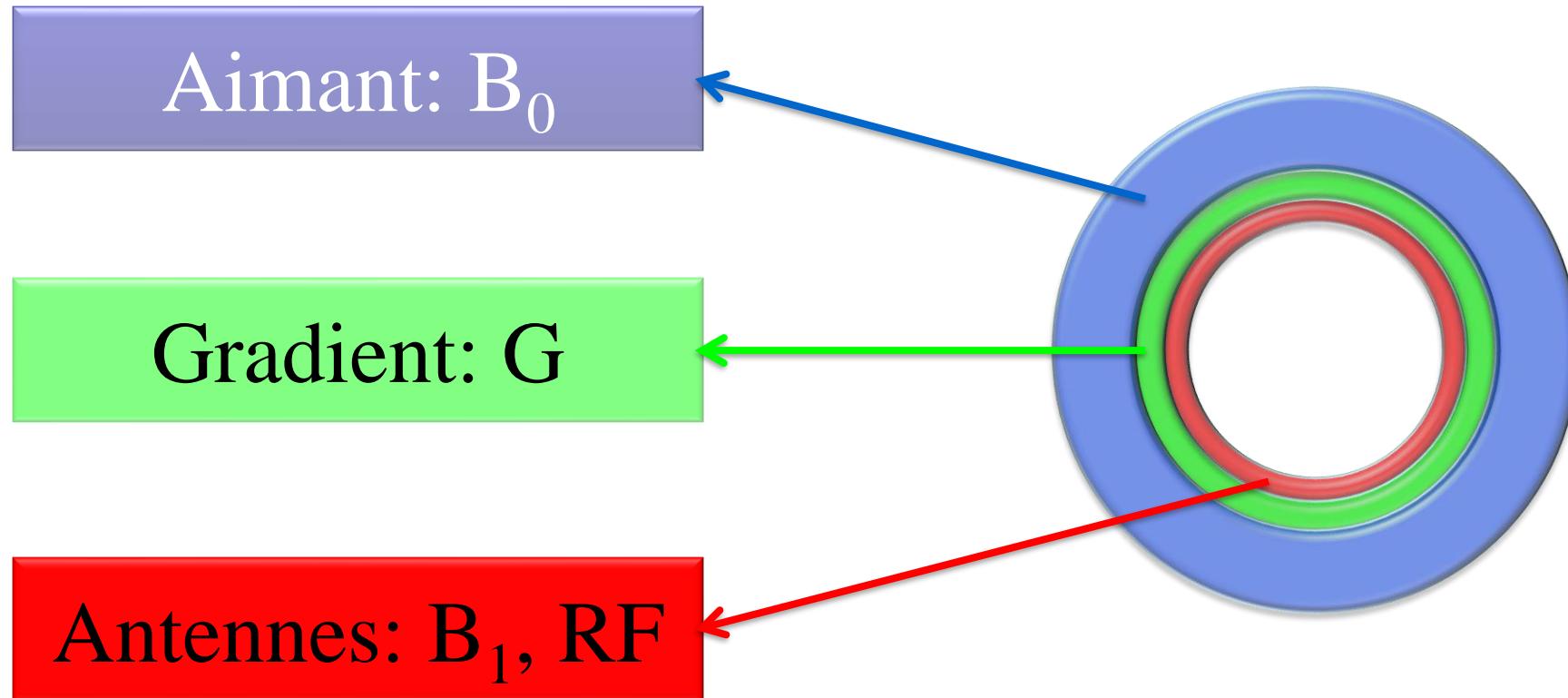


# Composition de L'Appareillage



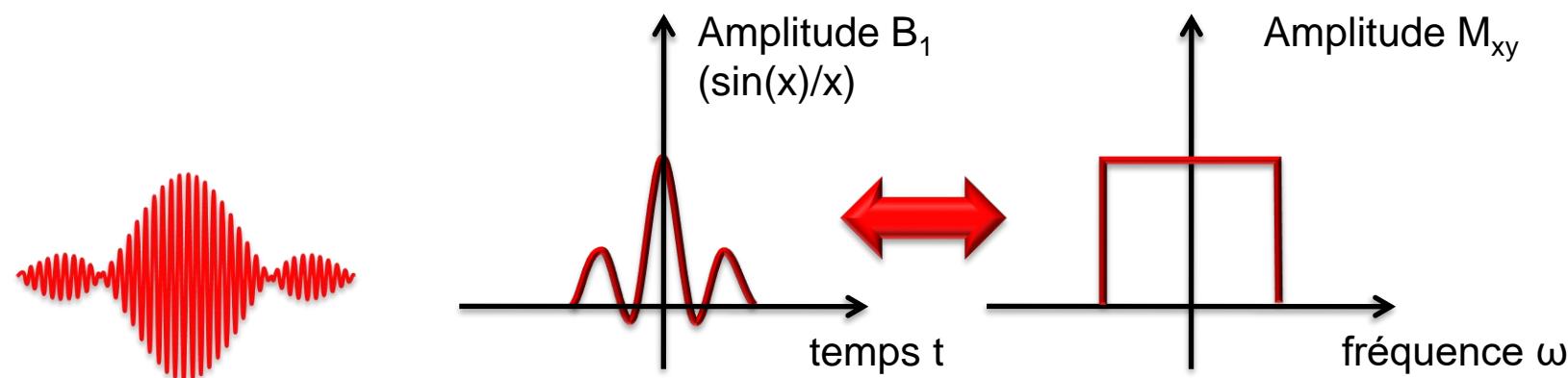
# Composition de L'Appareillage

(Codage des couleurs)

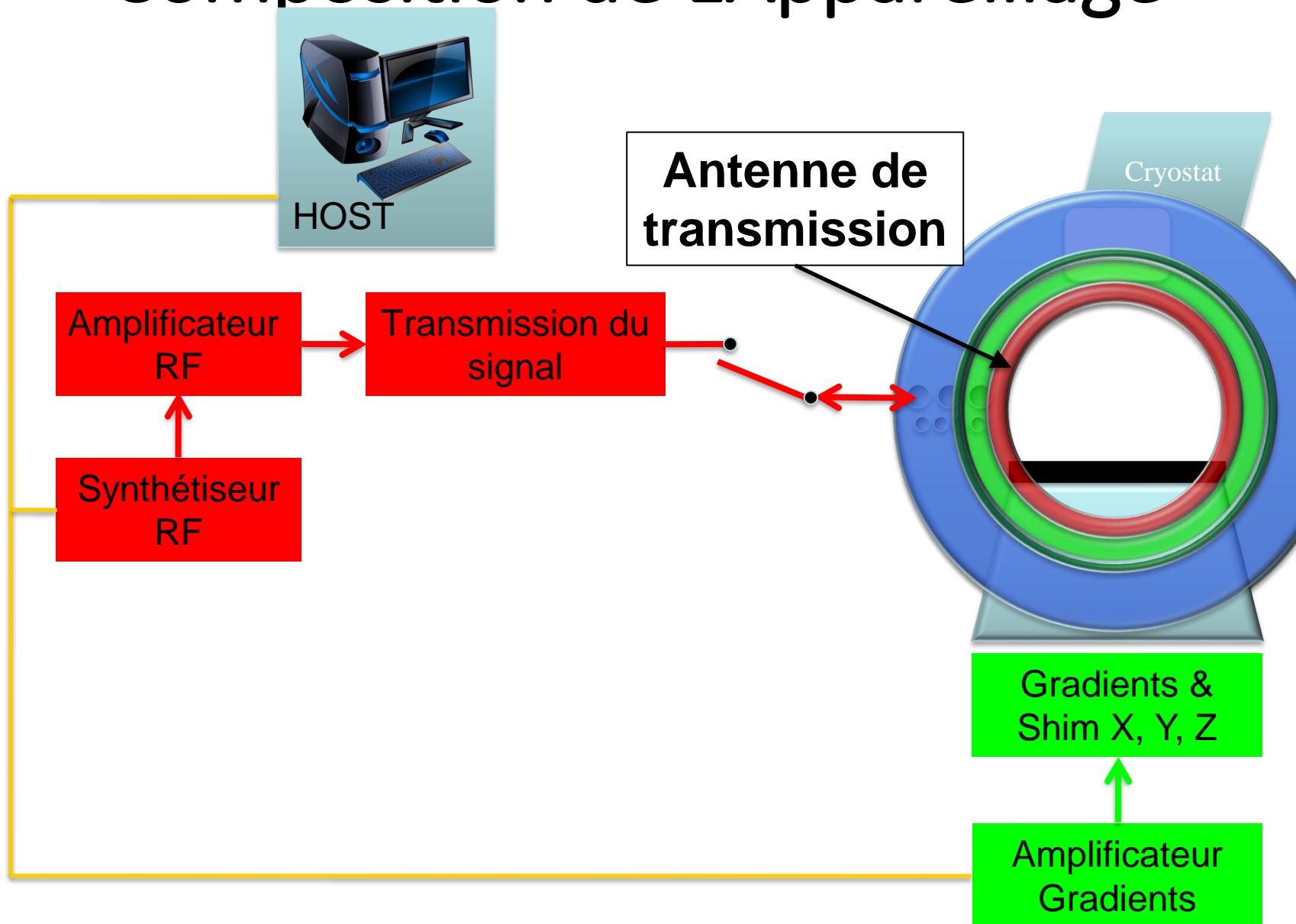


# Radiofréquence (RF)

- **Champ magnétique** oscillant de haute fréquence ( $B_1$ ).
- Les impulsions RF utilisées en IRM sont **mesurées en MHz** et **durent 1-10ms**.
- Leur composition spectrale (commandée par ordinateur) permet de générer des impulsions  $\sin(x)/x$  produisant des tranches tomographiques.



# Composition de L'Appareillage

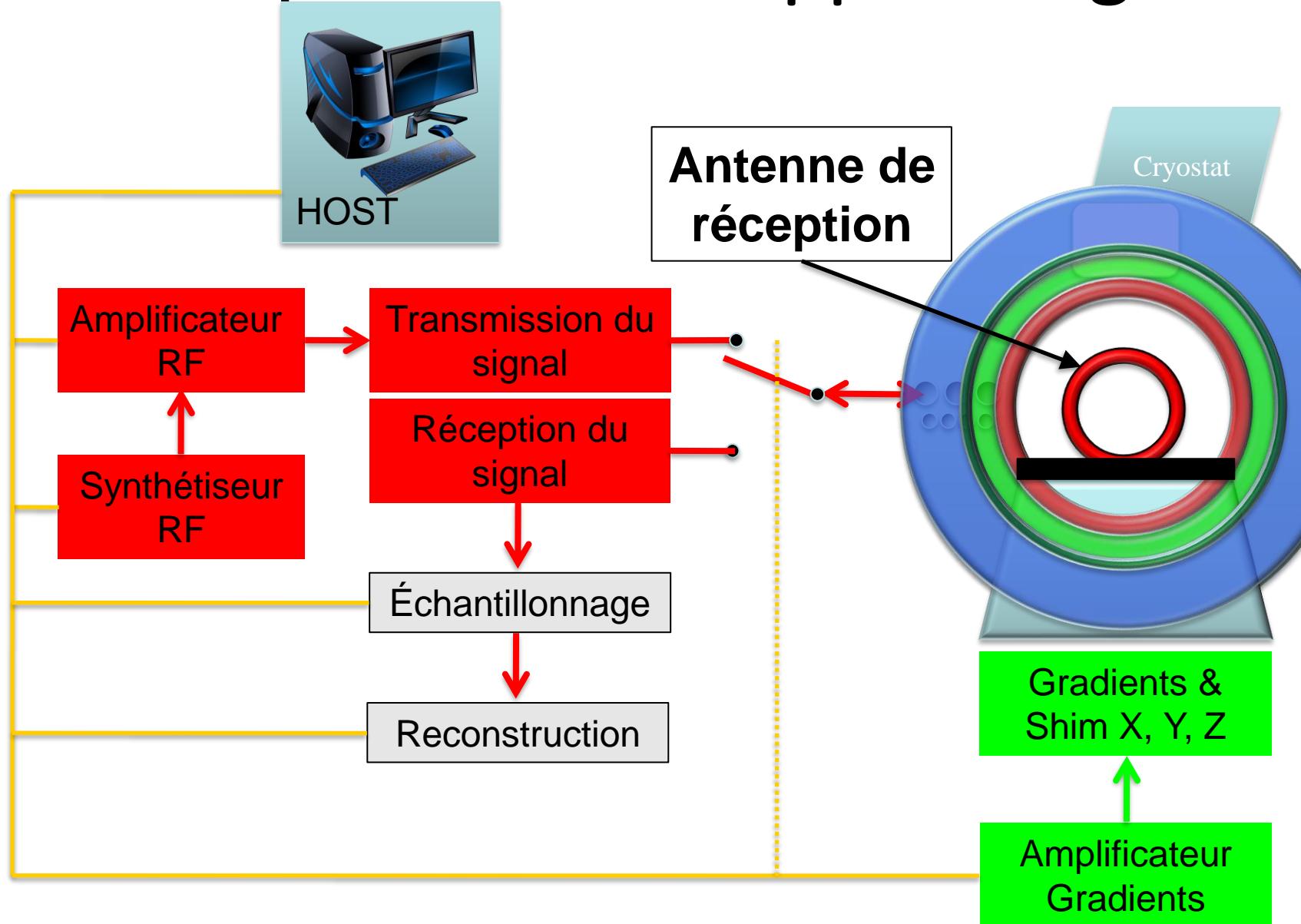


# Antennes

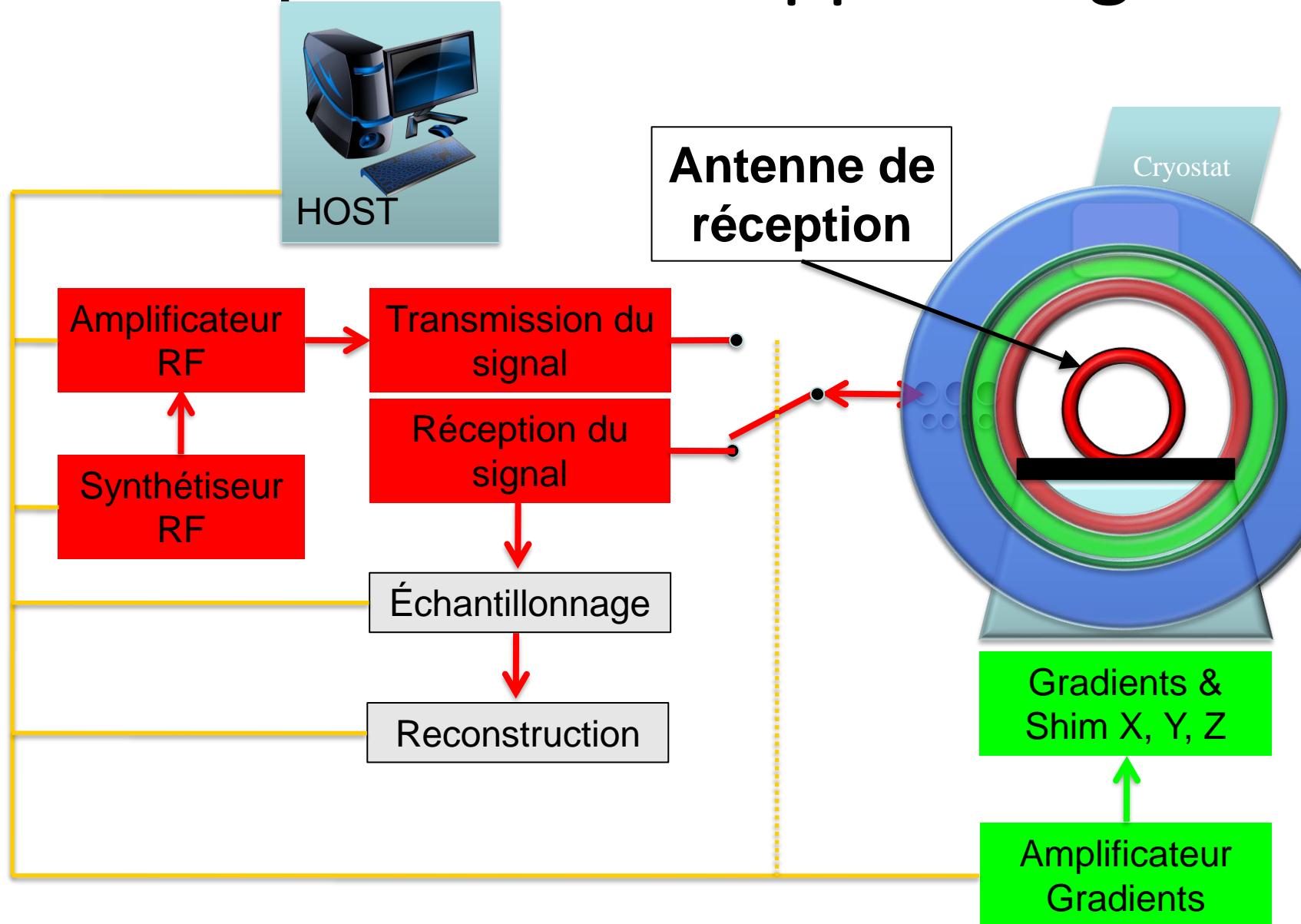
- Bobinage de conducteur visant à **recevoir** ou à **émettre** des signaux de radiofréquence.



# Composition de L'Appareillage



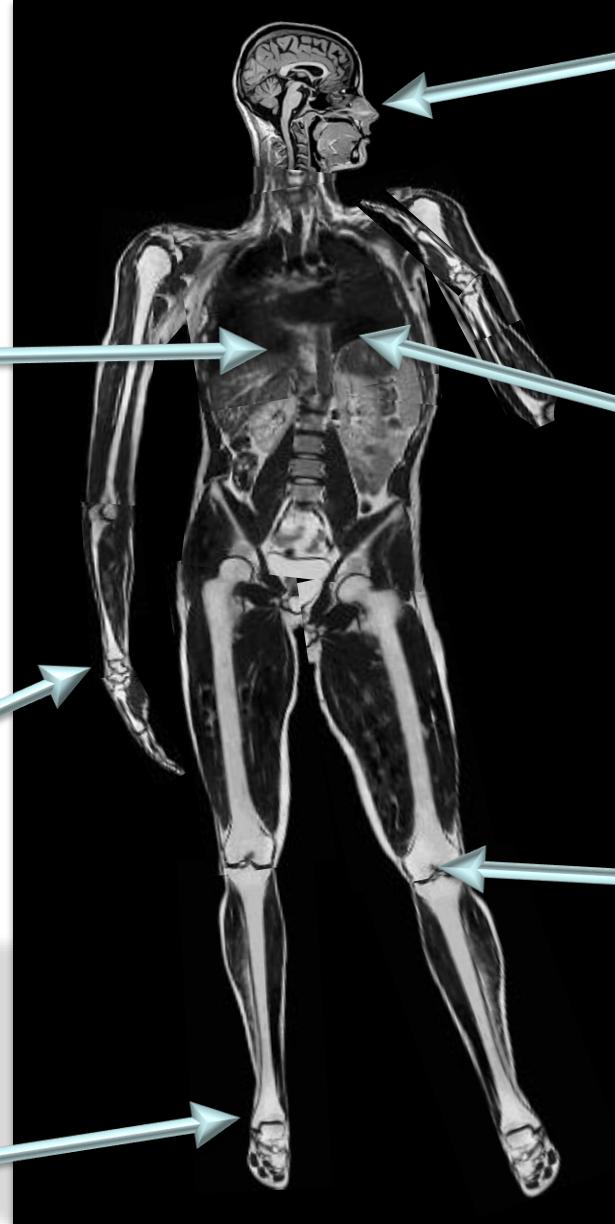
# Composition de L'Appareillage

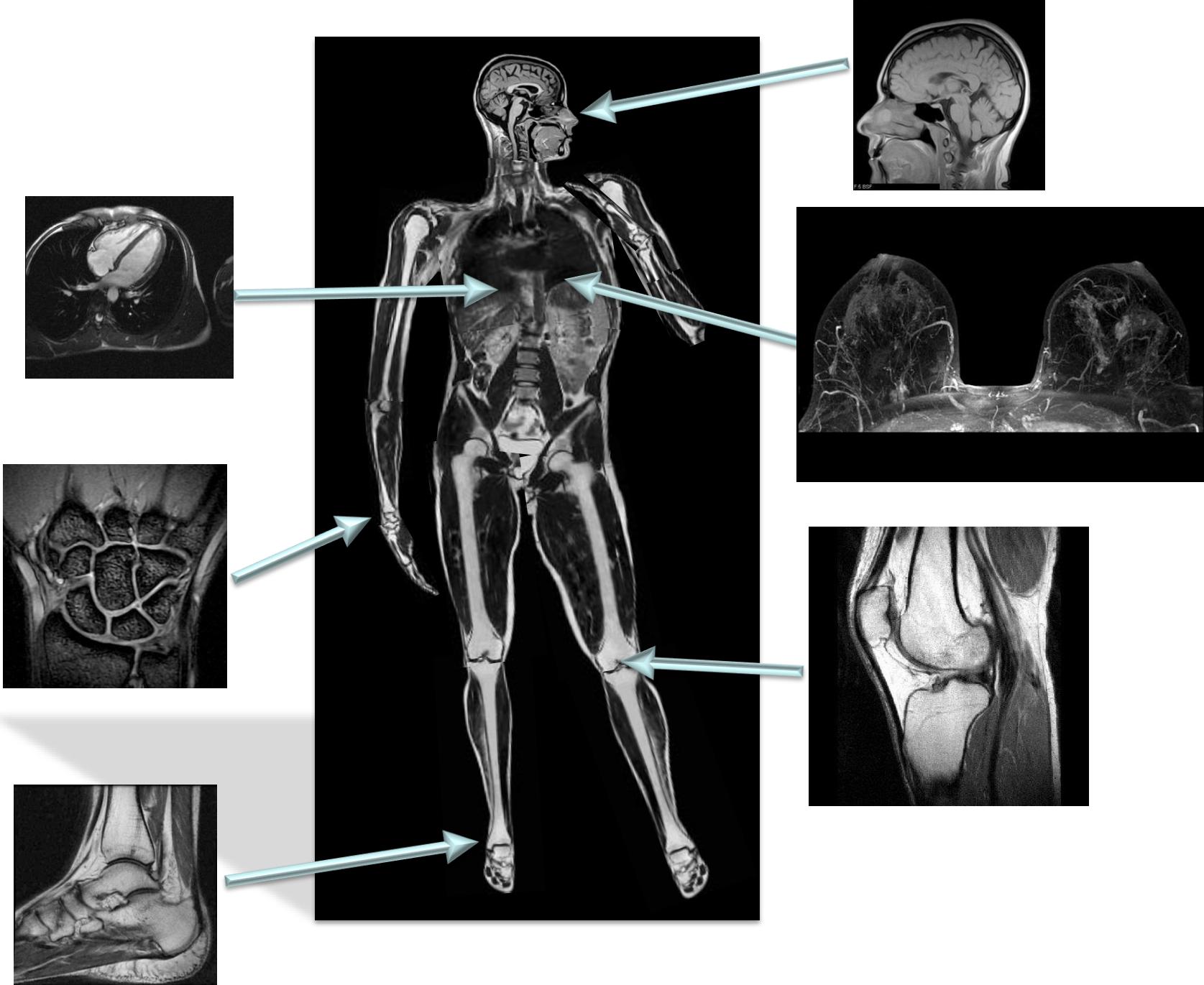


# Antennes en réseau phasé

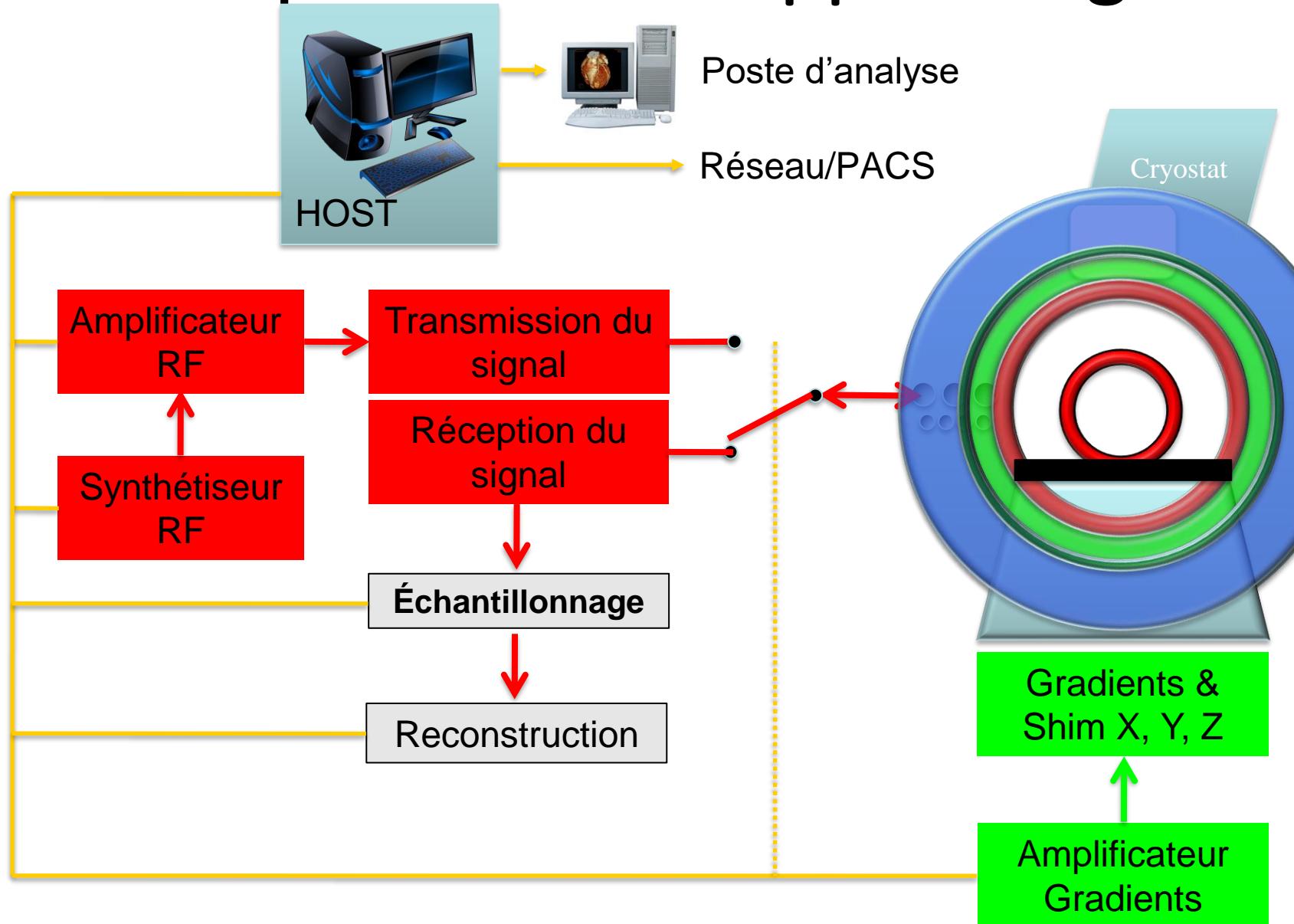
- Antenne composite constituée de **plusieurs structures réceptrices** distinctes
- Leurs signaux sont associés par des algorithmes afin de restituer l'ensemble des informations reçues par le réseau.





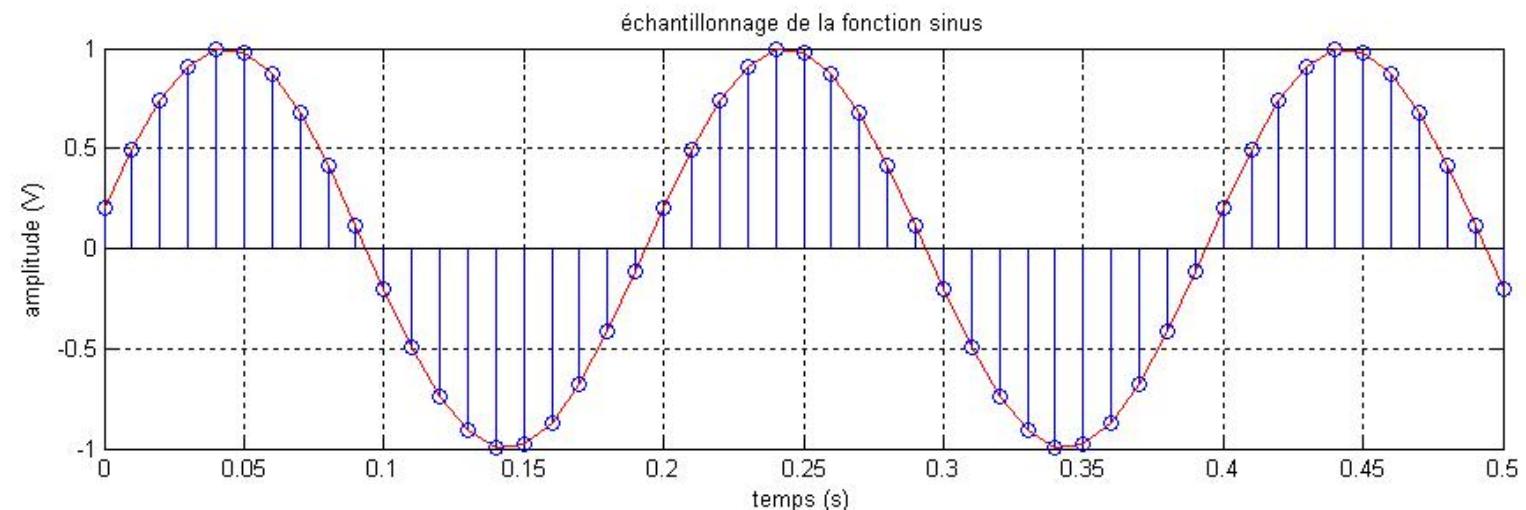


# Composition de L'Appareillage

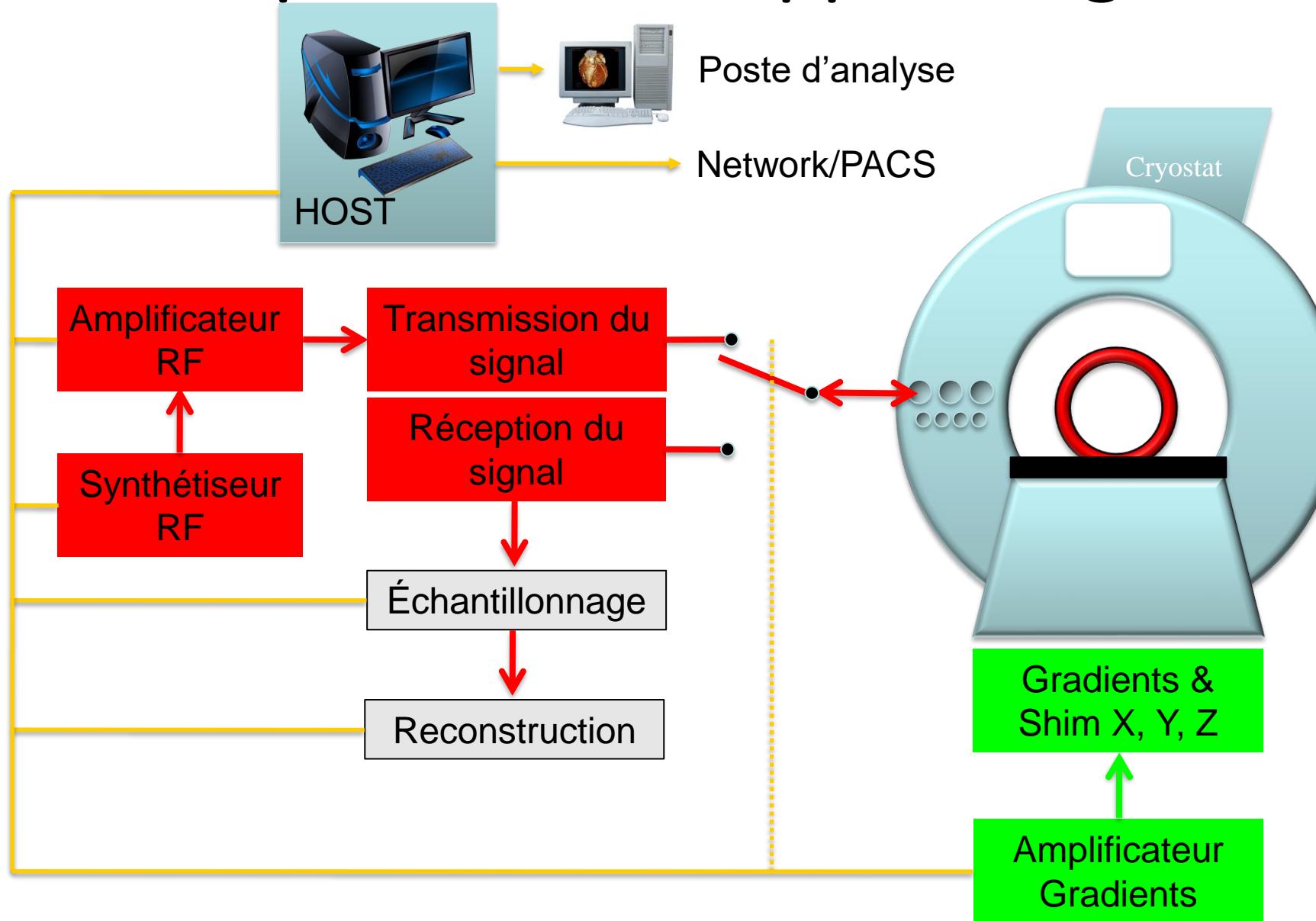


# Échantillonnage

- Opération de **mesure d'un signal** électrique. La fréquence d'échantillonnage correspond au nombre de mesures effectuées par seconde. **Le temps d'échantillonnage** est la durée pendant laquelle des mesures sont effectuées (durant l'application du gradient de lecture, lors de l'apparition de l'écho en IRM).



# Composition de L'Appareillage



# Mécanique de l'IRM I/III

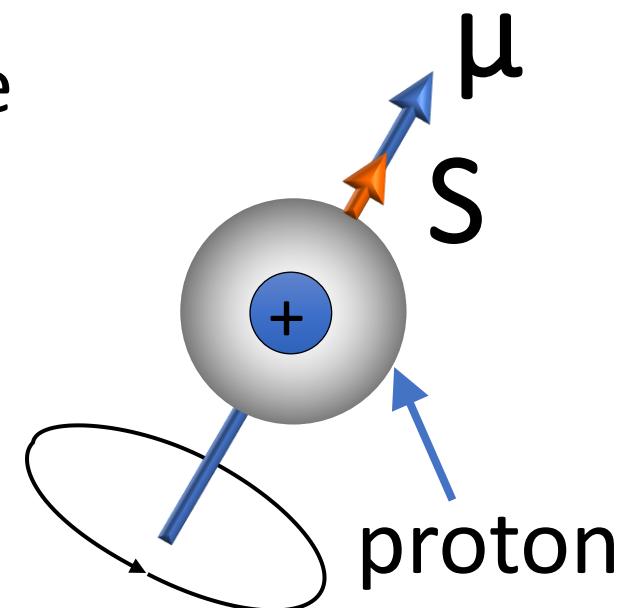
- Composition de l'appareillage
- **Principes de la relaxation**
  - Précession
  - Equilibre
  - Perturbation de l'état d'équilibre
  - Relaxation, T1, T2, T2\*
- Production d'image et reconstruction
- QCMs

# PRINCIPES DE LA RELAXATION



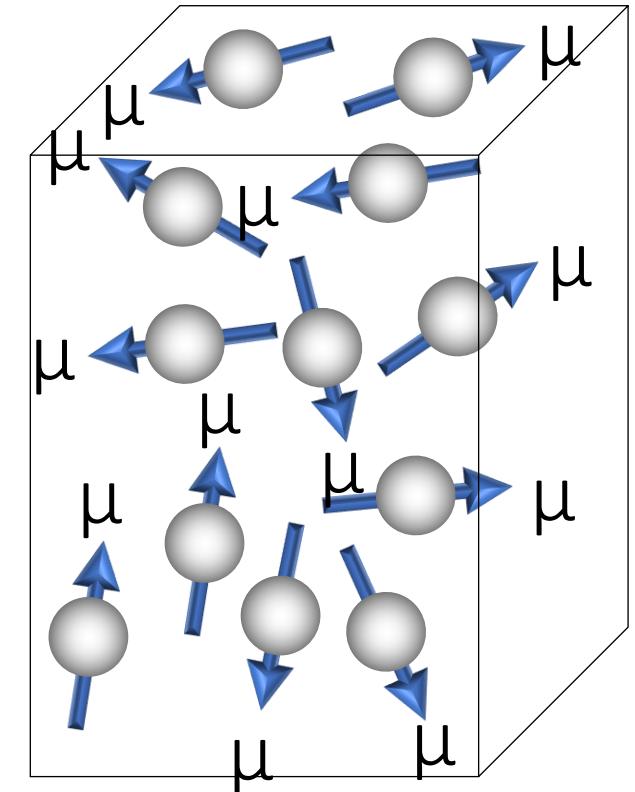
# Prottons = petits aimants

- Les prottons (noyaux d'hydrogène) portent une charge positive. Une particule qui tourne induit autour d'elle un **moment cinétique** ou « **spin** » aligné sur son axe de rotation représenté par un vecteur **S**. Une charge qui tourne, induit autour d'elle un champ magnétique, représenté par un **vecteur d'aimantation** « **microscopique** » noté  $\mu$  (petits aimants).



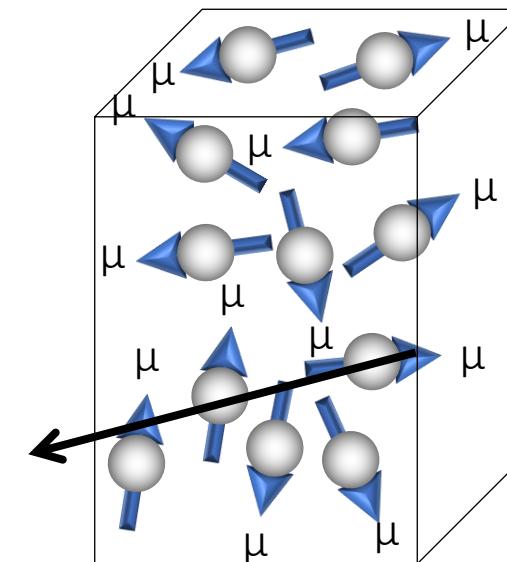
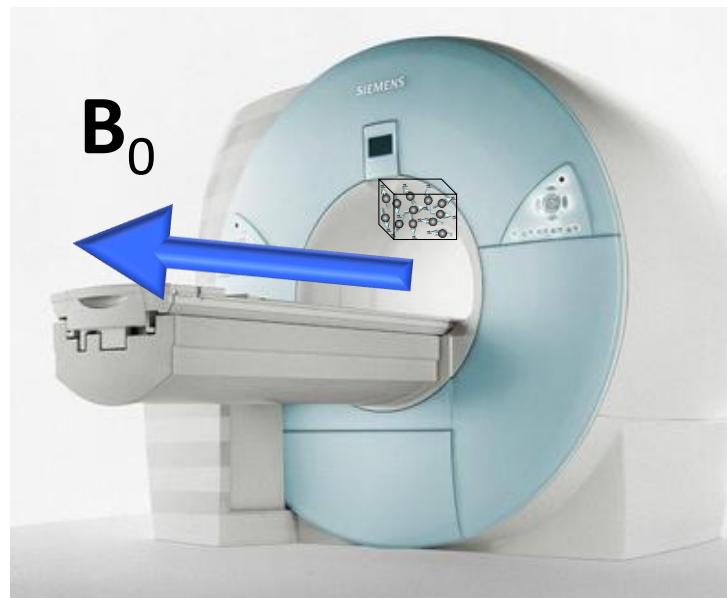
# Aimantation macroscopique sans champ magnétique

- En l'**absence d'un champ magnétique externe**, les protons  $\mu$  d'un échantillon tissulaire sont orientés de **façon aléatoire** en tous sens. La somme des vecteurs microscopiques  $\Sigma\mu$  est nulle et il n'y a pas de **vecteur d'aimantation macroscopique** ( $M=0$ ).



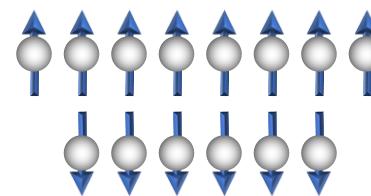
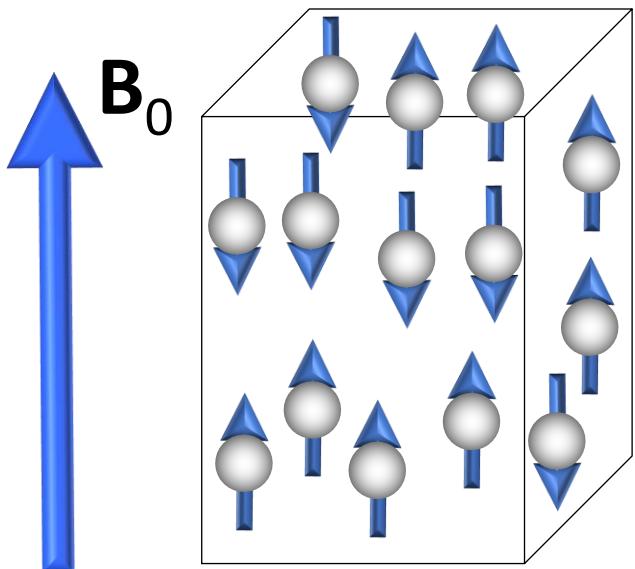
# $B_0$

- Champ magnétique principal.
- Les IRM cliniques sont surtout 1.5T ou 3.0T



# Aimantation macroscopique avec champ magnétique

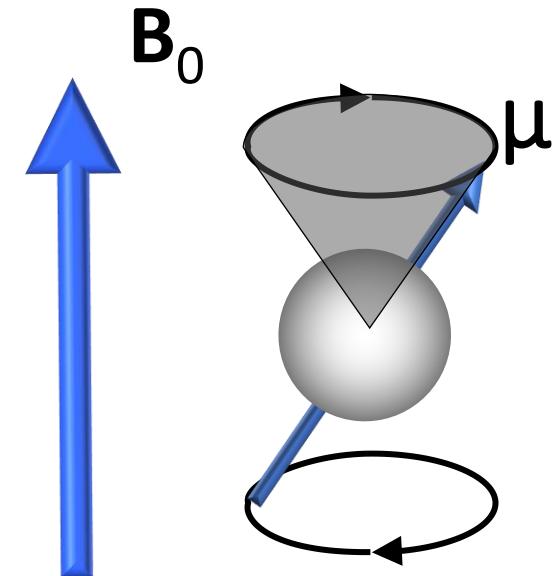
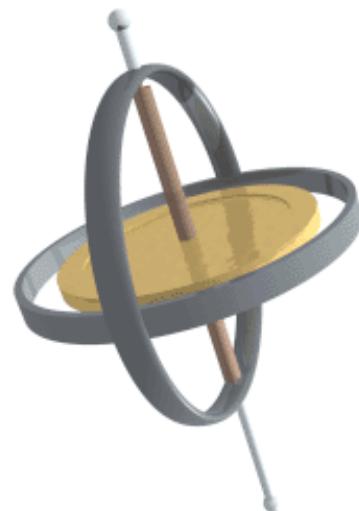
- Soumis à un champ magnétique extérieur  $B_0$ , les **protons s'orientent** selon la direction de ce champ avec apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique  $\Sigma\mu=M_{z0}$ .



$$\Sigma\mu \neq 0$$
$$M_{z0} \neq 0$$

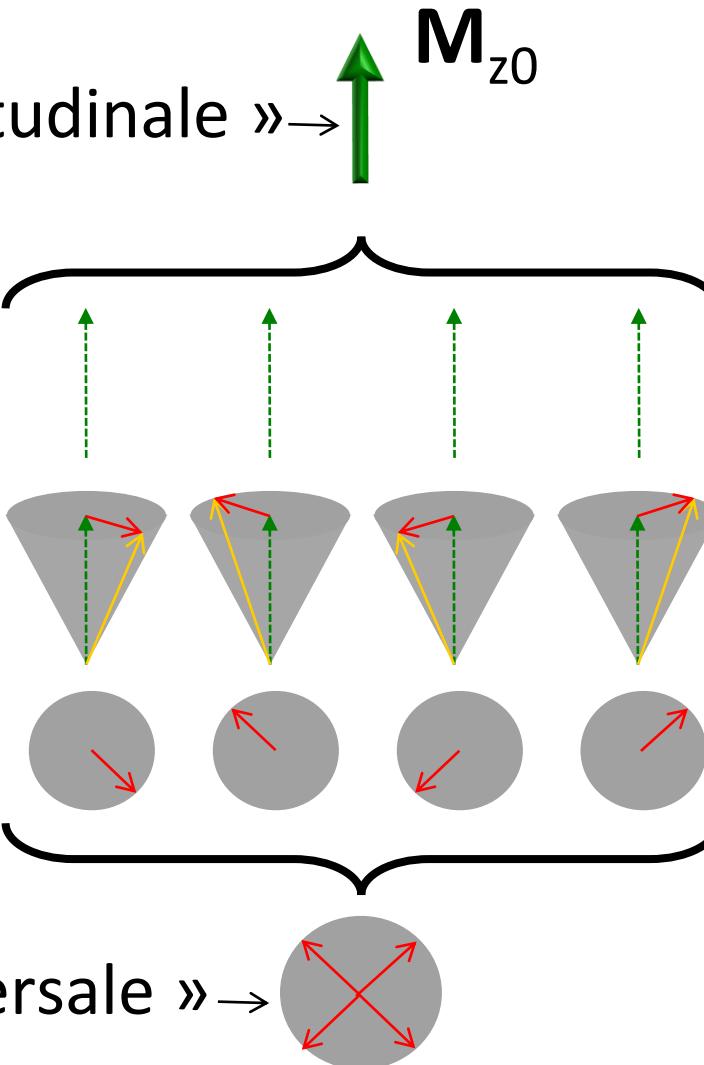
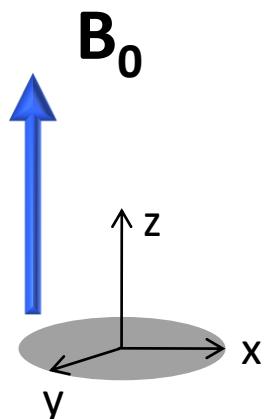
# Précession

- Les protons ne sont, en fait, **pas parfaitement alignés** selon  $B_0$ , mais tournent individuellement autour de  $B_0$ . Soumis au champ magnétique externe  $B_0$ , chaque proton décrit un cône (autour de  $B_0$ ).



# Equilibre

Composante « longitudinale » →



$$\sum \mu_z \neq 0$$

$$M_{z0} \neq 0$$

Composante « transversale » →

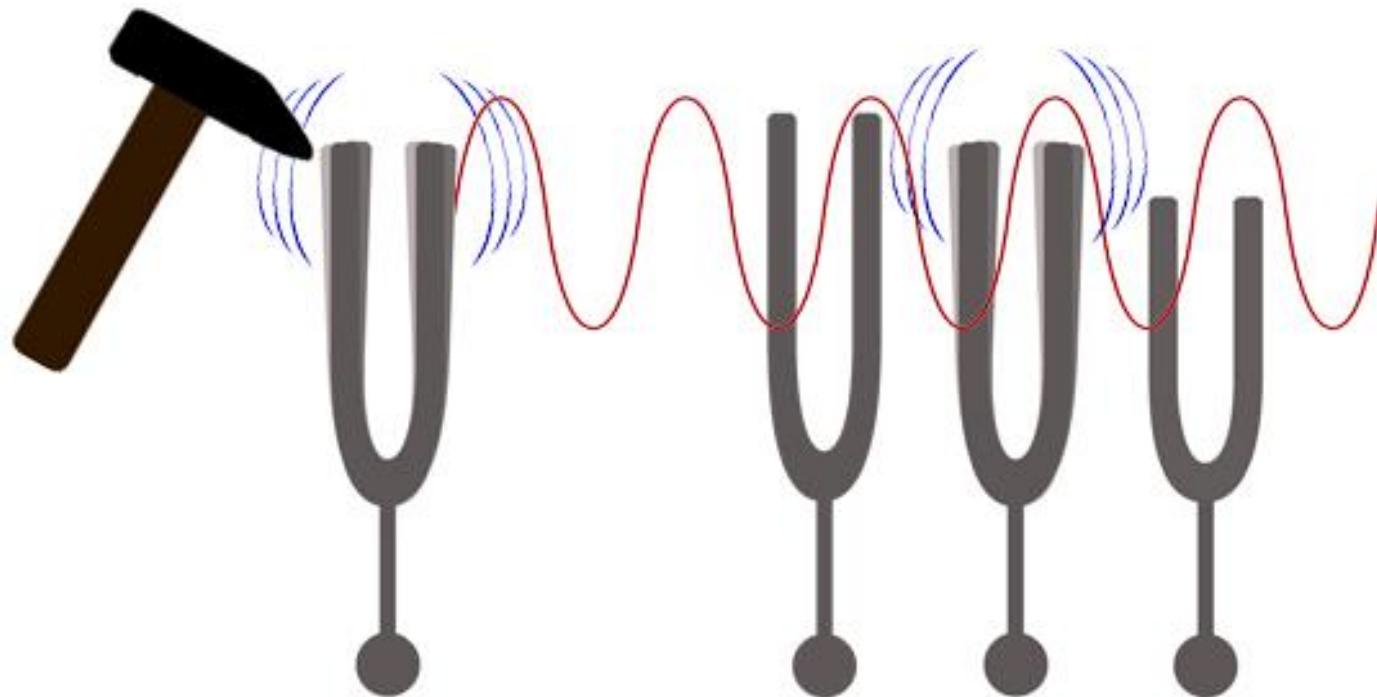
$$\sum \mu_{xy} = 0$$

$$M_{xy} = 0$$

# Perturbation de l'état d'équilibre

- L'état d'équilibre **peut être perturbé** par apport d'énergie par un champ magnétique tournant:  $B_1$  (radiofréquence).
- Pour qu'il y ait **transfert d'énergie** à ce système en équilibre, il faut que la fréquence de rotation  $\omega_r$  du champ magnétique tournant ( $B_1$ ) soit égale à **la fréquence résonance**.

# Perturbation de l'état d'équilibre



# Perturbation de l'état d'équilibre: Fréquence de Larmor

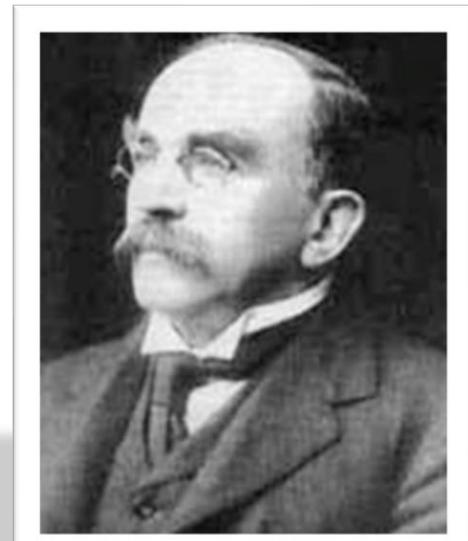
- Relation unissant l'intensité du champ magnétique et la fréquence de résonance des spins selon:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Intensité du champ magnétique [T]

Rapport gyromagnétique propre à chaque catégorie d'atome.

$^1\text{H}$ : 42577 [kHz/T]

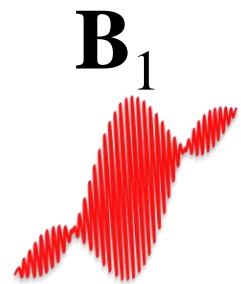


# Perturbation de l'état d'équilibre

- L'état d'équilibre peut être perturbé par apport d'énergie par un champ magnétique tournant:  $B_1$  (**Radiofréquence**).
- Pour qu'il y ait **transfert d'énergie** à ce système en équilibre, il faut que la fréquence de rotation  $\omega_r$  du champ magnétique tournant ( $B_1$ ) soit égale à la fréquence de Larmor  $\omega_0$  (« **en résonance** »).

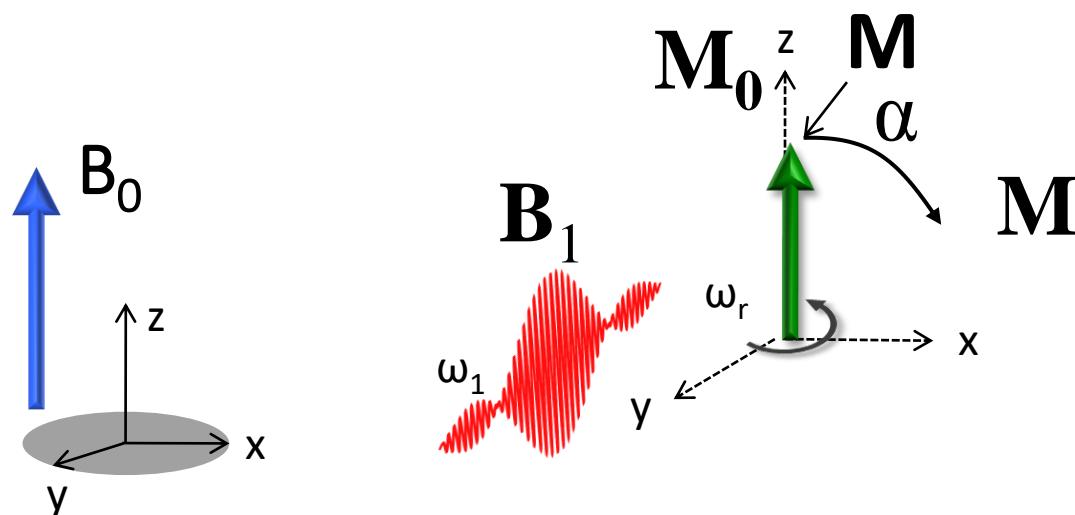
$B_1$

- Champ de radiofréquence servant à l'excitation des spins.



# Perturbation de l'état d'équilibre (=excitation)

- Revenons à nos protons, lorsque nous sommes à la condition de résonance:
  - $\omega_r = \omega_0$
  - Le vecteur macroscopique  $\mathbf{M}$  tout en continuant à tourner autour de  $\mathbf{B}_1$  à la fréquence angulaire  $\omega_1 = \gamma B_1$



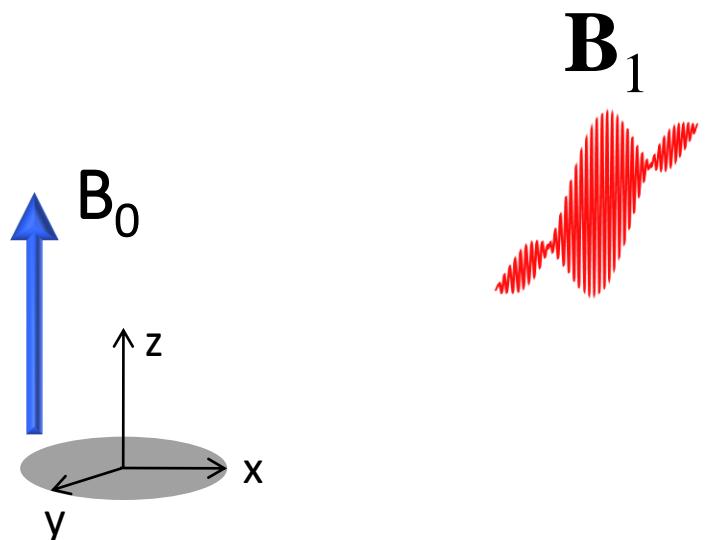
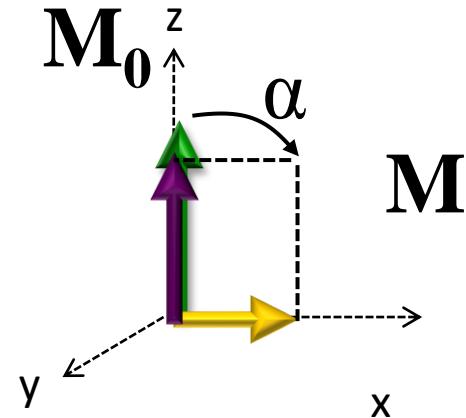
# Excitation

- Application d'un **champ de radiofréquence** à un système de spin afin d'en modifier l'aimantation transverse ou longitudinale.



# Angle de bascule, aimantation transversale & longitudinale

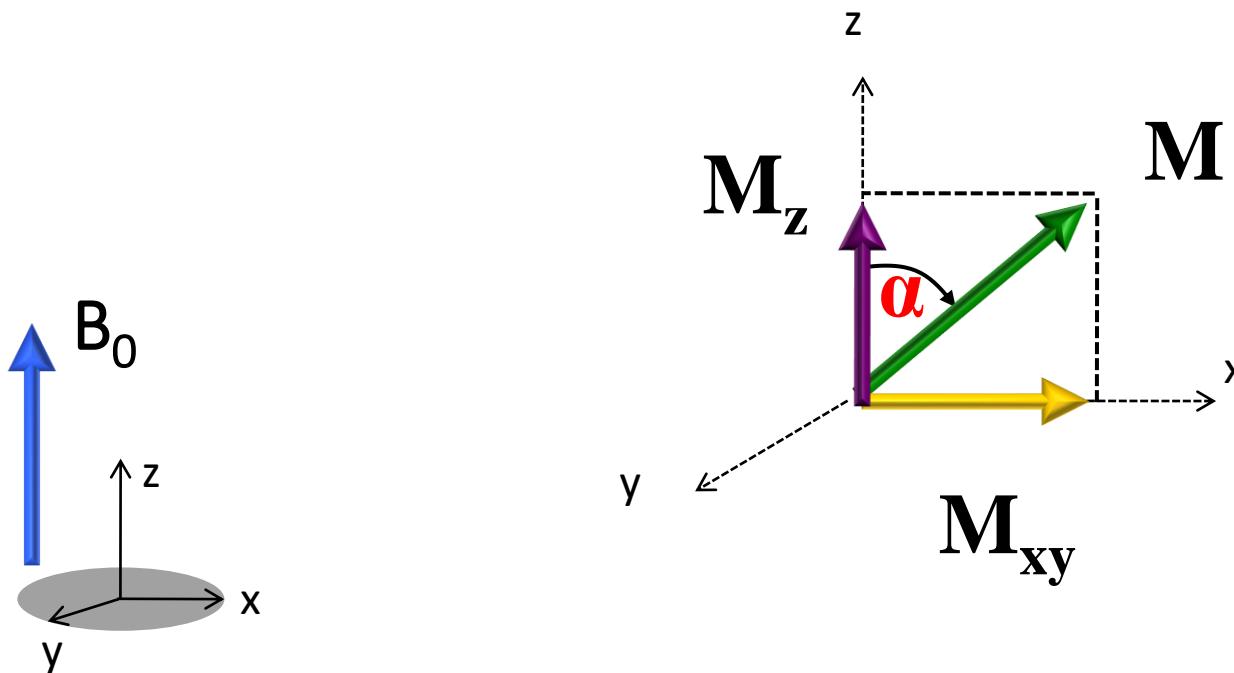
$$M_z = M_0 \cos(\alpha)$$



$$M_{xy} = M_0 \sin(\alpha)$$

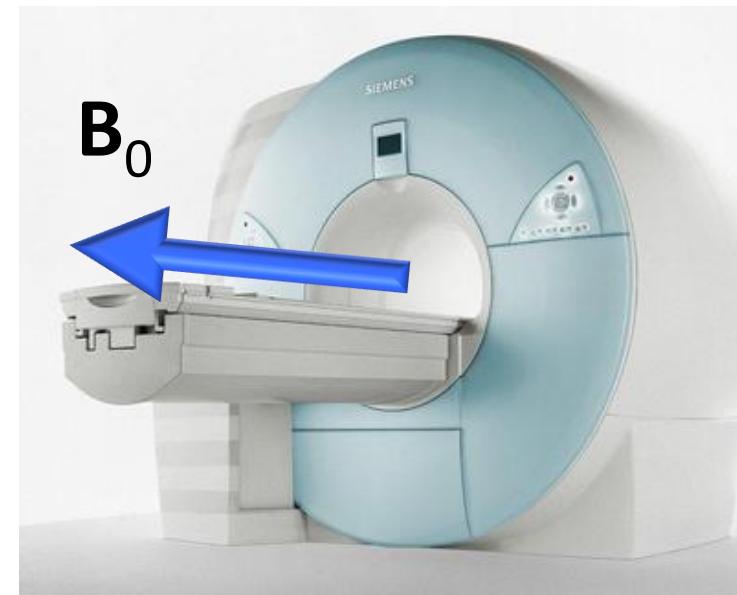
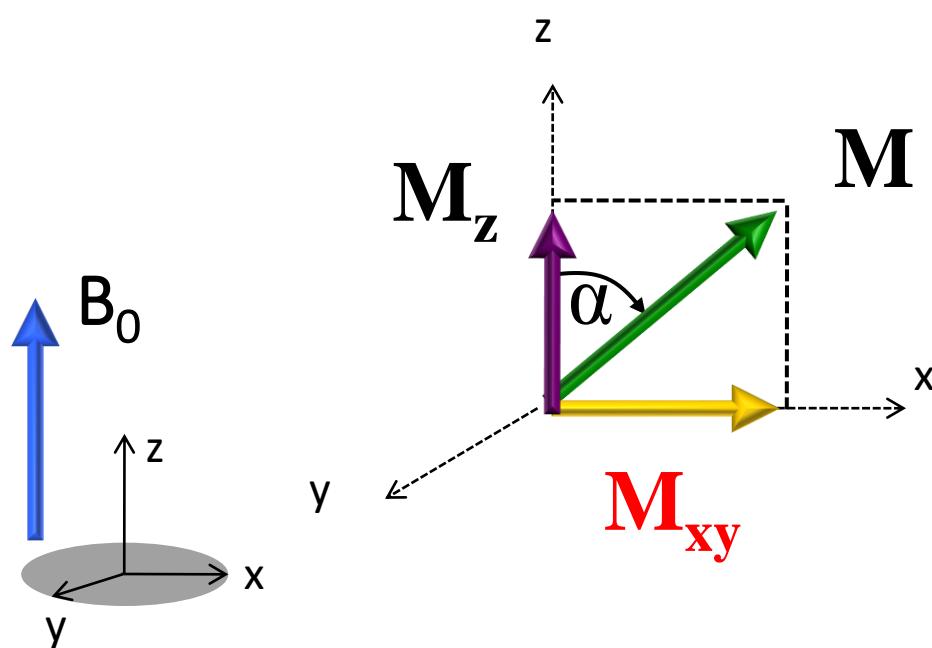
# Angle de bascule (Flip angle)

- Angle de bascule ( $\alpha$ ) auquel est soumis le vecteur d'aimantation macroscopique par rapport à l'axe du champ statique  $\mathbf{B}_0$ .



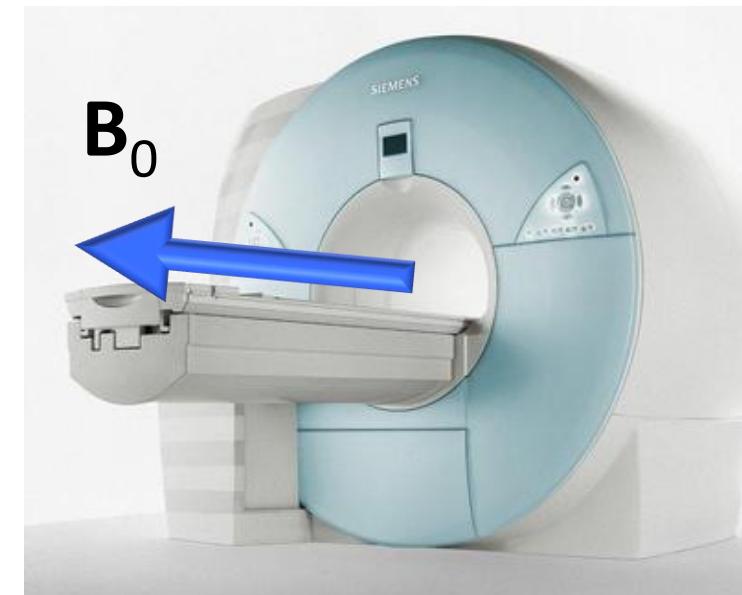
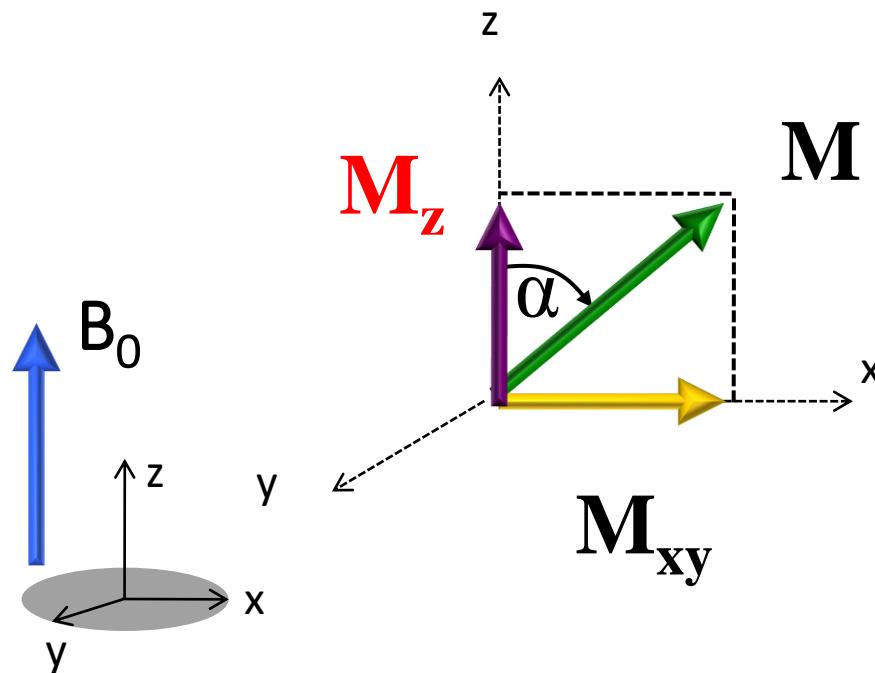
# Aimantation transversale

- Composante du vecteur d'aimantation macroscopique  $\mathbf{M}_{xy}$  se projetant dans un plan perpendiculaire à  $\mathbf{B}_0$ .



# Aimantation longitudinale

- Composante du vecteur d'aimantation macroscopique  $\mathbf{M}_z$  se projetant le long de l'axe du champ statique  $\mathbf{B}_0$ .



# Les phénomènes de relaxation

1. Lorsqu'un échantillon tissulaire est soumis à un champ magnétique  $B_0$ , un **état d'équilibre** apparaît avec une composante longitudinale  $M_{z0}$  de l'aimantation.
2. Un **apport d'énergie** par une onde RF dont la fréquence est égale à la fréquence de Larmor entraîne une **disparition** de la composante longitudinale  $M_z$  et une **apparition** d'une composante transversale  $M_{xy}$  de l'aimantation.

# Les phénomènes de relaxation

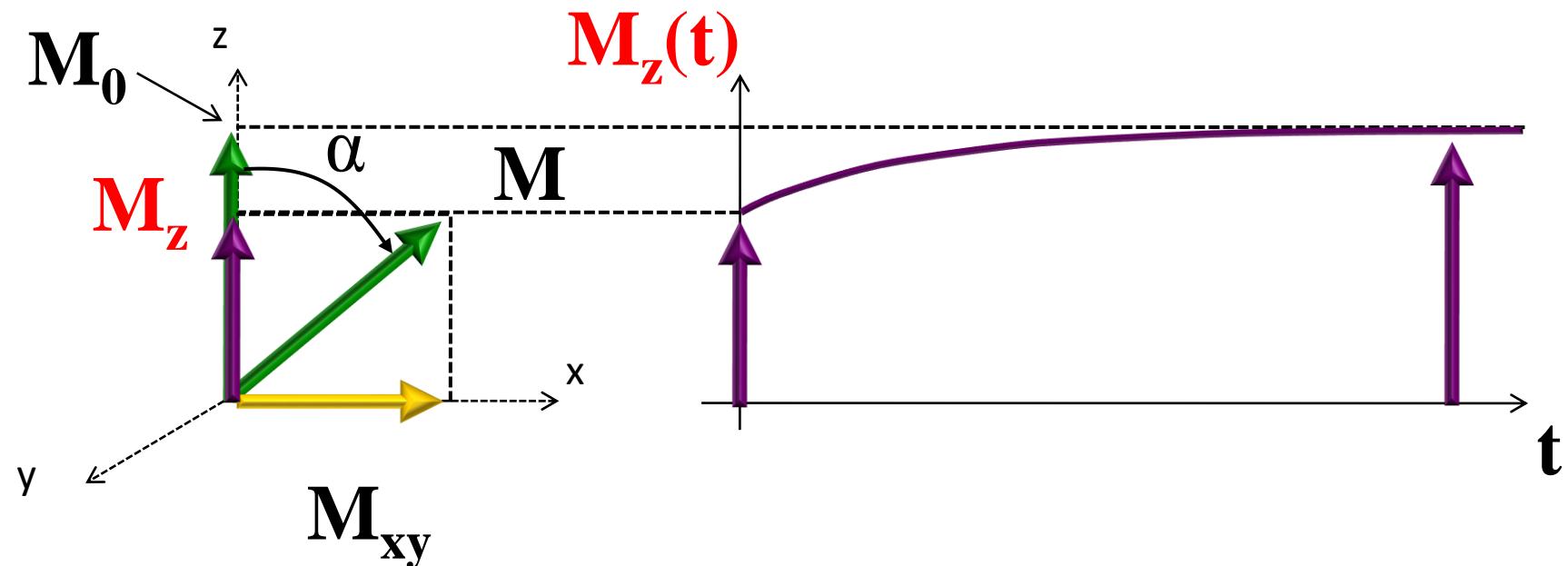
3. ...Cet état est instable, et, dès la fin de l'excitation, **il va y avoir retour à l'état d'équilibre** (stable) au cours duquel les phénomènes inverses et indépendantes vont avoir lieu.



# Relaxation longitudinale ou T1

- Après l'excitation par impulsion RF, l'aimantation longitudinale  **$M_z$**  repousse ainsi progressivement: C'est la relaxation longitudinale.
- On l'appelle **relaxation T1** car la relaxation de l'aimantation se fait selon une exponentielle croissante où la constante de temps T1 est caractéristique d'un tissu donné. Elle correspond à 63% de repousse.

# Relaxation longitudinale ou T1

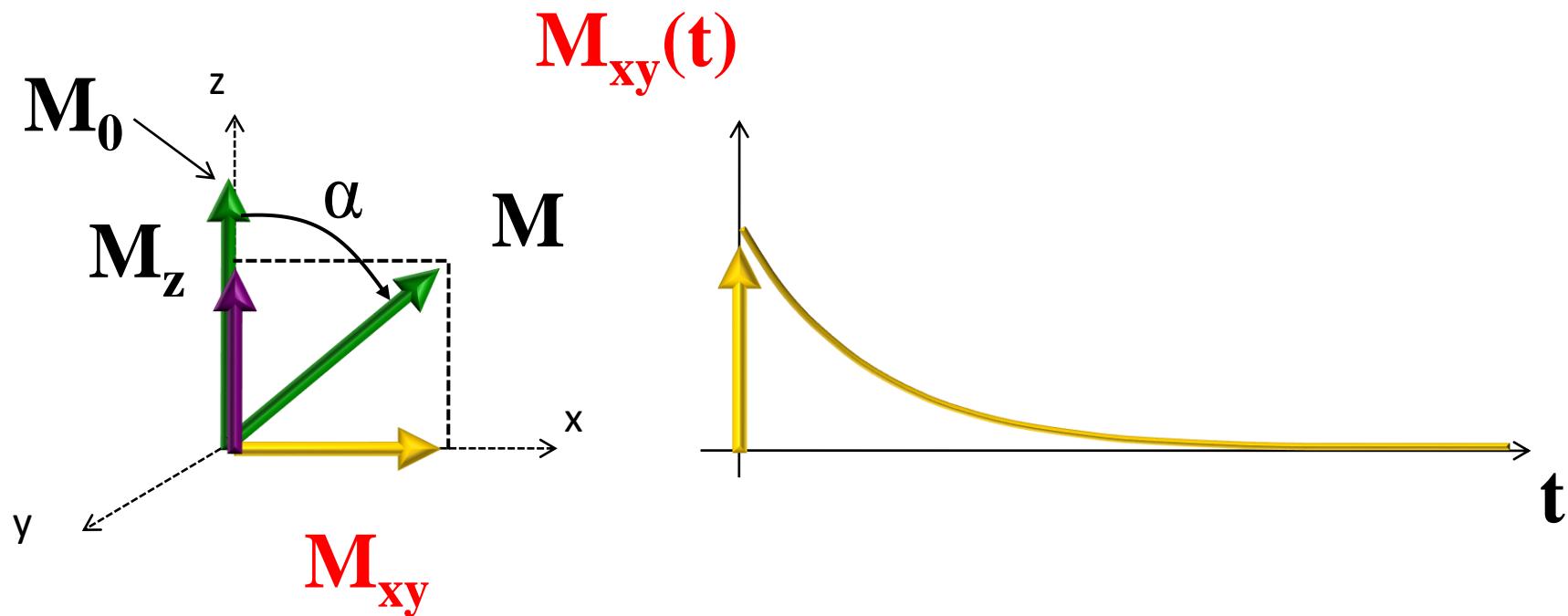


$$M_z(t) = (M_0 \cos(\alpha) - M_0) e^{-t/T_1} + M_0$$

# Relaxation transversale ou T2

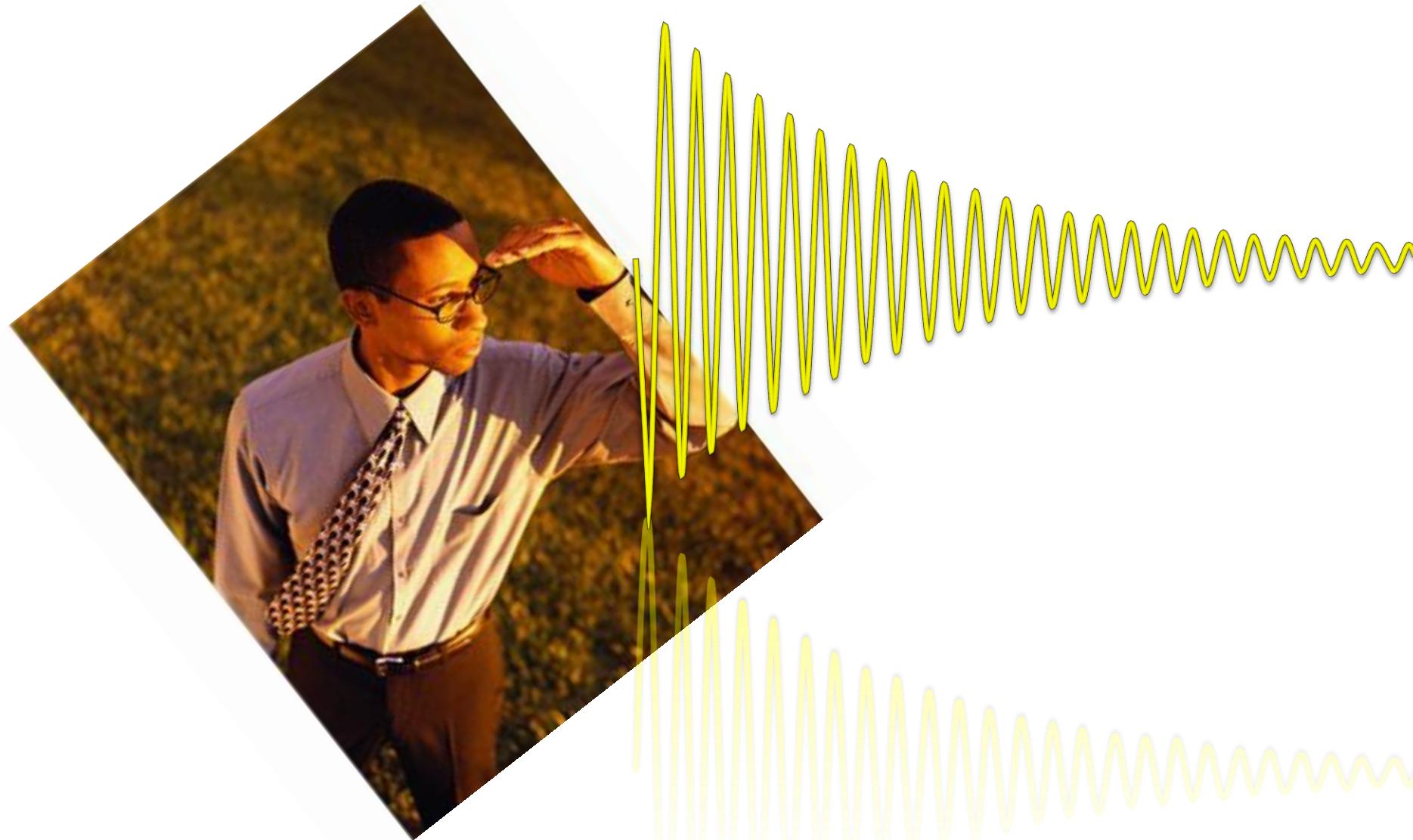
- Après l'excitation par impulsion RF, l'aimantation transversale **M<sub>xy</sub> décroît** et s'annule rapidement. C'est la relaxation transversale.
- On l'appelle **relaxation T2** car la disparition de l'aimantation se fait selon une exponentielle décroissante où la constante de temps T2 est caractéristique d'un tissu donné. Elle correspond à 63% de décroissance.

# Relaxation transversale ou T2



$$M_{xy}(t) = M_0 \sin(\alpha) e^{-t/T_2}$$

# Mais... où est le signal?

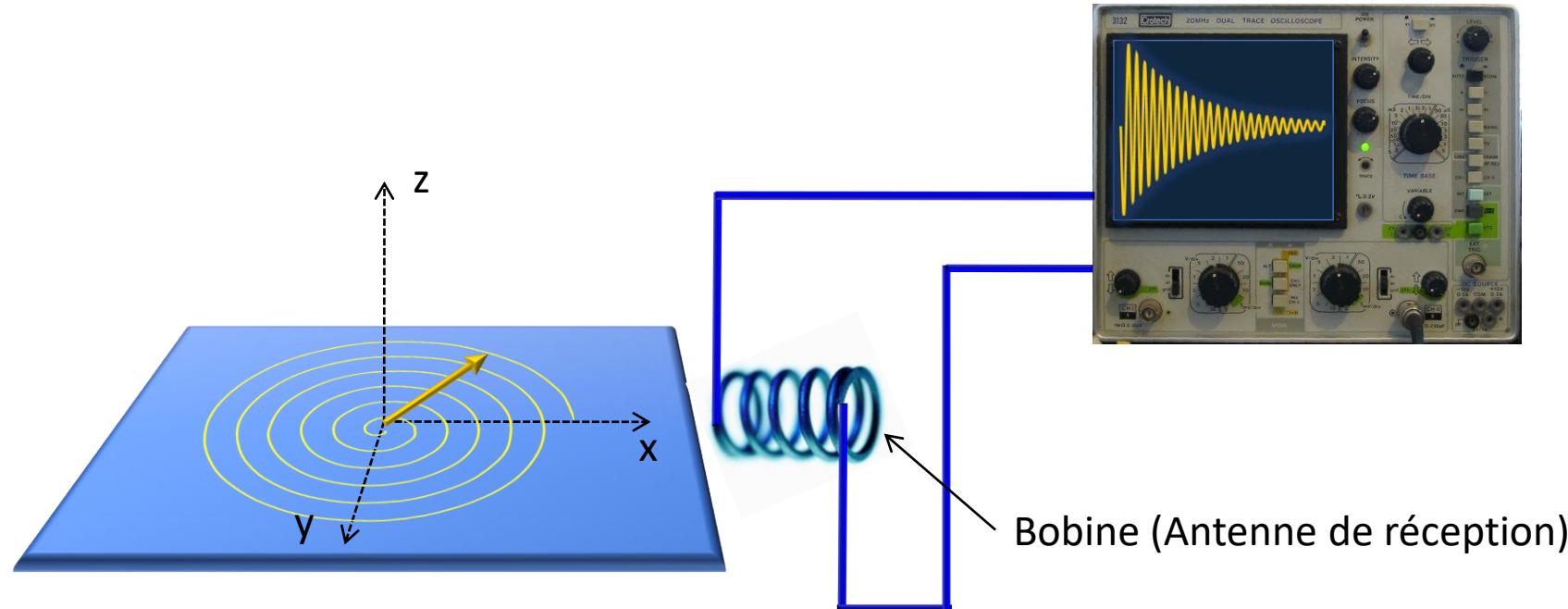


# Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

- Comme le vecteur  $\mathbf{M}$  continue toujours à précesser autour de  $\mathbf{B}_0$ , sa composante transversale  $\mathbf{M}_{xy}$  décrit une spirale dans le plan  $xy$ .
- Cette rotation de  $\mathbf{M}_{xy}$  dans le plan  $xy$  **induit un champ magnétique** ou une onde de radiofréquence.
- Ce signal, appelé signal d'induction libre ou FID, est recueilli par une **bobine** ou antenne de réception.

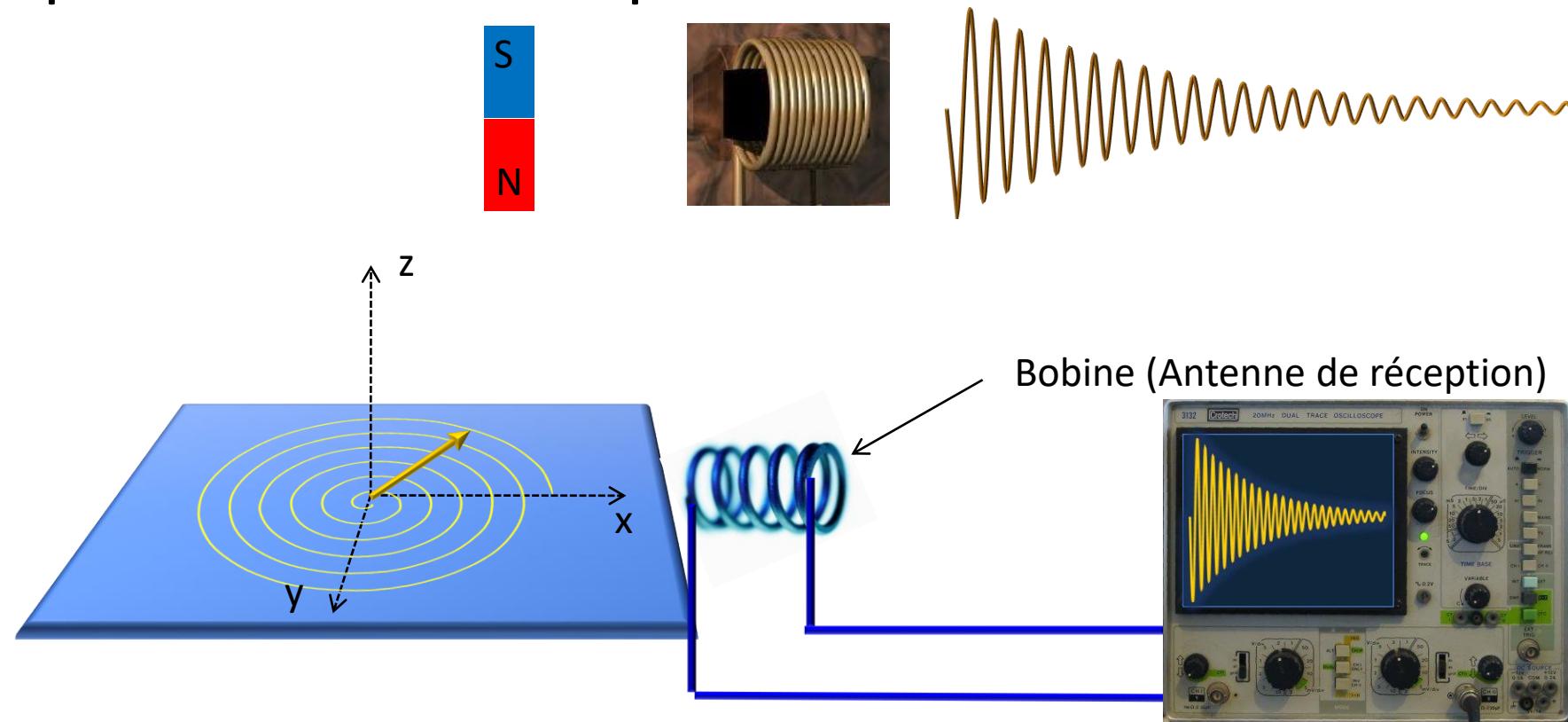
# Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

- Le signal mesurable est une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps  $T_2$ .

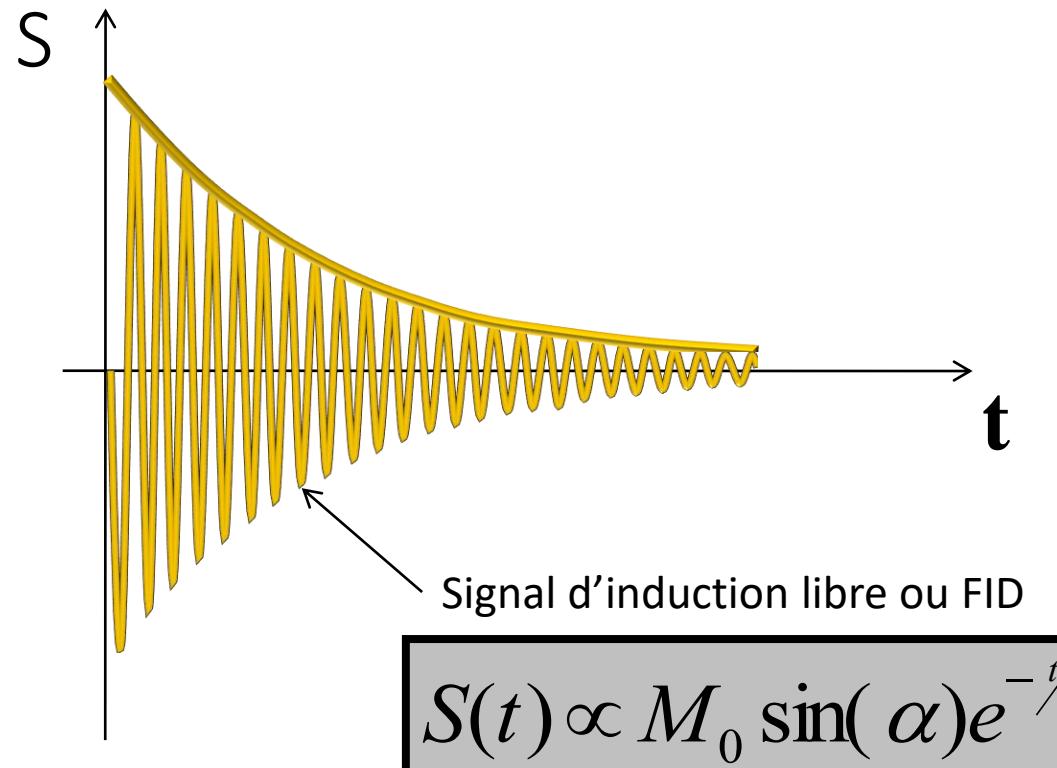


# Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

- Le signal mesurable est une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps  $T_2$ .

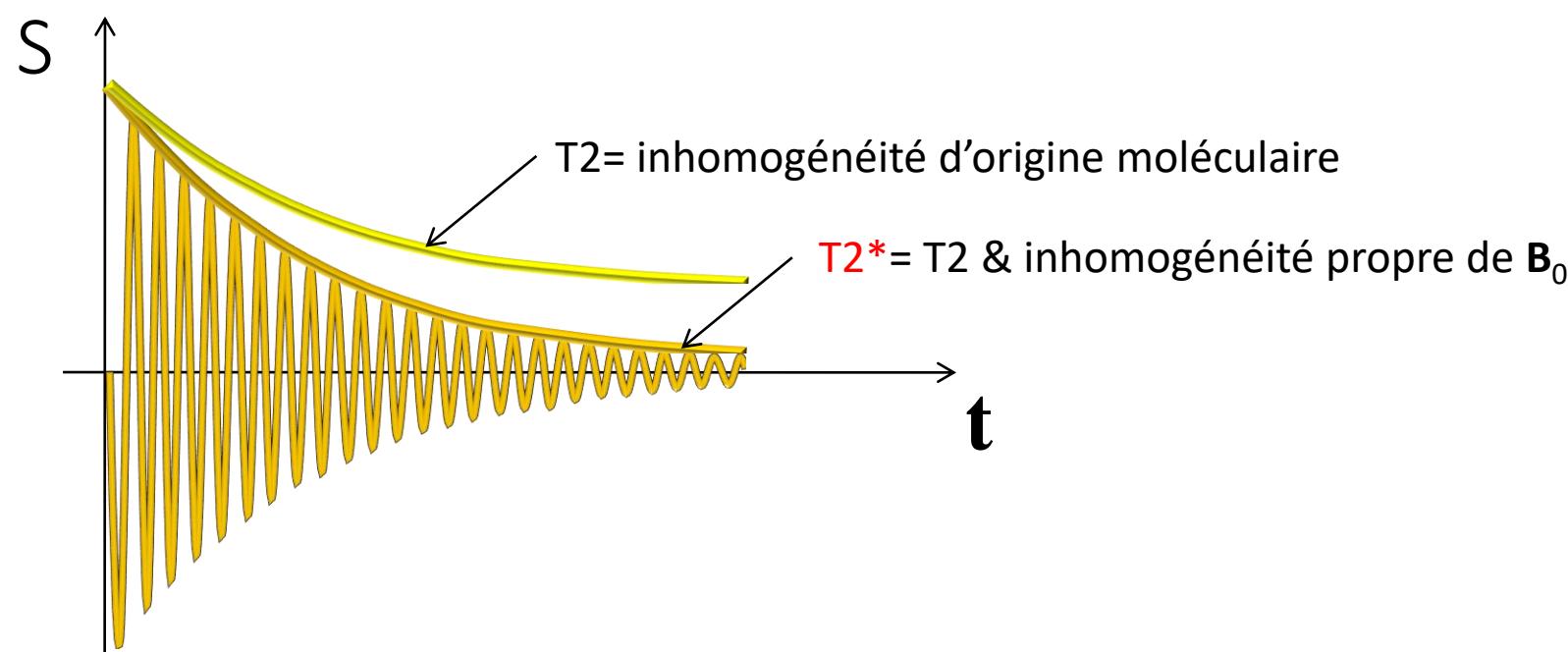


# Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

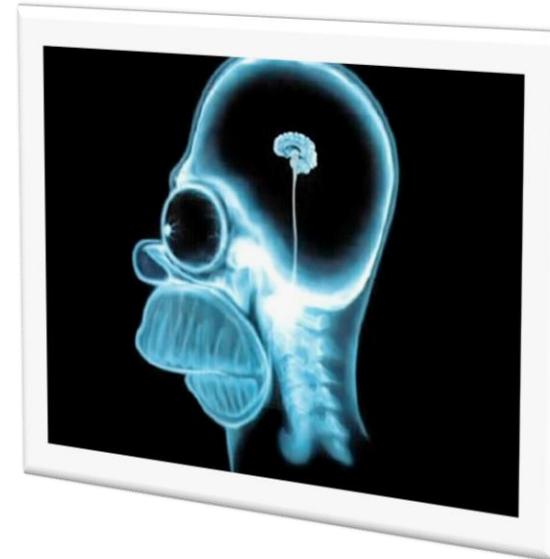


# Notation de $T2^*$

- Aux inhomogénéités du champ d'origine «moléculaire» (=relaxation  $T2$ ) s'ajoutent les **inhomogénéités propres** du champ magnétique externe  $B_0$ : Les deux effets ensemble =  $T2^*$



# Mais... où est l'image?



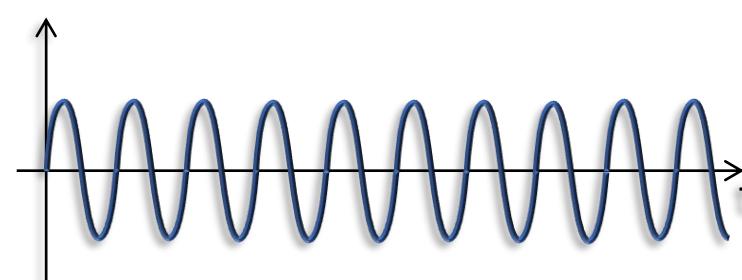
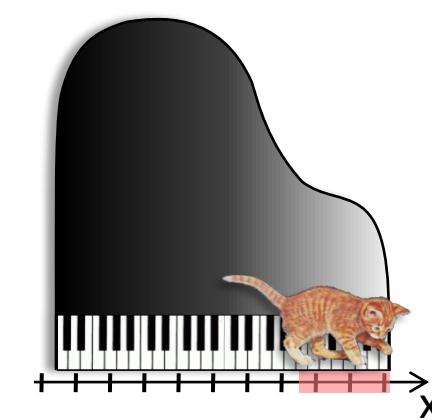
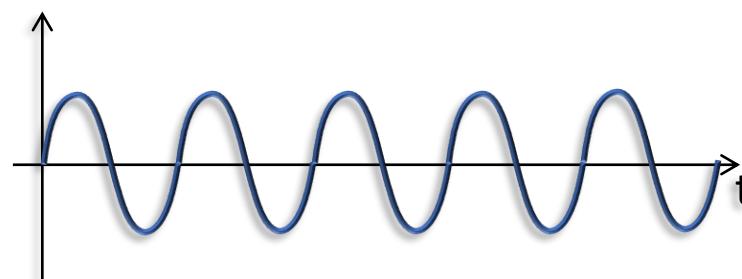
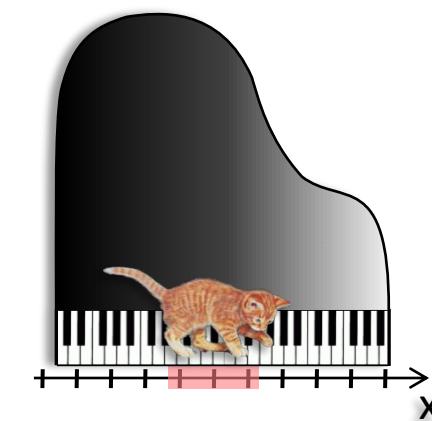
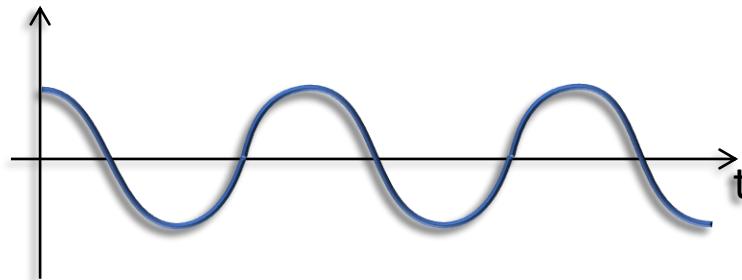
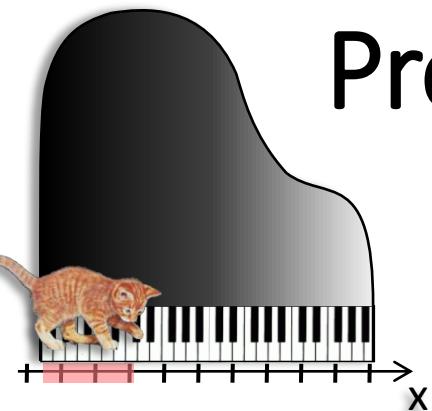
# Mécanique de l'IRM I/III

- Composition de l'appareillage
- Principes de la relaxation
  - Précession
  - Equilibre
  - Perturbation de l'état d'équilibre
  - Relaxation, T1, T2, T2\*
- **Production d'image et reconstruction**
- QCMs

# PRODUCTION D'IMAGE

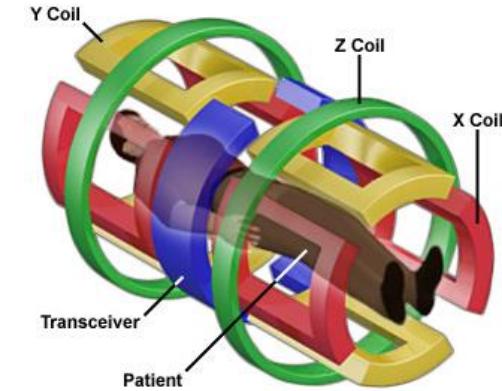


# Production d'image



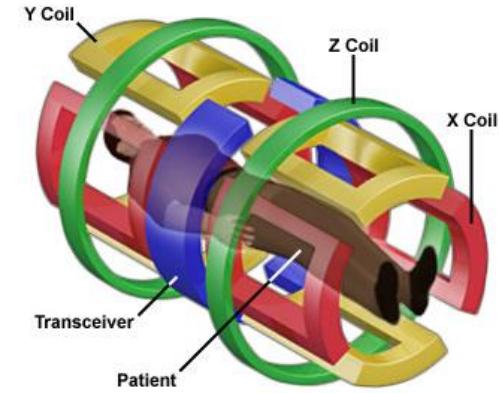
# Production d'image

- Localisation spatiale du signal
  - En IRM, ce sont des **gradients linéaires** de champs magnétiques qui vont être utilisés pour le **codage spatial** de l'image.
  - Ces gradients créés par des **bobines de gradients** vont se **superposer** au champ magnétique principal  $B_0$ .
  - Le champ magnétique résultant ( $B$ ) est ainsi augmenté de façon linéaire dans la **direction** où est appliqué le gradient.



# Production d'image

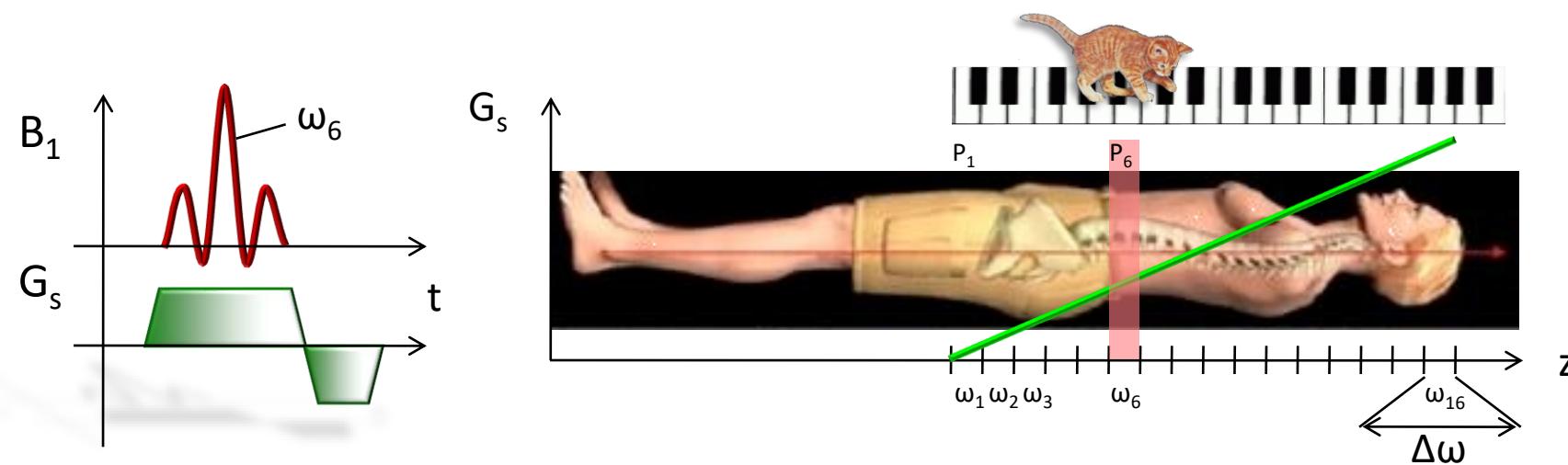
- Localisation spatiale du signal
  1. Pour la sélection d'un plan de coupe, on utilise le **gradient de sélection de coupe  $G_s$** .
  2. A l'intérieur de ce plan de coupe, il faut sélectionner les différentes lignes par un deuxième gradient appelé **gradient de codage de phase  $G_p$** .
  3. En dernier lieu, il faut sélectionner les différentes colonnes par un troisième gradient appelé **gradient de fréquence  $G_r$** .



# Production d'image

Sélection du plan de coupe:

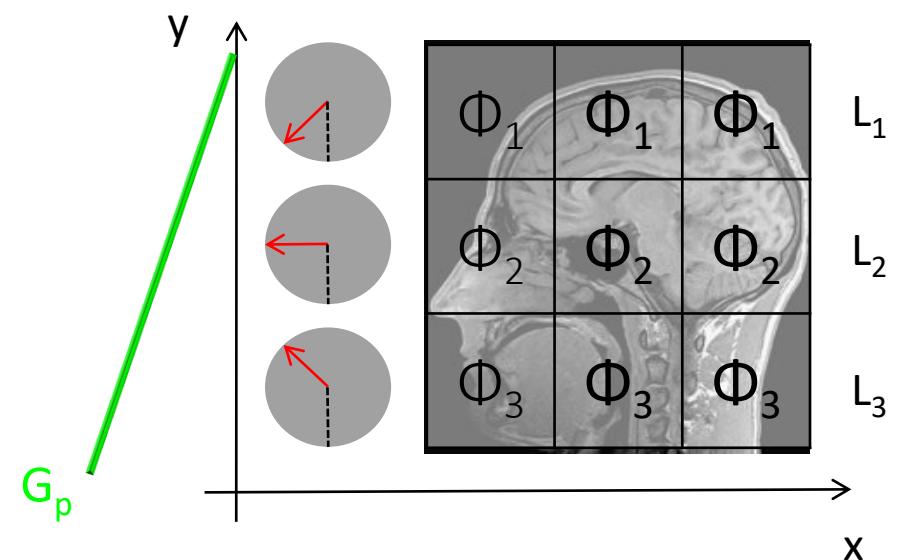
- Application d'un gradient  $G_s$  selon l'axe z.
- La fréquence angulaire croît de  $\omega_1$  à  $\omega_{16}$  par tranches ou **plans perpendiculaires** à la direction du gradient. Si  $\omega_r = \omega_6$ , seuls les protons du plan 6 sont à la **condition de résonance** et vont basculer de  $\alpha$  et donc contribuer à la formation du signal RMN.



# Production d'image

## Application du codage de phase

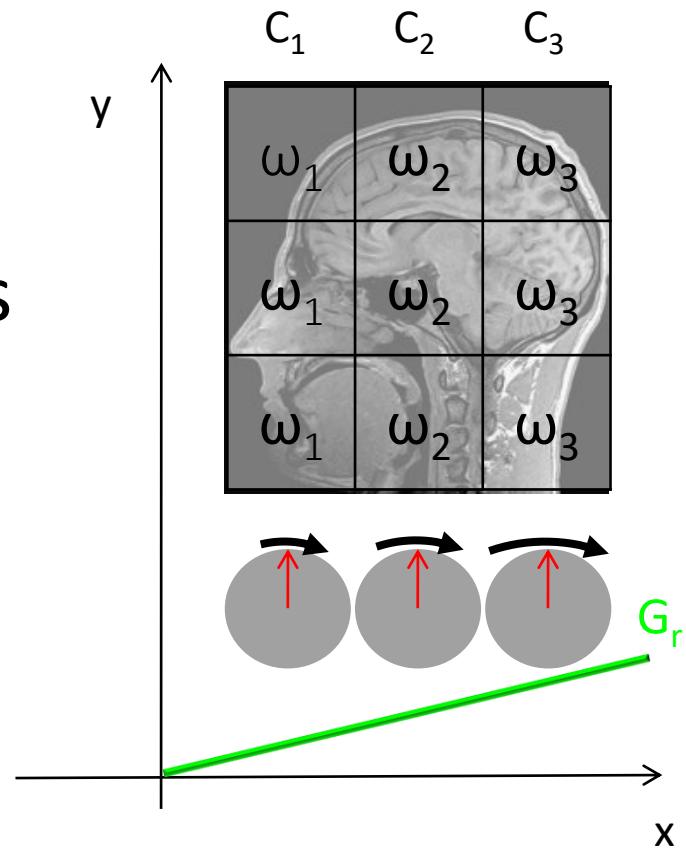
- L'application du gradient de codage de phase  $G_p$  selon l'axe y va permettre le codage par la phase  $\Phi_1, \Phi_2, \Phi_3$  dans chacune des lignes  $L_1, L_2, L_3$ .
- **A l'arrêt de l'application** de  $G_p$ , les protons précessent tous de nouveau à la fréquence angulaire  $\omega_0$ , mais conservent leur **décalage en phase** que l'on utilisera pour la suite.



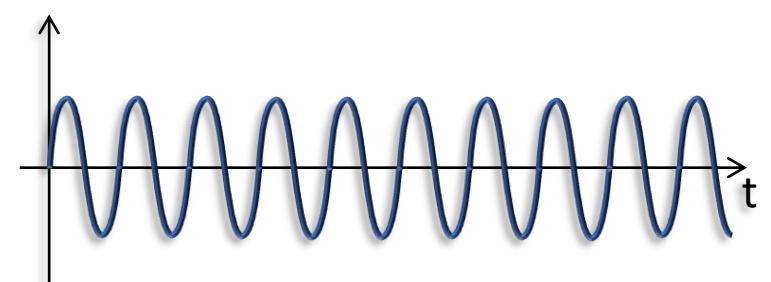
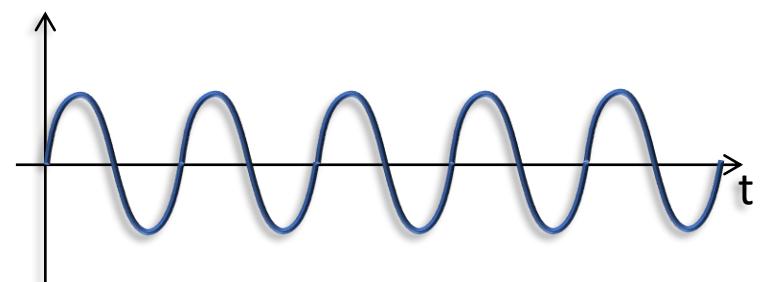
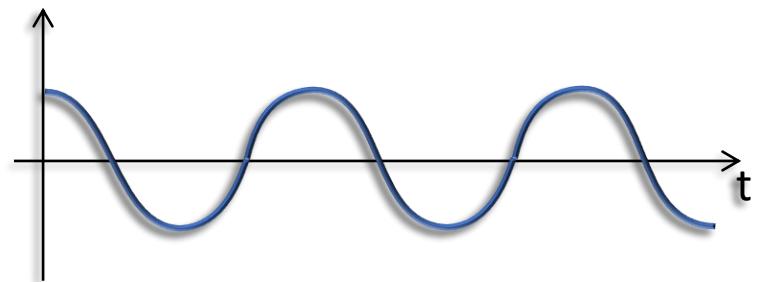
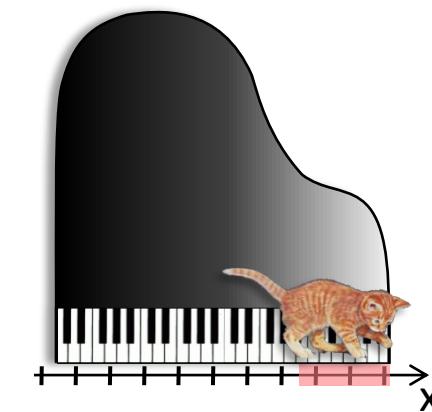
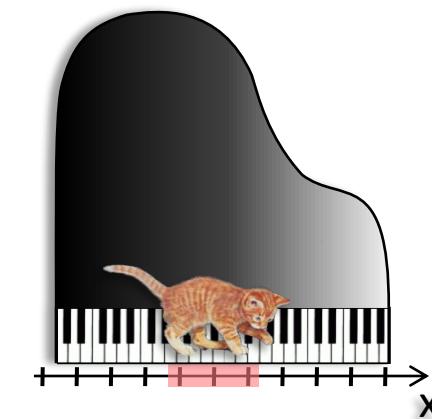
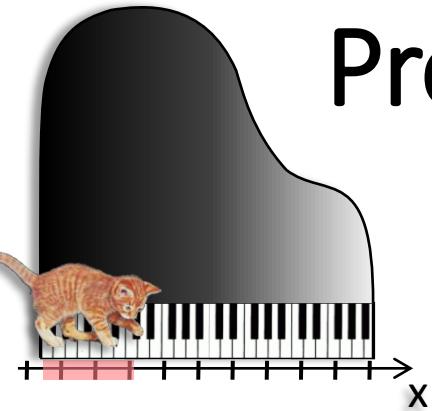
# Production d'image

## Application du codage de fréquence

- L'application du gradient de codage de fréquence  $G_r$  selon l'axe x va **accroître la fréquence de précession** des protons  $\omega_1, \omega_2, \omega_3$  dans chacune des colonnes  $C_1, C_2, C_3$ .
- On doit coder les protons par la fréquence durant l'application de  $G_r$ . Il faut donc appliquer  $G_r$  lors du **recueil ou lecture du signal RMN**.

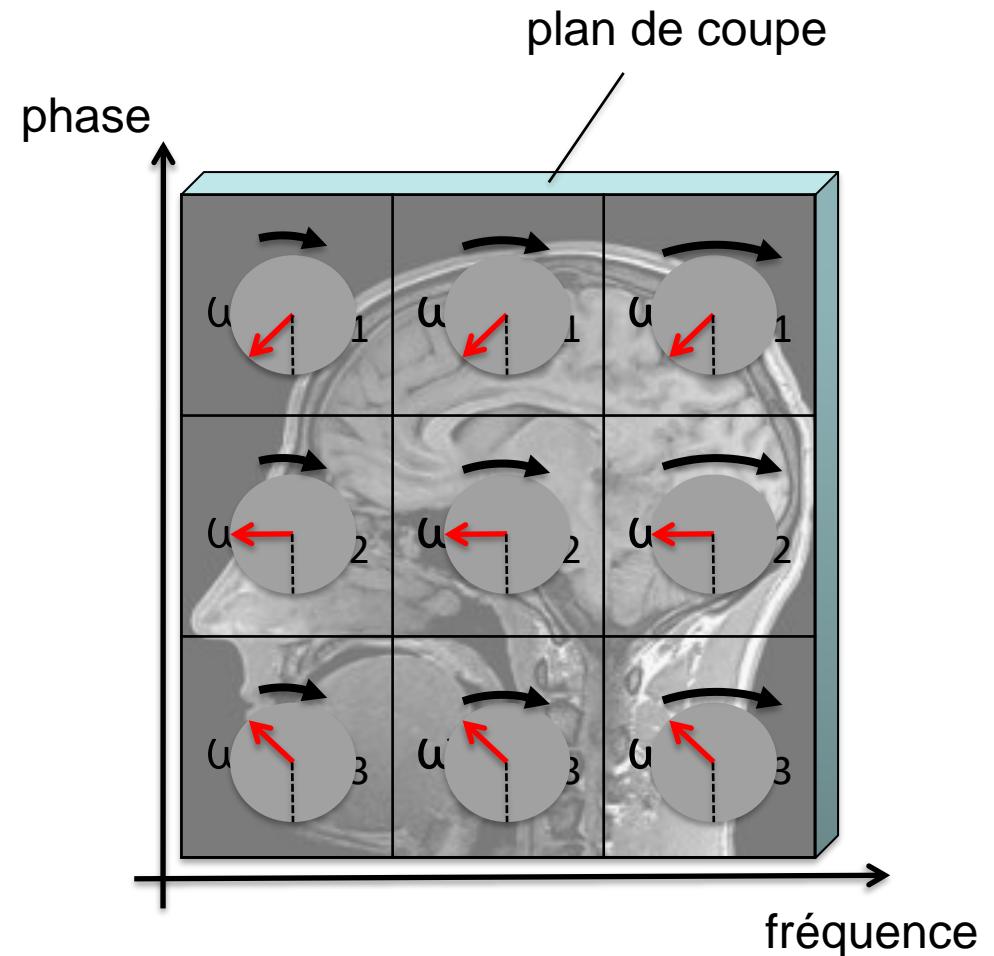


# Production d'image

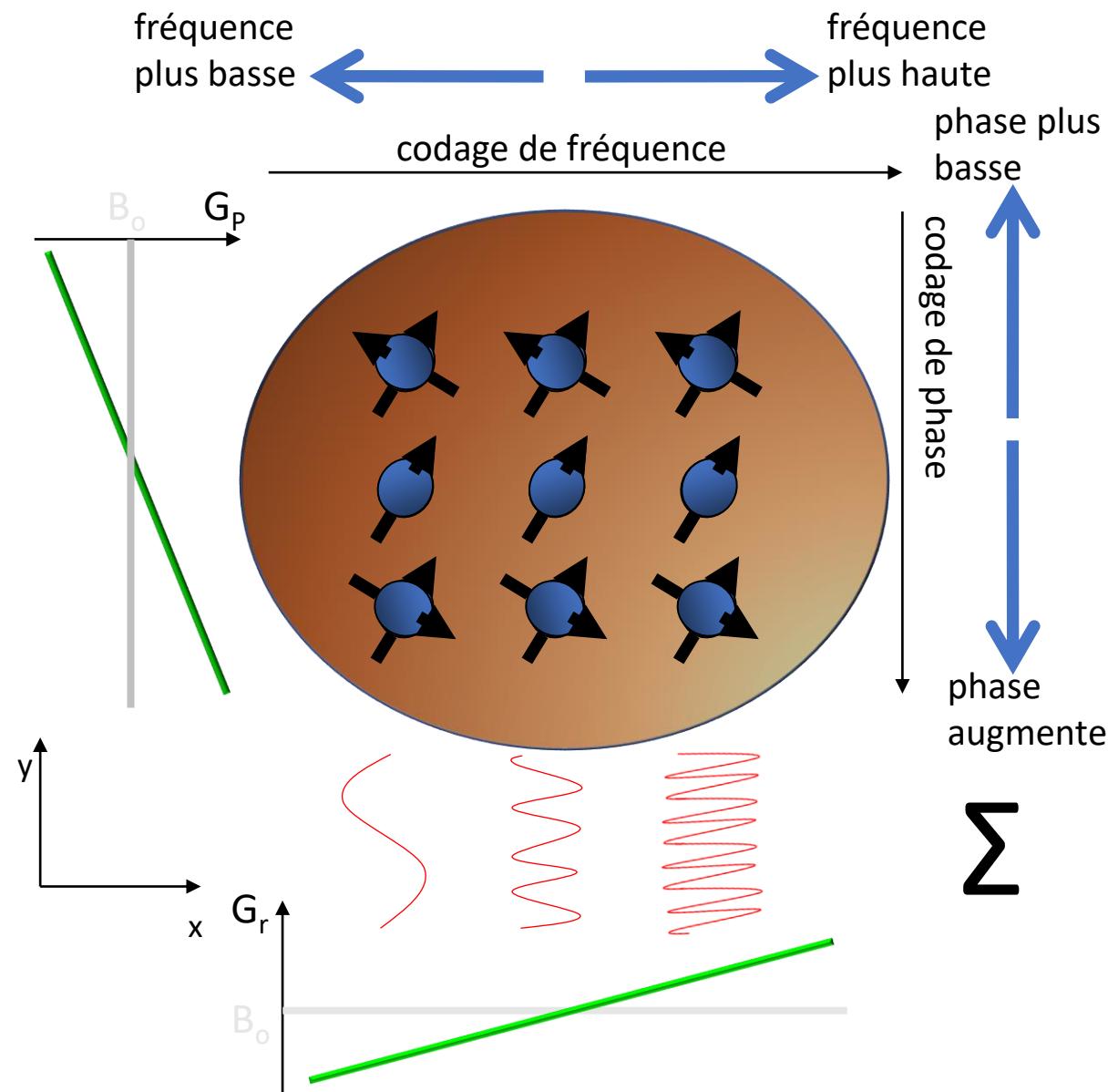


# Production d'image

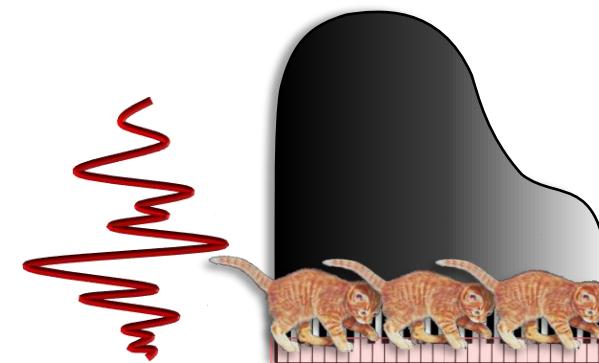
1. Sélection de plan de coupe
2. Codage de phase
3. Codage de fréquence



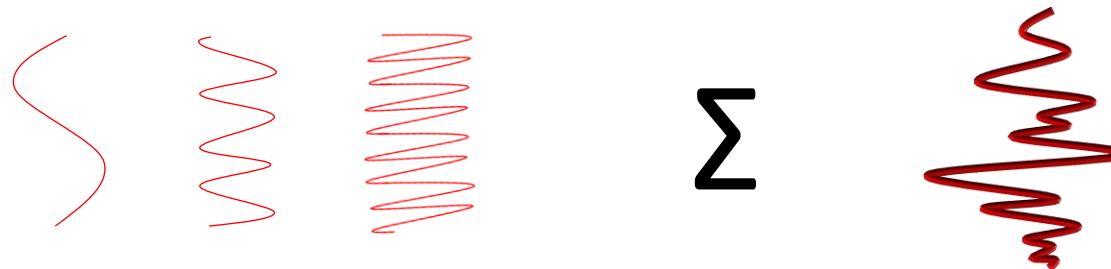
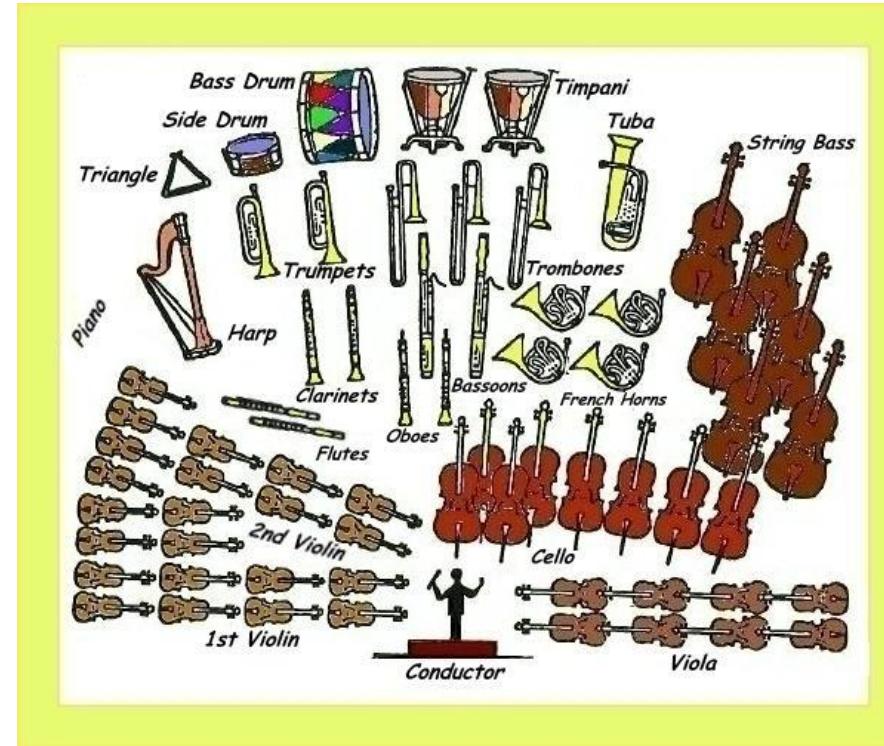
# Codage de fréquence



Le signal résultant est  
l'ensemble des signaux de tous  
les protons.



# Combinaison des fréquences

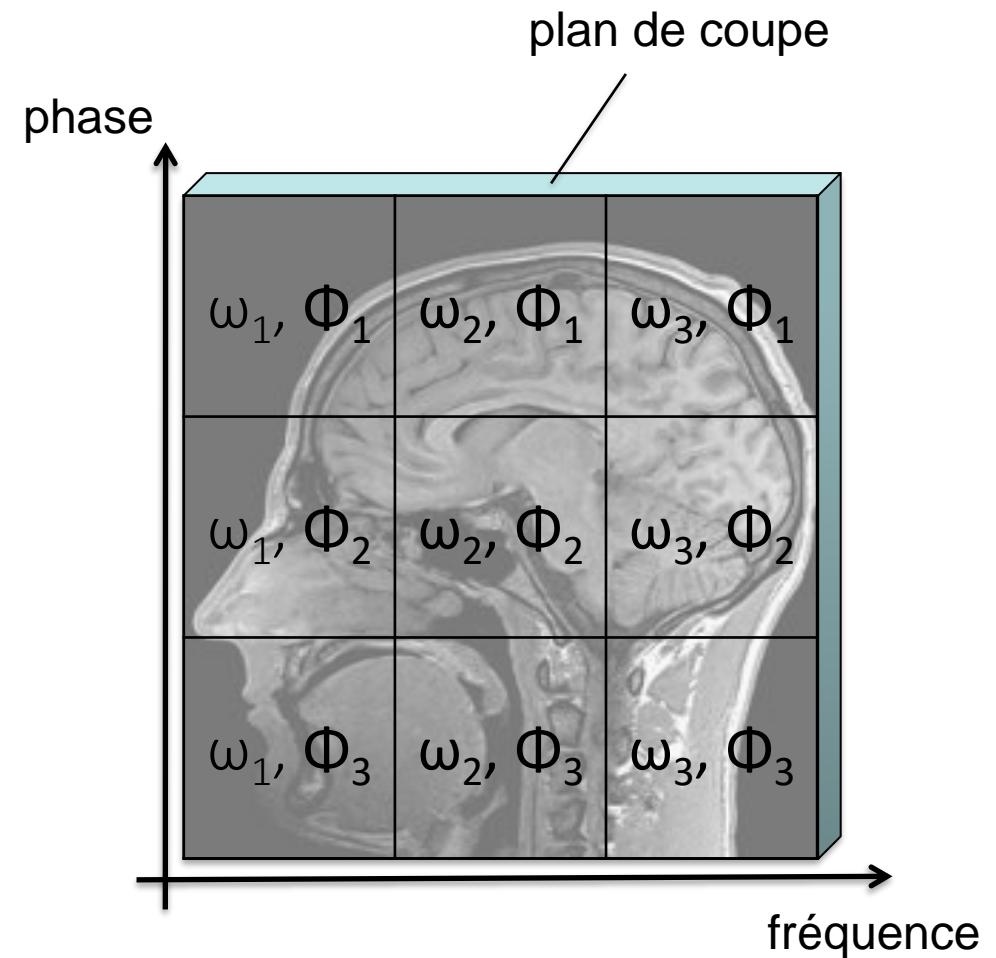


# Séparation des fréquences (Reconstruction)



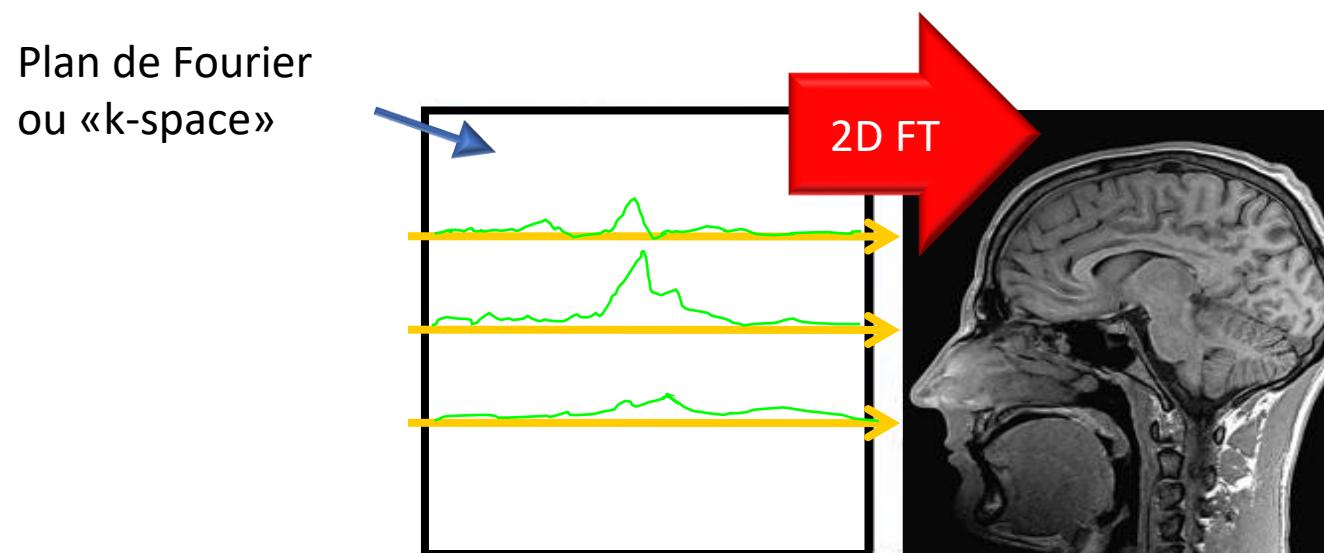
# Production d'image

L'image est obtenue ligne par ligne dans le « **plan de Fourier** »:  
A chaque étape, on « incrémente » le gradient de codage de phase pour obtenir **256 valeurs différentes de déphasage** sur un cycle complet de  $360^\circ$ .



# Plan de Fourier & Reconstruction

- Matrice bidimensionnelle correspondant aux **signaux sources** obtenus (antenne de réception) en IRM 2D FT.
- L'opération de transformée de Fourier bidimensionnelle permet de faire correspondre à ce plan l'image finale IRM.



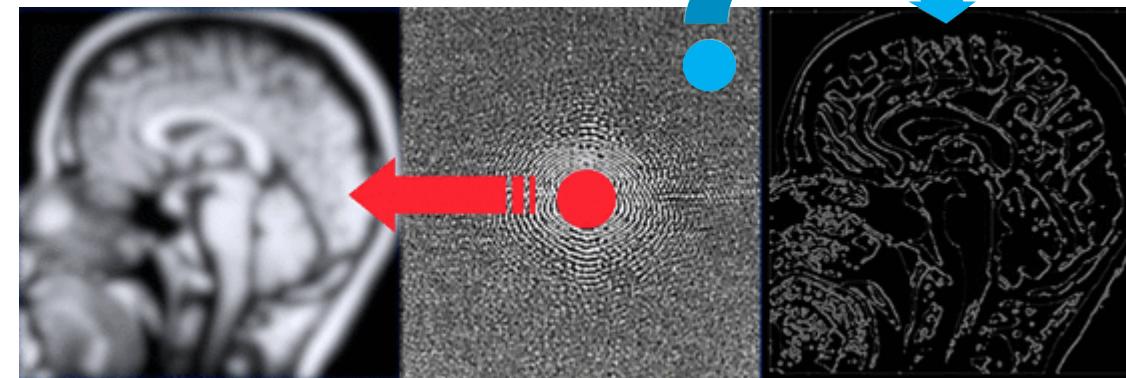
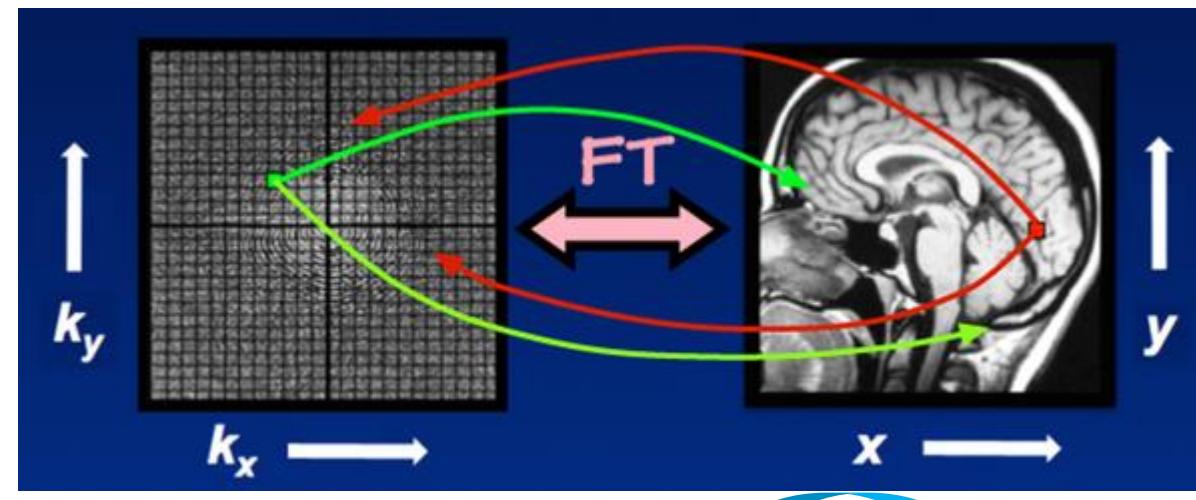
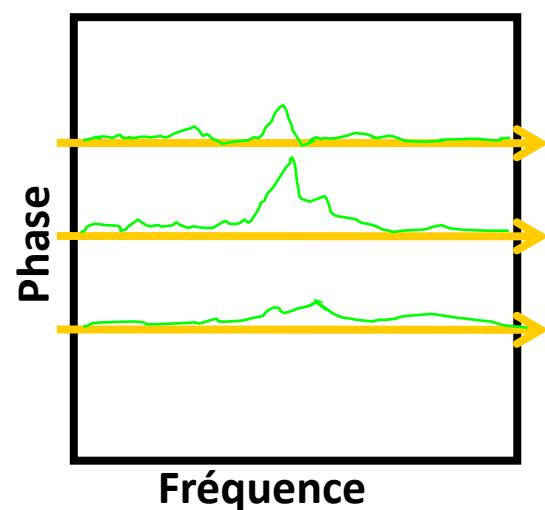
# Fourier – Transformée de Fourier

- Méthode mathématique permettant de convertir des **signaux temporels en fréquences et en phases**.
- Ce processus est à la base de la reconstruction des images d'IRM grâce à la correspondance qui est établie entre la **position et la fréquence**.



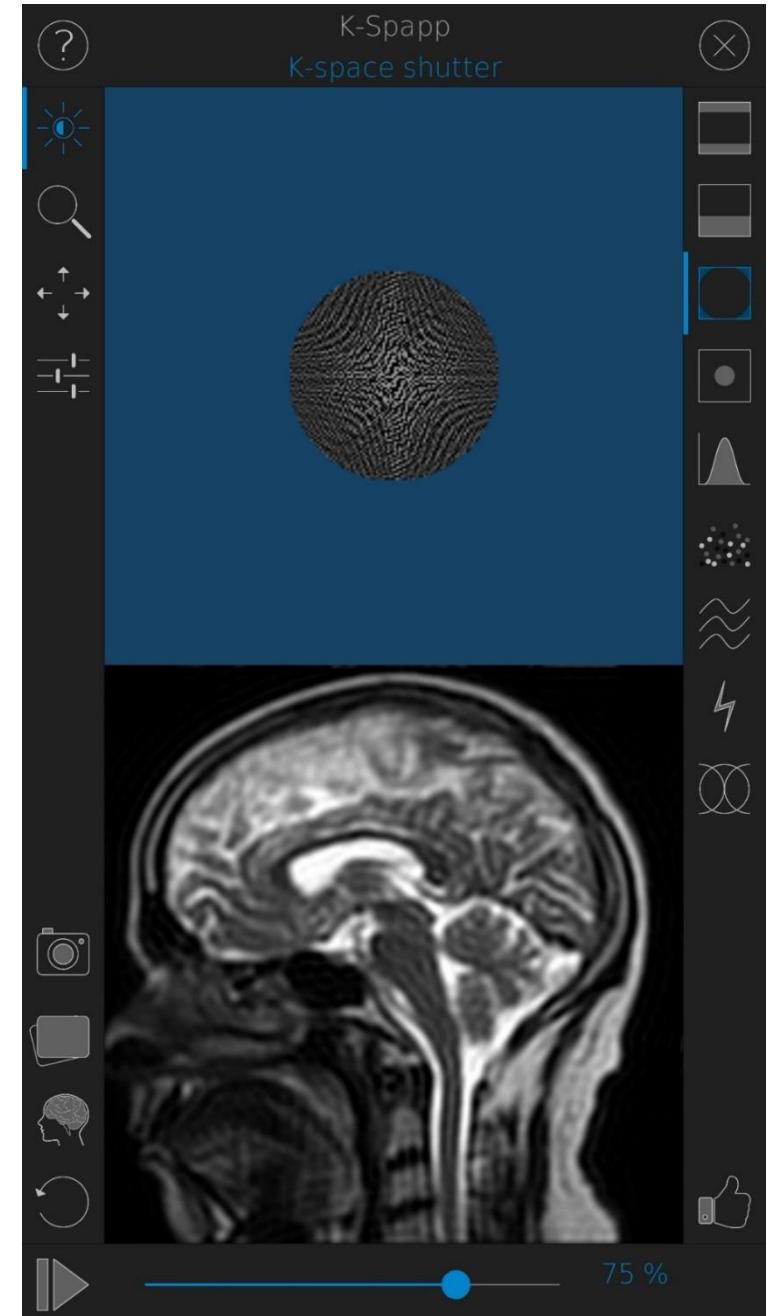
# Plan de Fourier = k-space

- Tous les points dans k-space ont de l'information pour l'image et vice versa



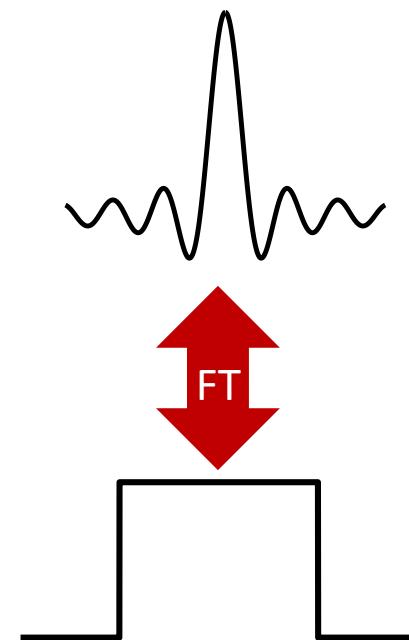
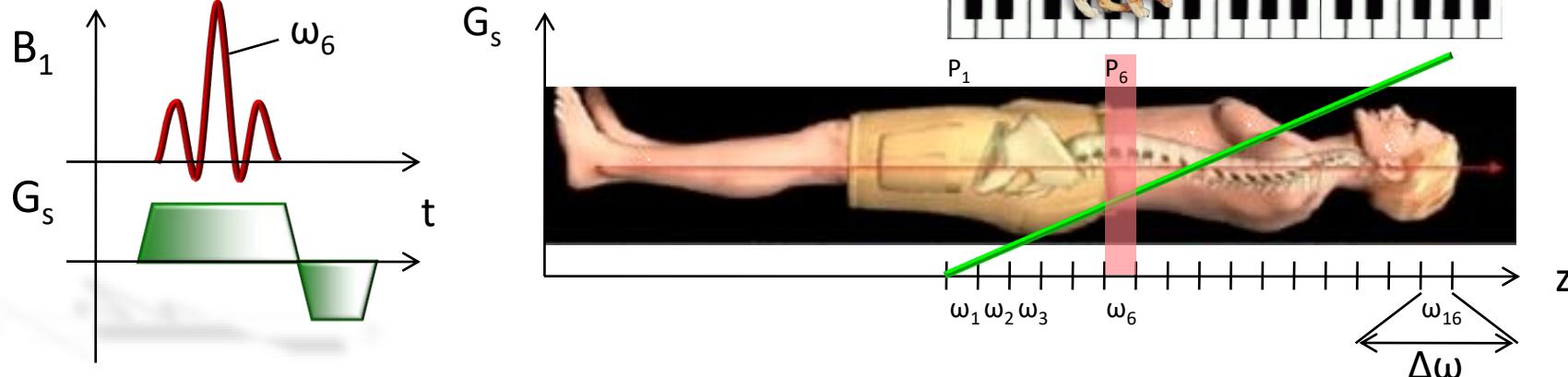
# Comprendre l'espace k

- Concept complexe avec beaucoup d'implications sur la pratique
- Manipuler un k-space soi-même aide à mieux assimiler ce concept
- **Les applications les plus pertinentes:**
  - Apple Store: **k-Space Odyssey** (Haselhoff)
  - Play Store: **k\_Spapp** (Springorum)



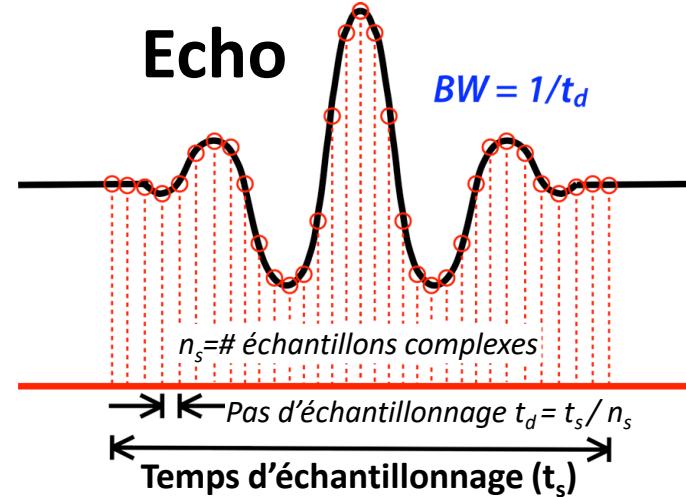
# \*Bande passante 1 – transmission

- Bande passante (BW) = fréquences contenues dans l'**impulsion RF**
- Bande passante large  $\rightarrow$  coupe épaisse excitée
- Attention: profil de la coupe excitée est FT du profil de l'onde
- Impulsion RF longue  $\rightarrow$  BW étroite



# \*Bande passante 2 – réception

- Bande passante (BW) de réception = gamme de fréquences échantillonnée pendant la lecture du signal (enc. de fréq.)
- Peut être définie à travers l'image (Hz) ou par pixel (Hz/px)
- Gradient de fréquence ( $G_f$ ) adapté pour maintenir résolution



•  $\text{SNR} \propto 1/\sqrt{BW}$



# Mécanique de l'IRM I/III

- Composition de l'appareillage
- Principes de la relaxation
- Production d'image et reconstruction
- QCMs