

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 → Links → «FMH radiology course slides»

- **Ressources Supplémentaires:**

www.unil.ch/cvmr → Links → «Understanding MRI»

« Comprendre l'IRM : Manuel d'auto-apprentissage »

par Bruno Kastler, Daniel Vetter, Zoltan Patay, Philippe Germain

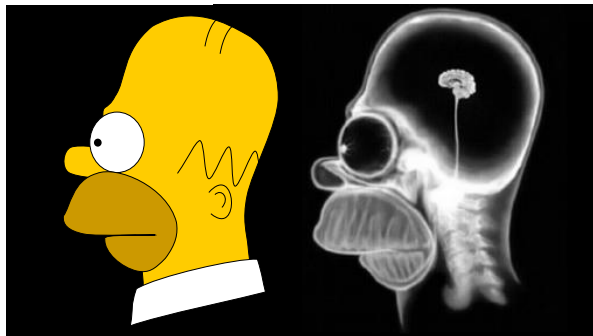
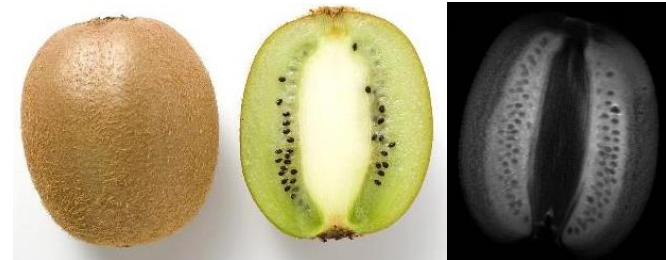
Composition du Cours

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

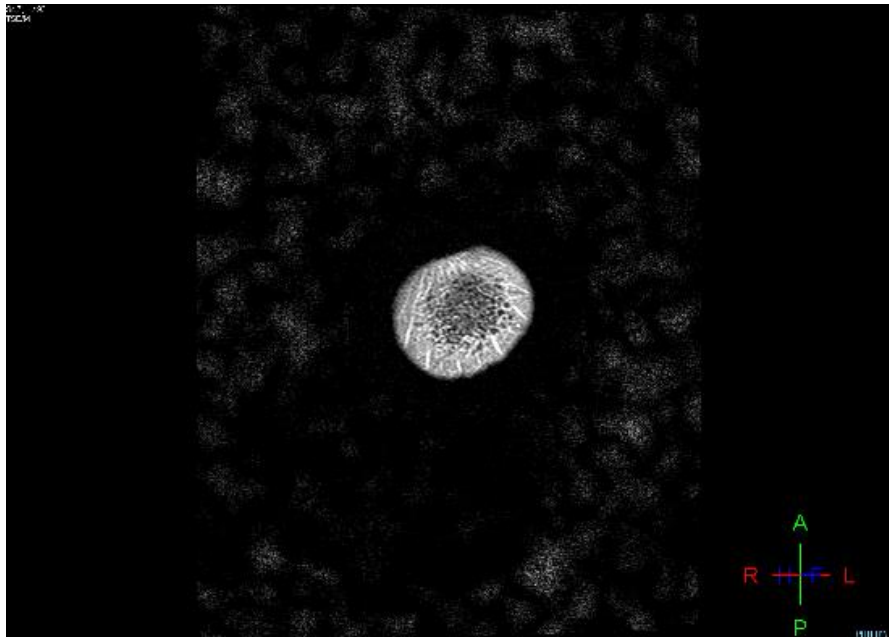
- **15.01.2024**
 - Composition de l'appareillage
 - Principes de la relaxation
 - Production d'image et reconstruction
- **22.01.2024**
 - Rapport signal-bruit
 - Séquences d'imagerie
 - Effet de flux
- **29.01.2024**
 - Produits de contraste
 - Artefacts
 - Effets secondaires & dommages éventuels liés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



Images d'IRM – exemples

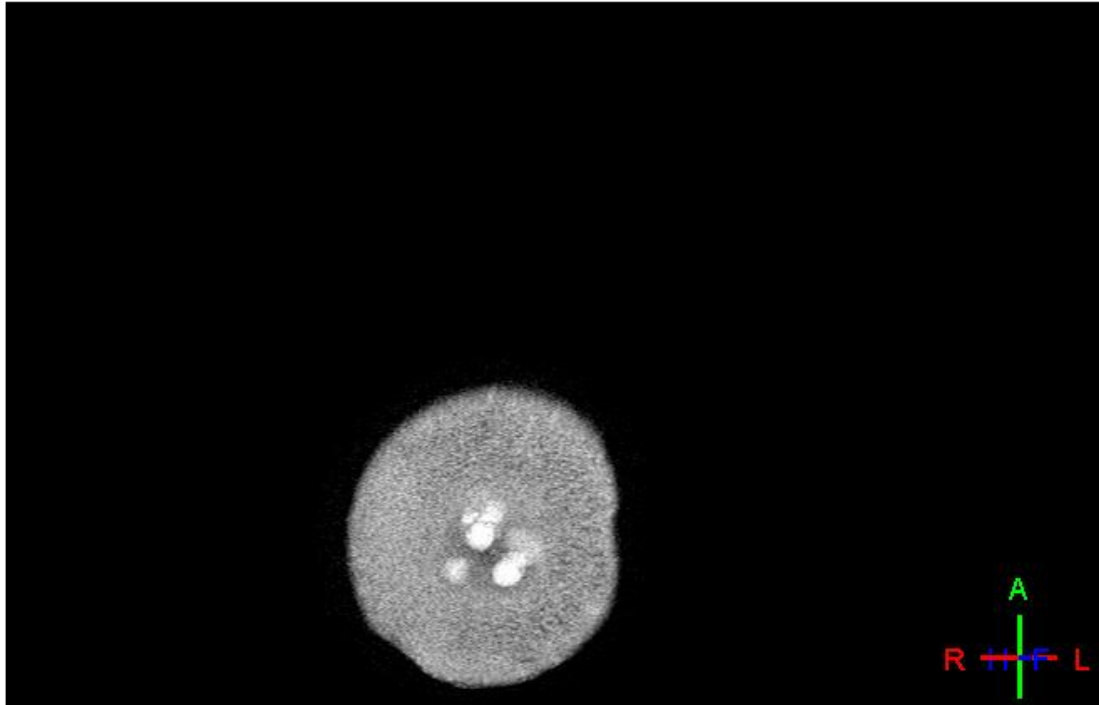


Images d'IRM - exemples



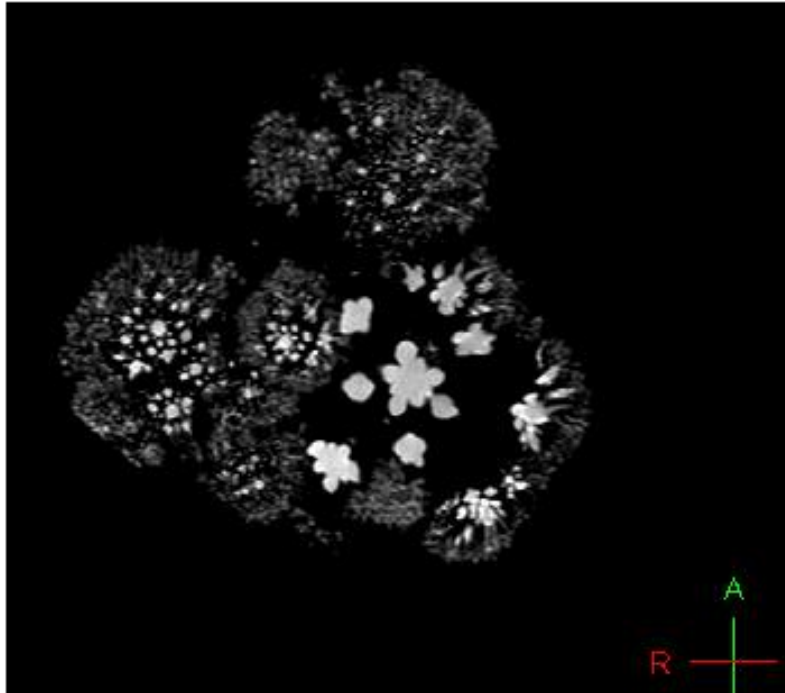
<http://insideinsides.blogspot.ch/>

Images d'IRM - exemples



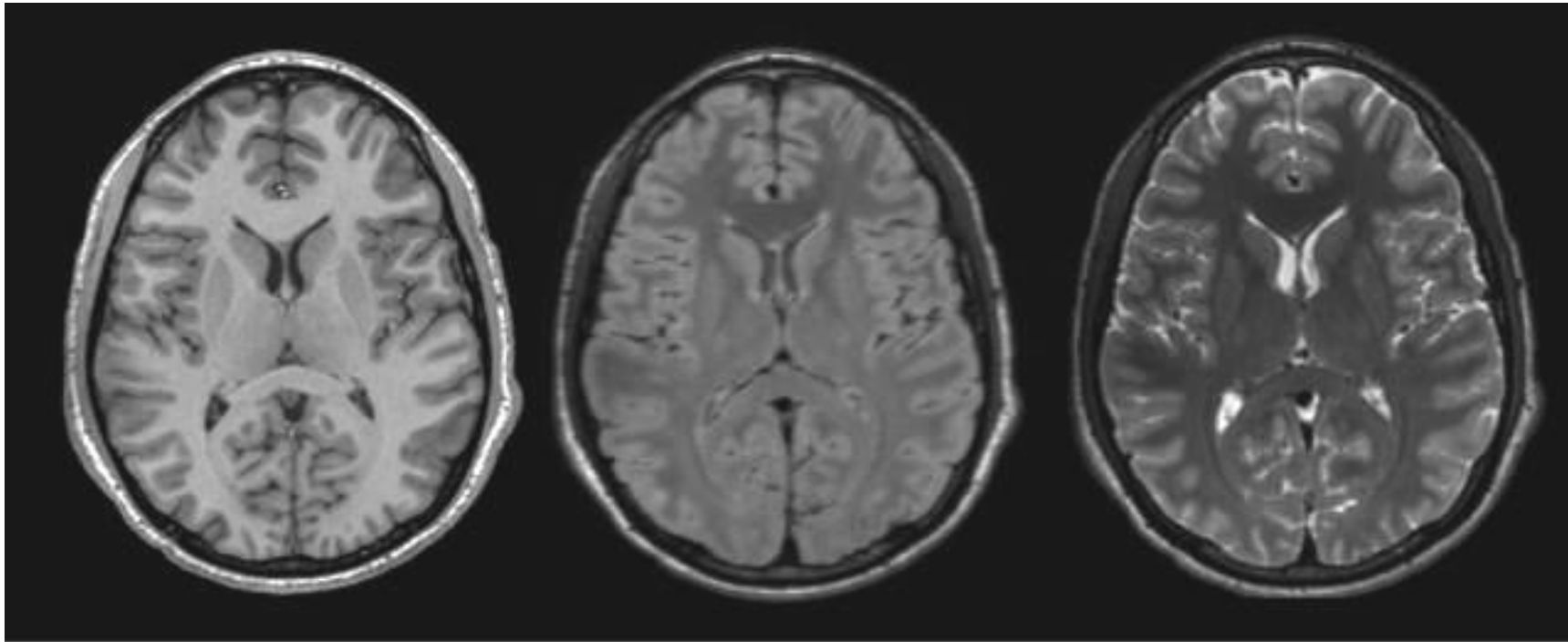
<http://insideinsides.blogspot.ch/>

Images d'IRM - exemples



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

Applications - contrastes différents

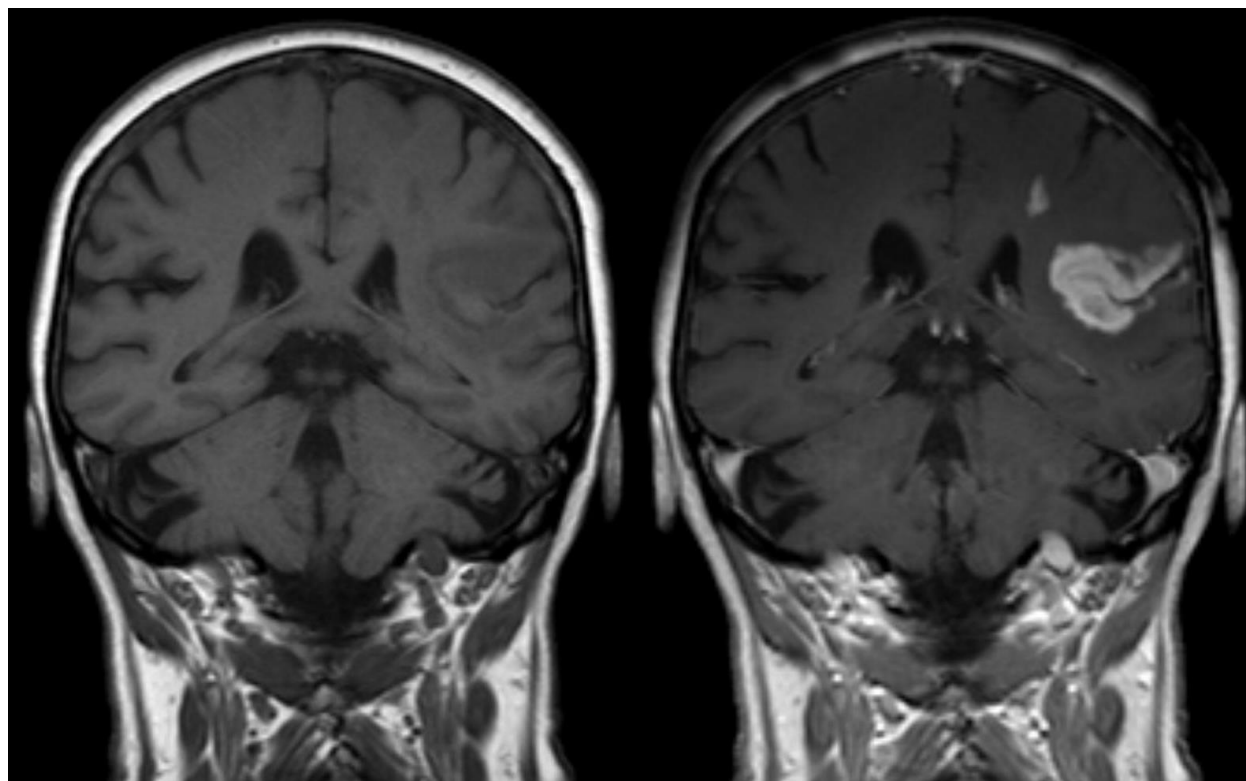


T₁

DP

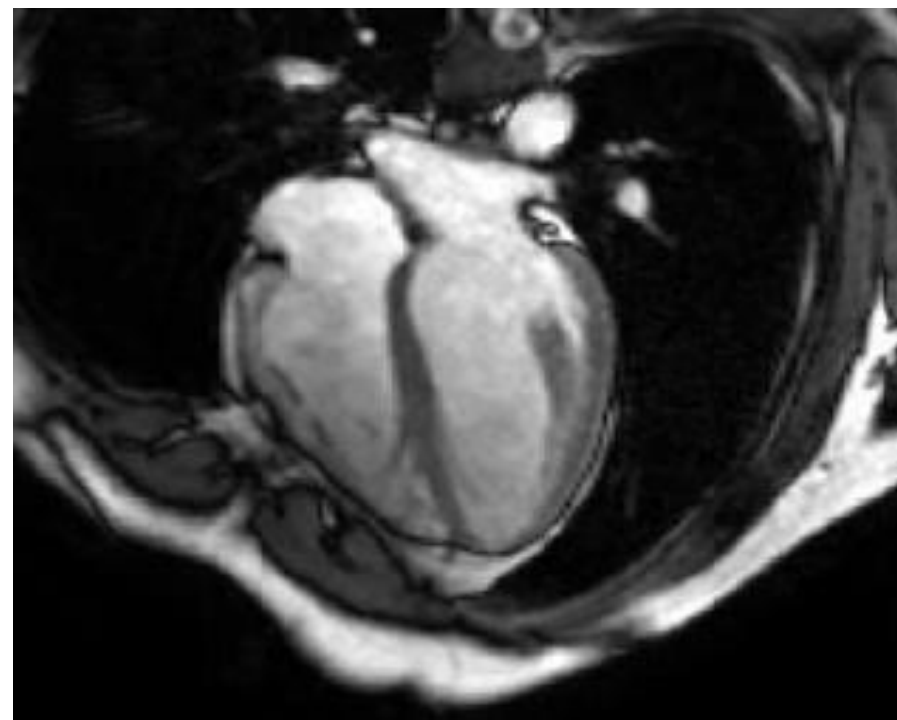
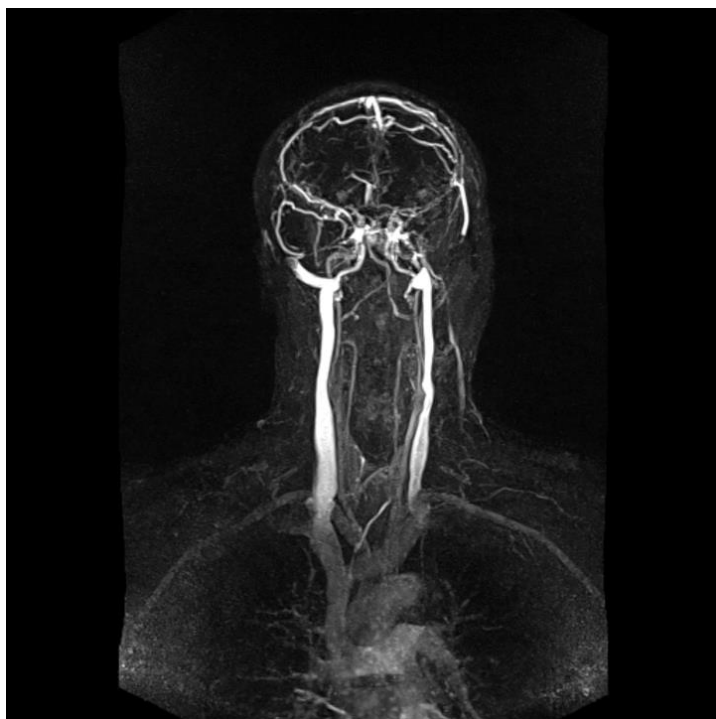
T₂

Applications - agents de contraste



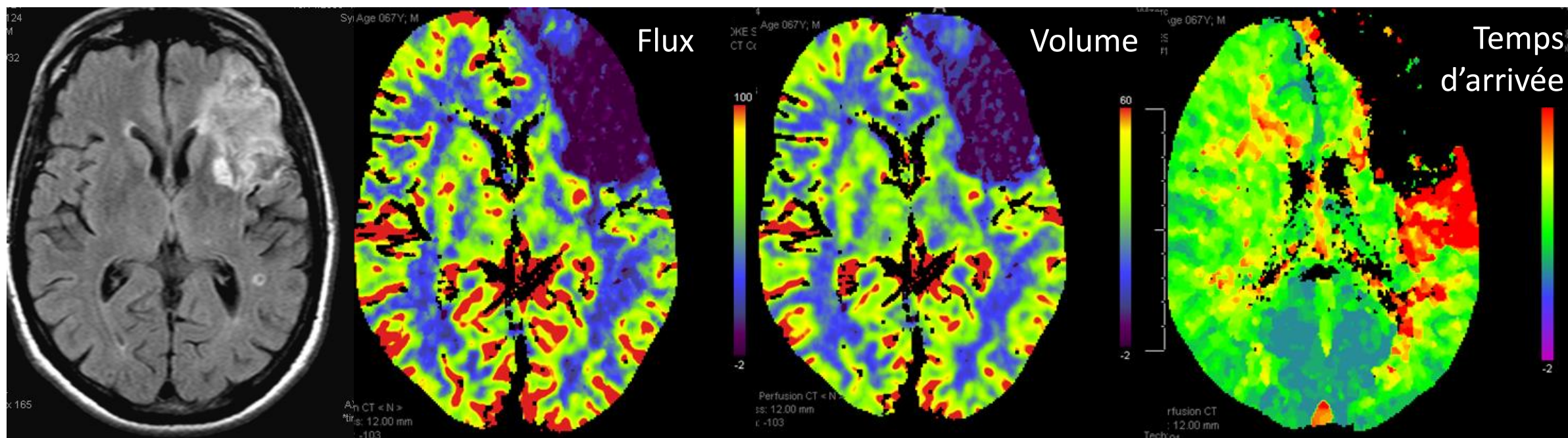
Applications - résolution temporelle

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



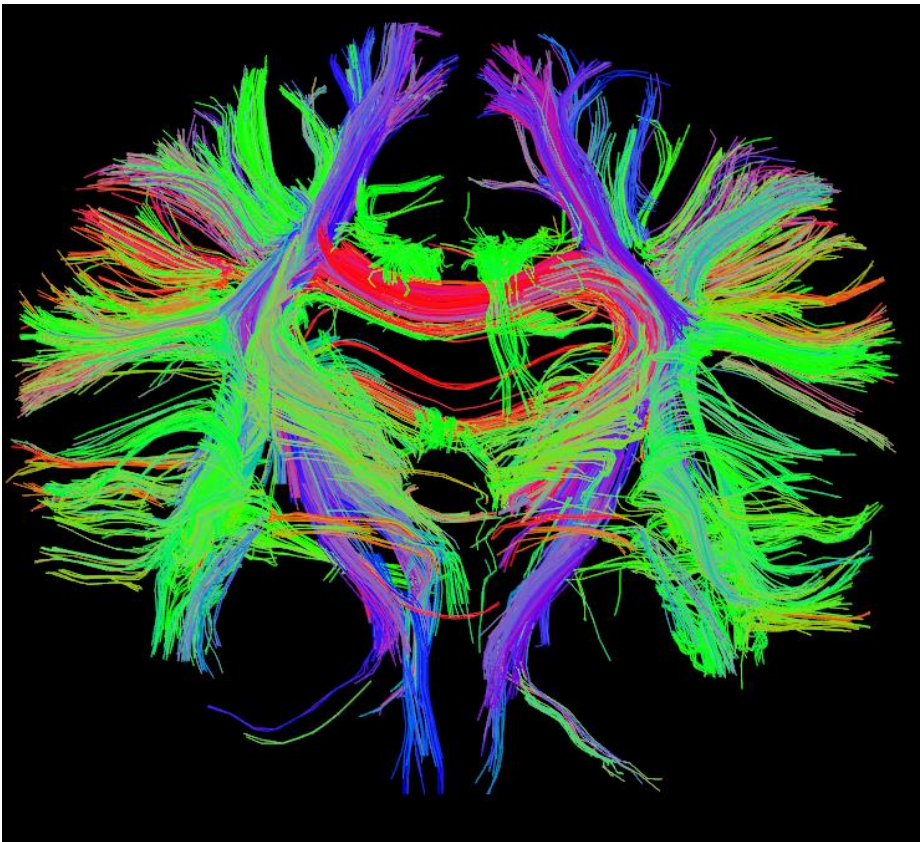
Applications - Cartes dérivées

- 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.

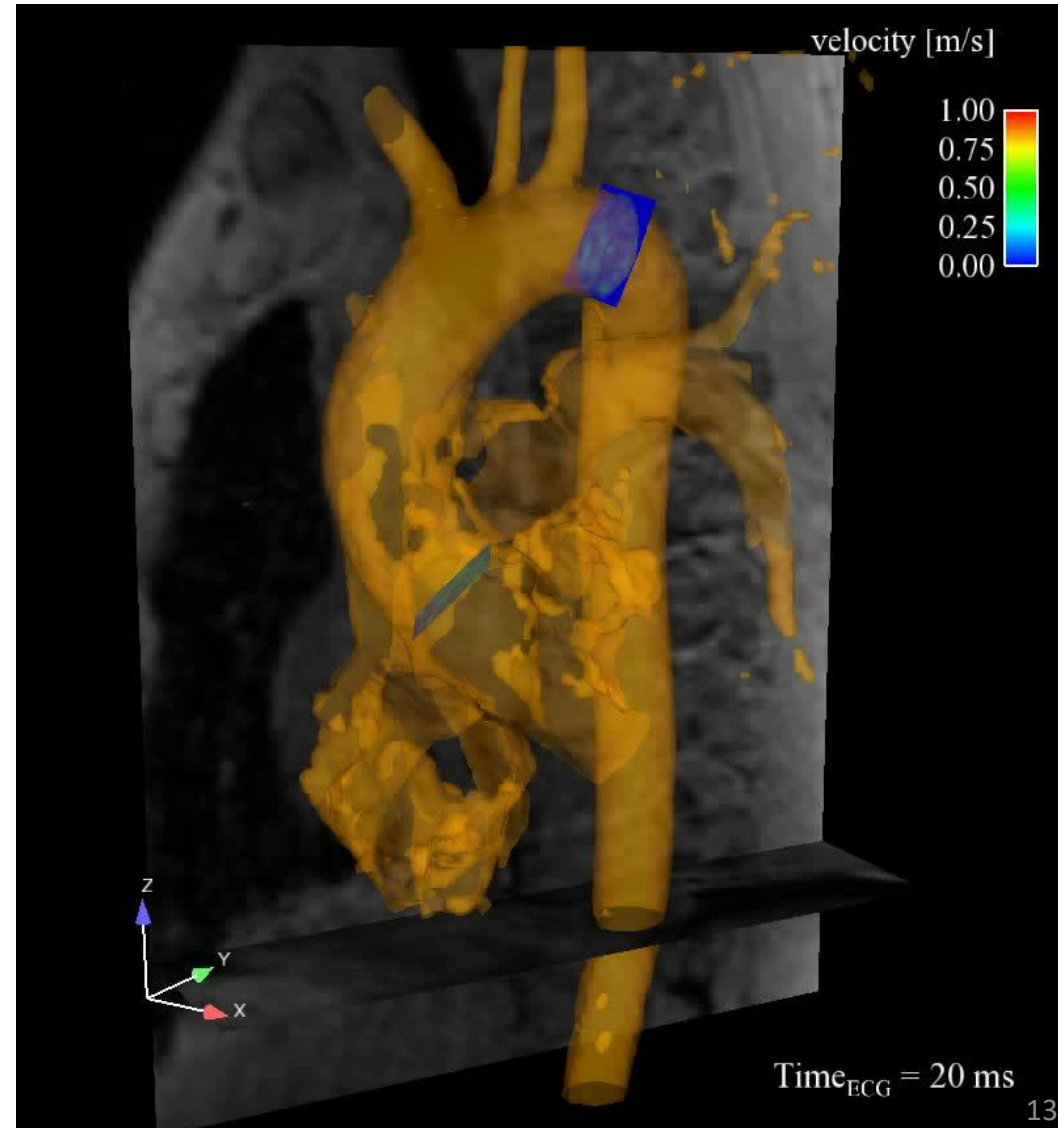


www.martinos.org

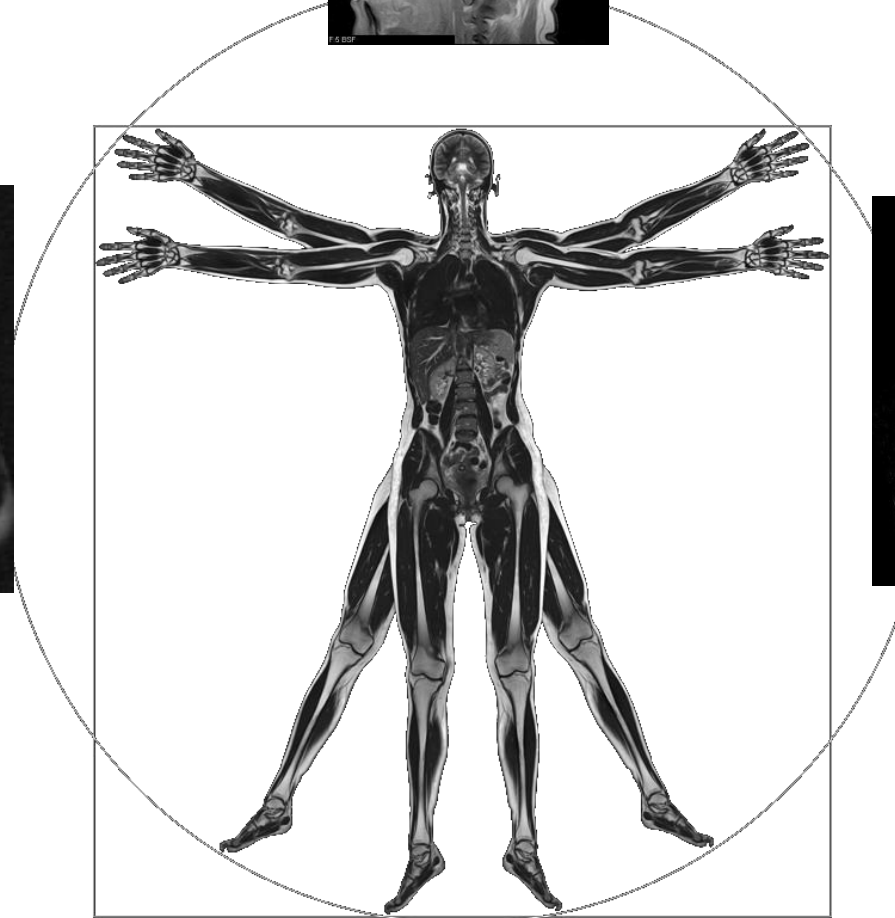
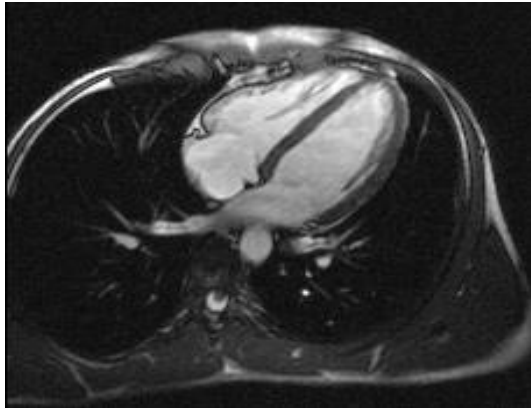
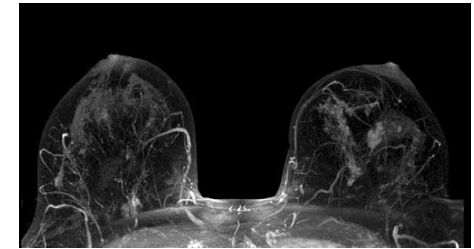


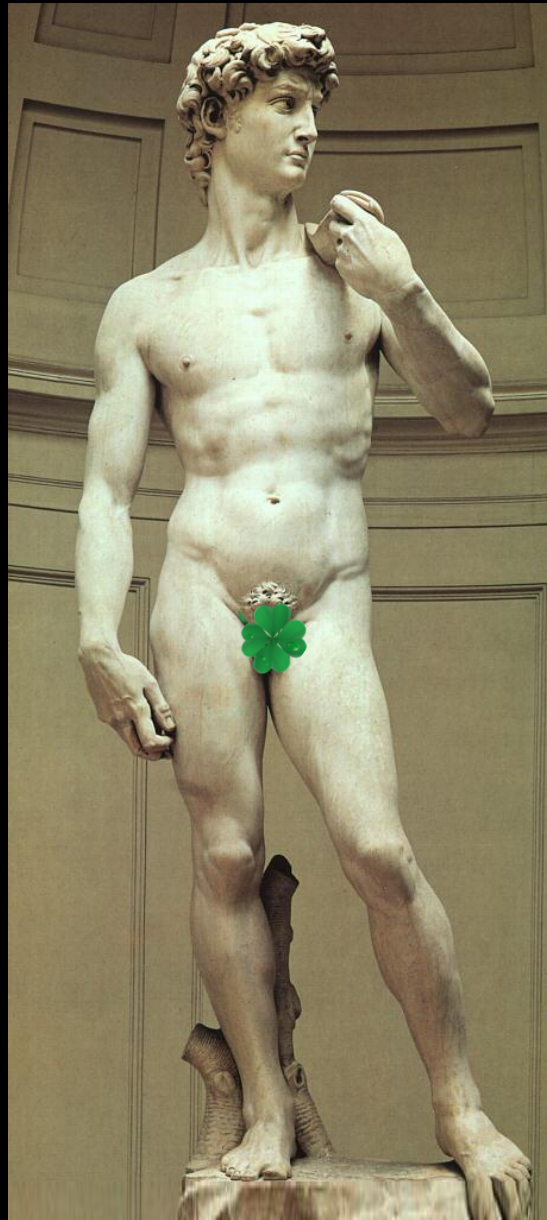
Applications – flux sanguin

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



Images d'IRM

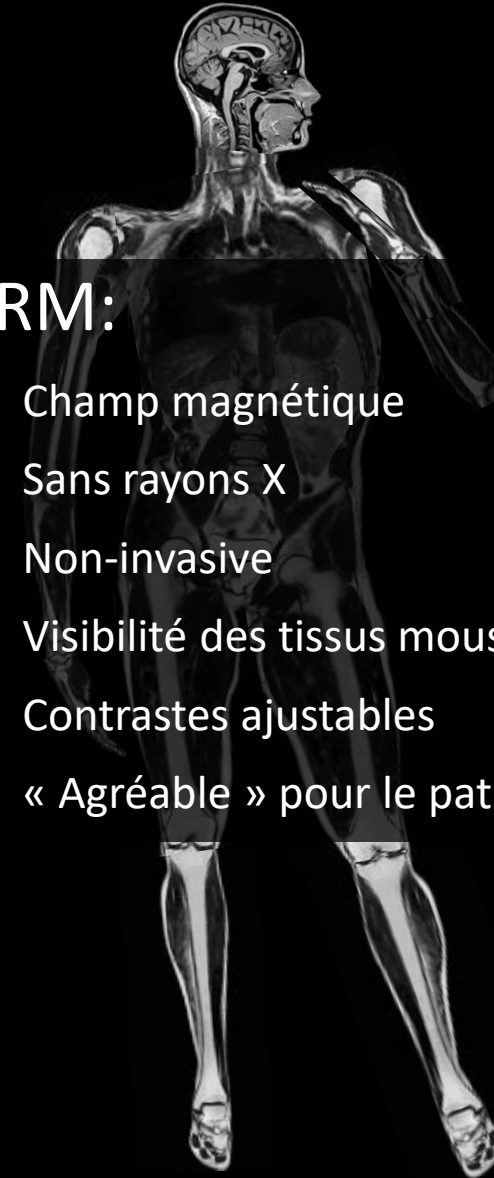




Michelangelo, 1504

IRM:

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



Mécanique de l'IRM

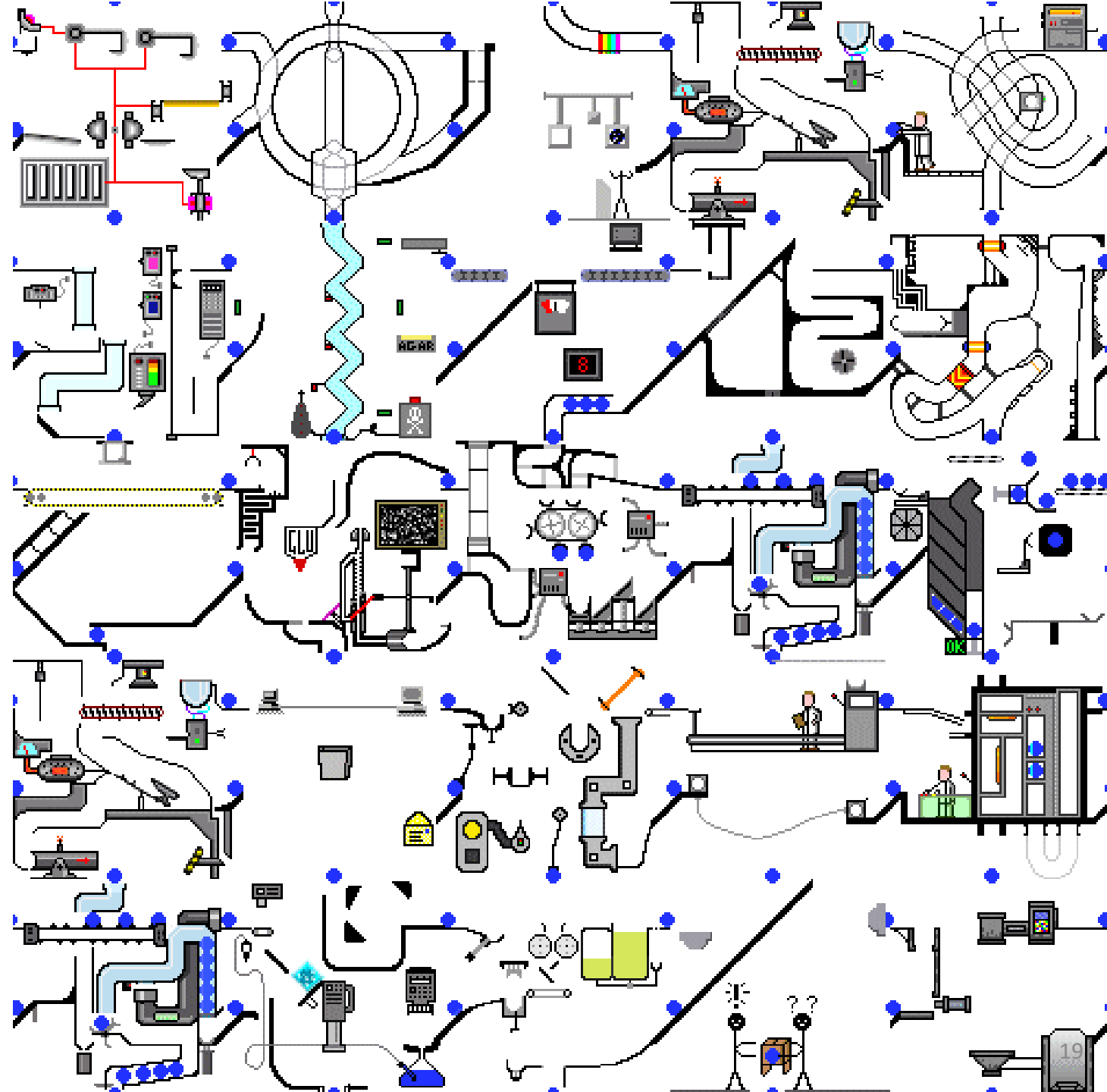
- Composition de l'appareillage
- Principes de la relaxation
- Production d'image et reconstruction
- QCMs

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



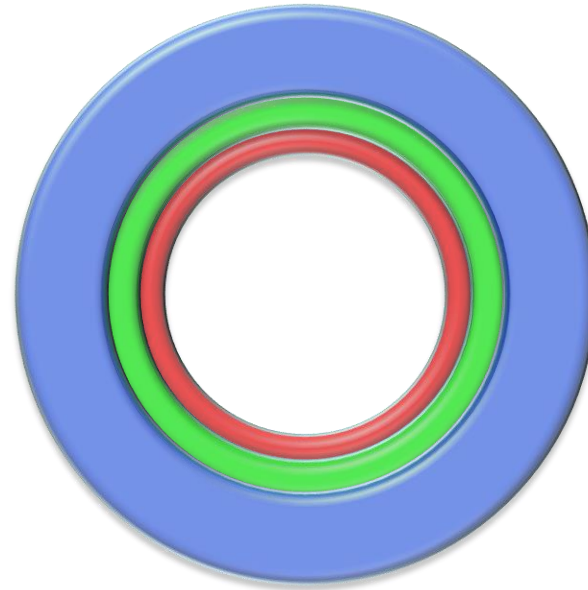
Composition de L'Appareillage



Composition de L'Appareillage

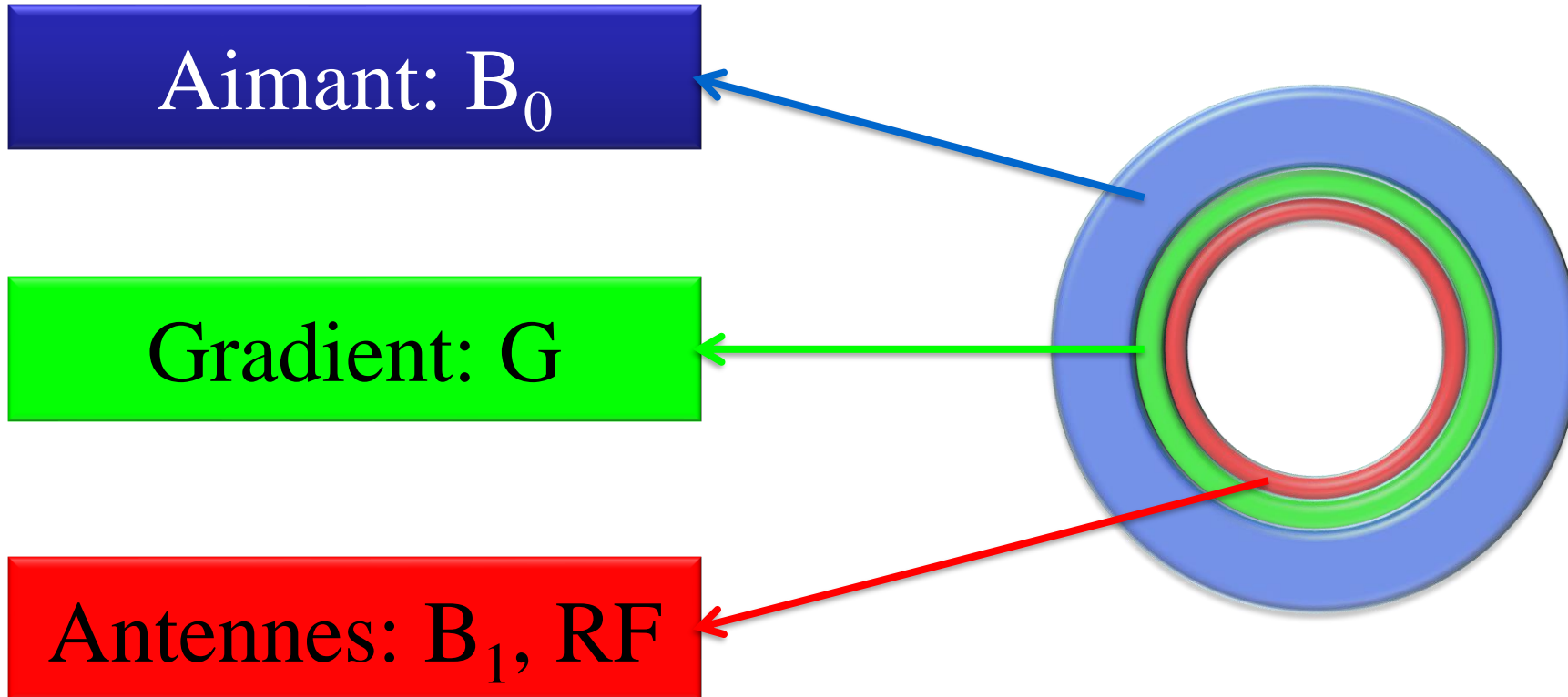


Composition de L'Appareillage

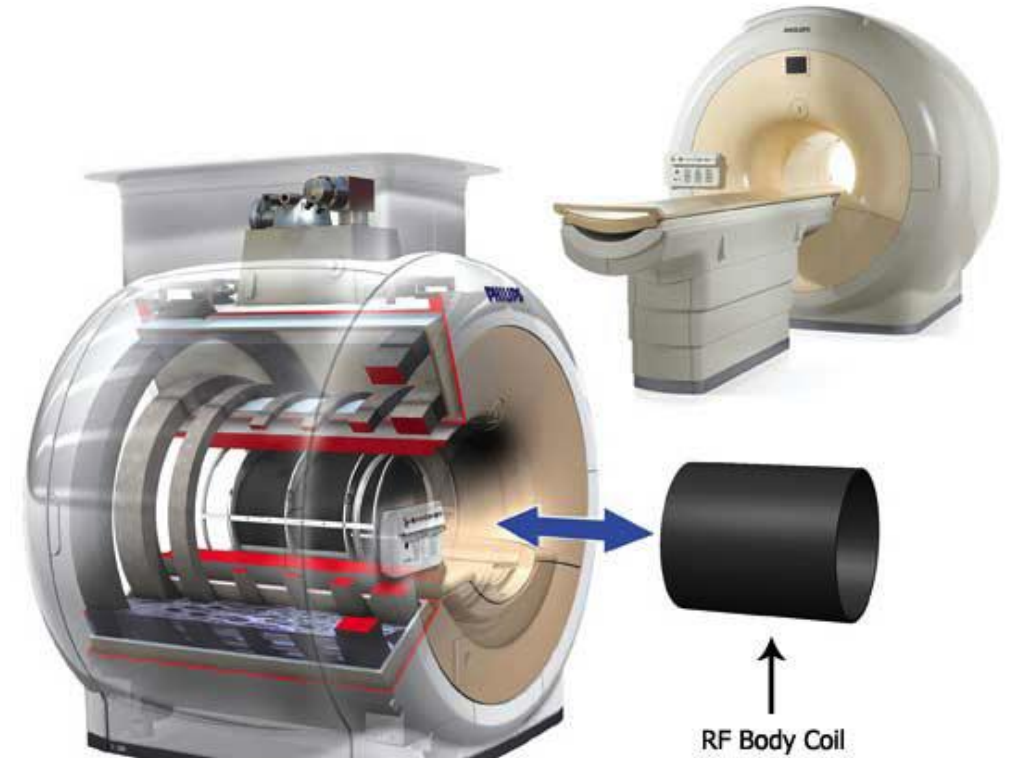
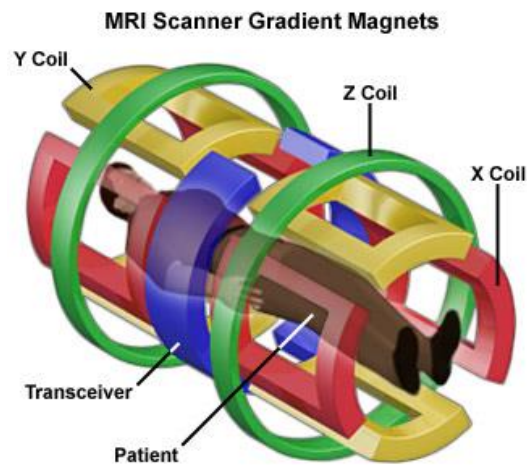


Composition de L'Appareillage

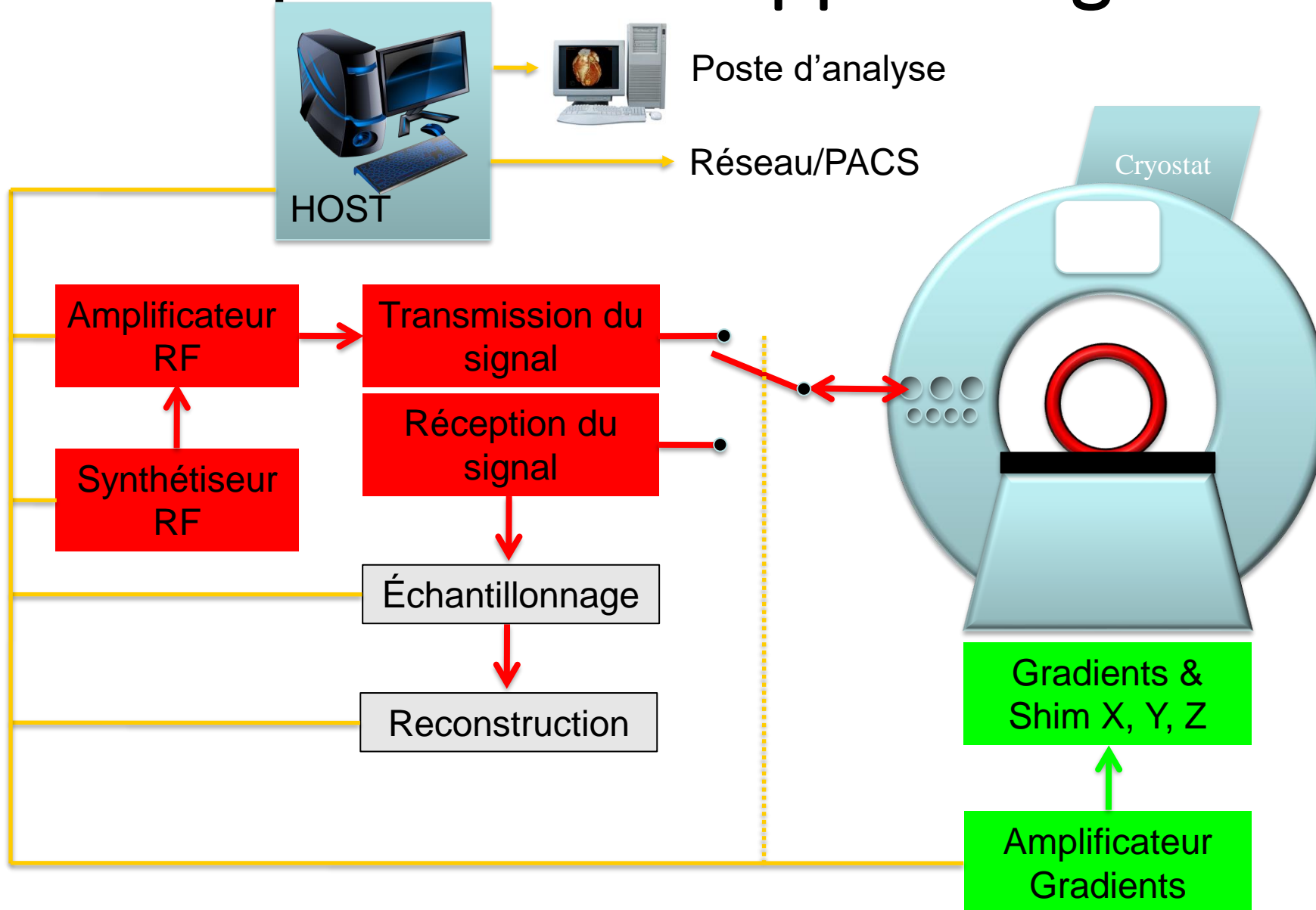
(Codage des couleurs)



Composition de L'Appareillage

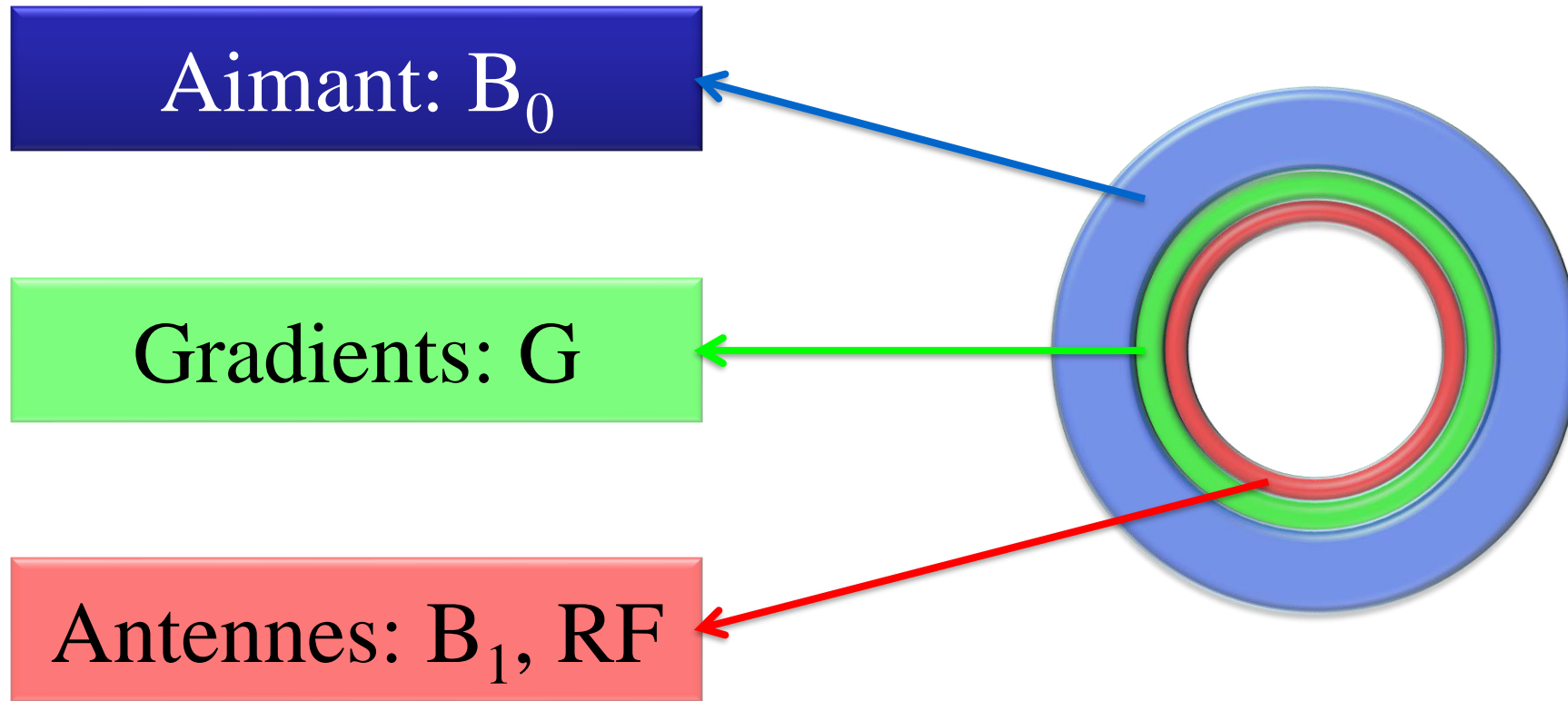


Composition de L'Appareillage



Composition de L'Appareillage

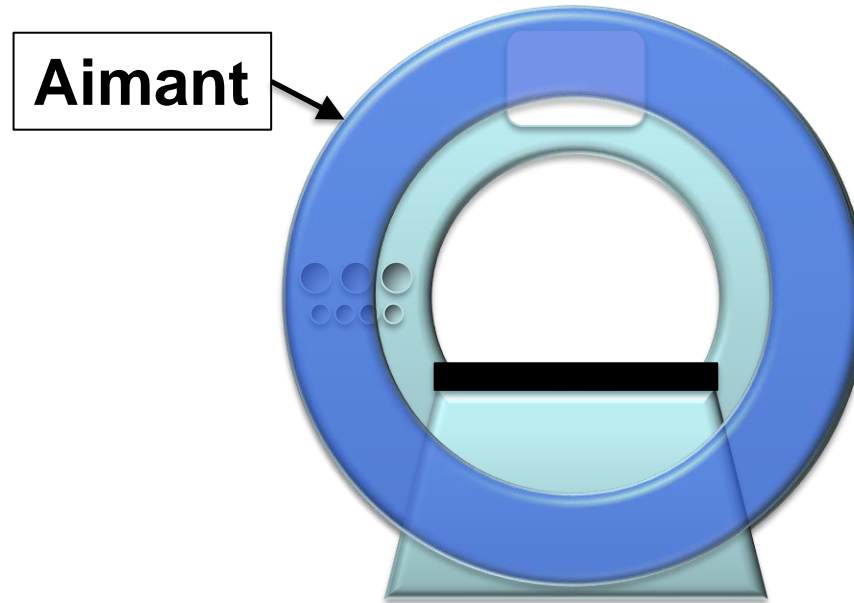
(Codage des couleurs)



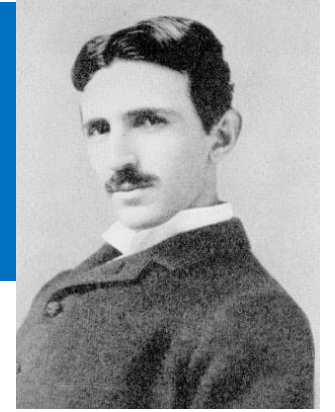
Aimant

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

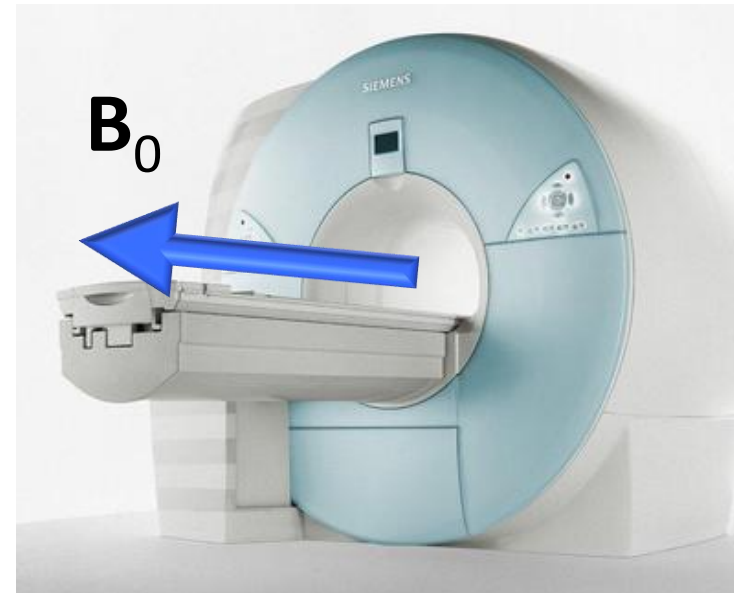
COMPOSITION DE L'APPAREILLAGE



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.

Supraconduction

- 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

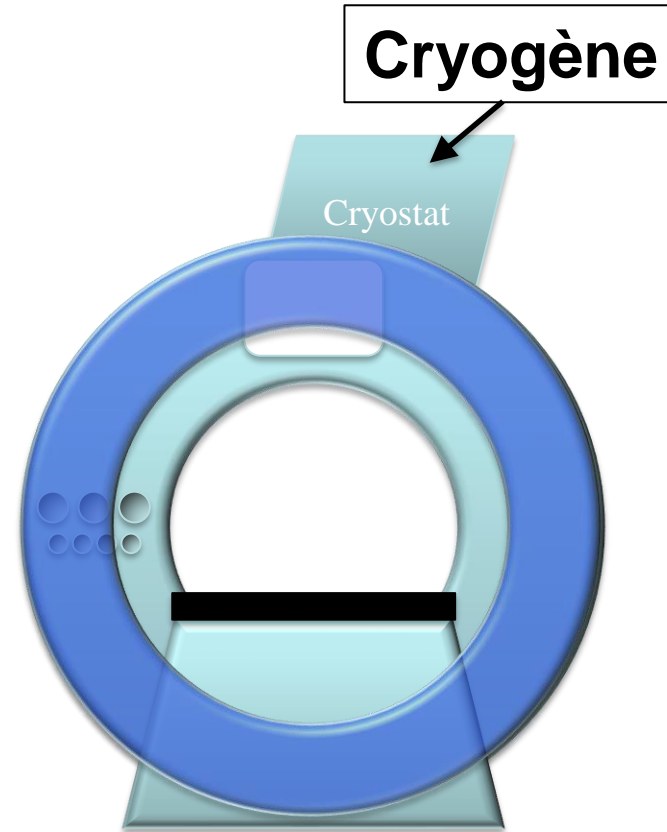
- **Liquide froid** comme l'hélium ou l'azote liquide
- Utilisé pour maintenir les aimants à l'état supraconducteur.



Le champ magnétique fonctionne en permanence



Composition de L'Appareillage



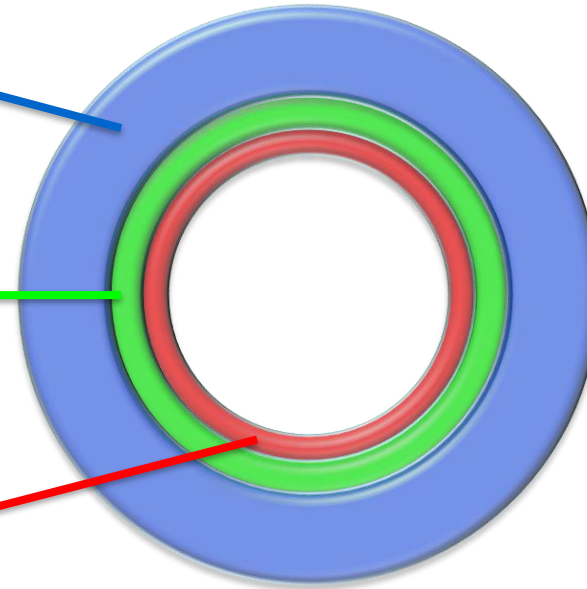
Composition de L'Appareillage

(Codage des couleurs)

Aimant: B_0

Gradient: G

Antennes: B_1 , RF

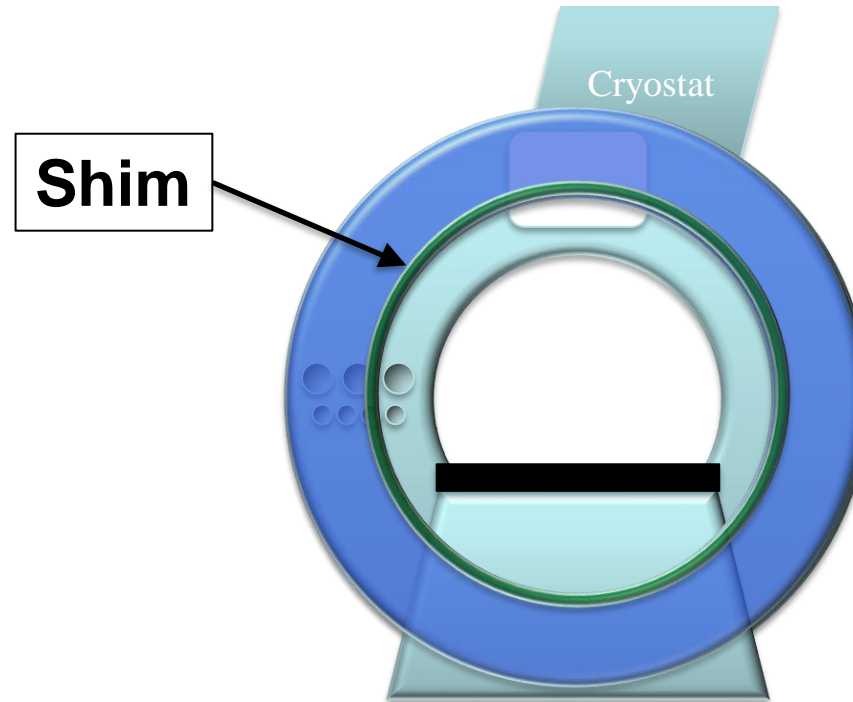


Shimming

- 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).

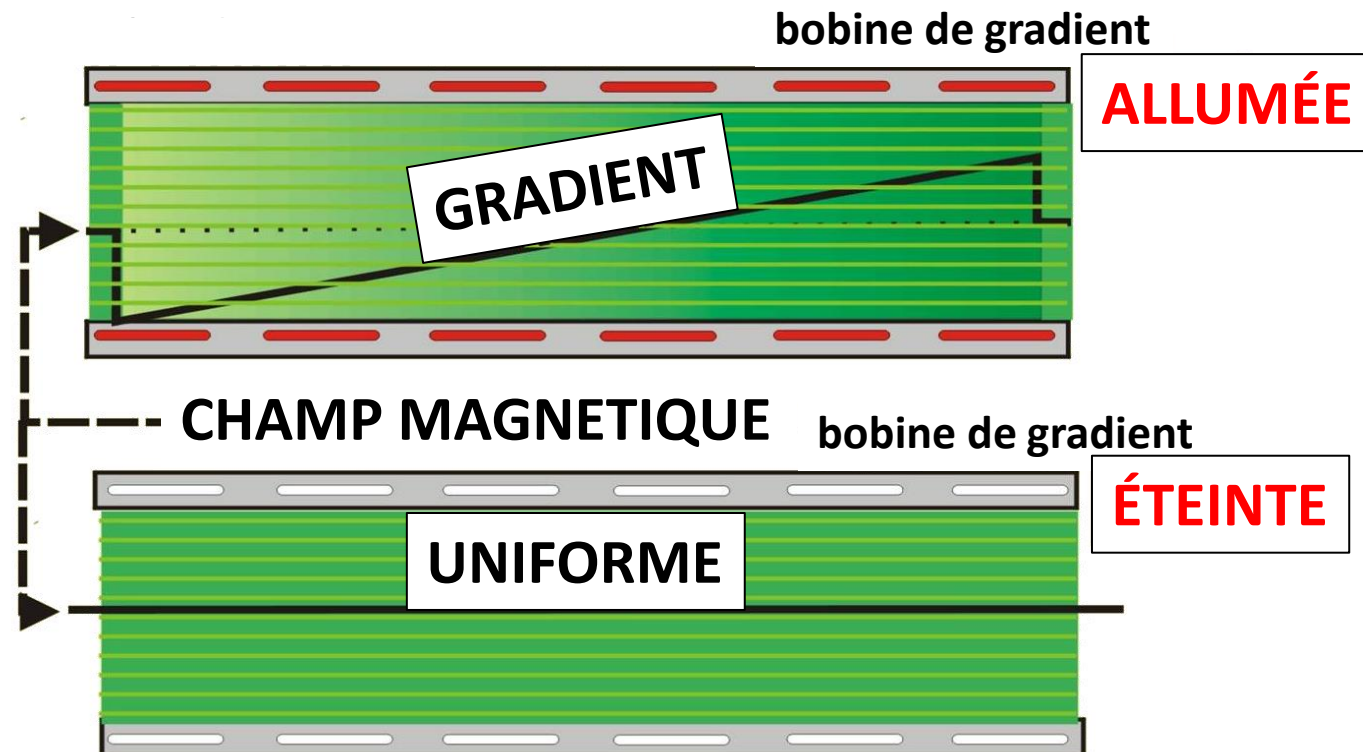


Composition de L'Appareillage



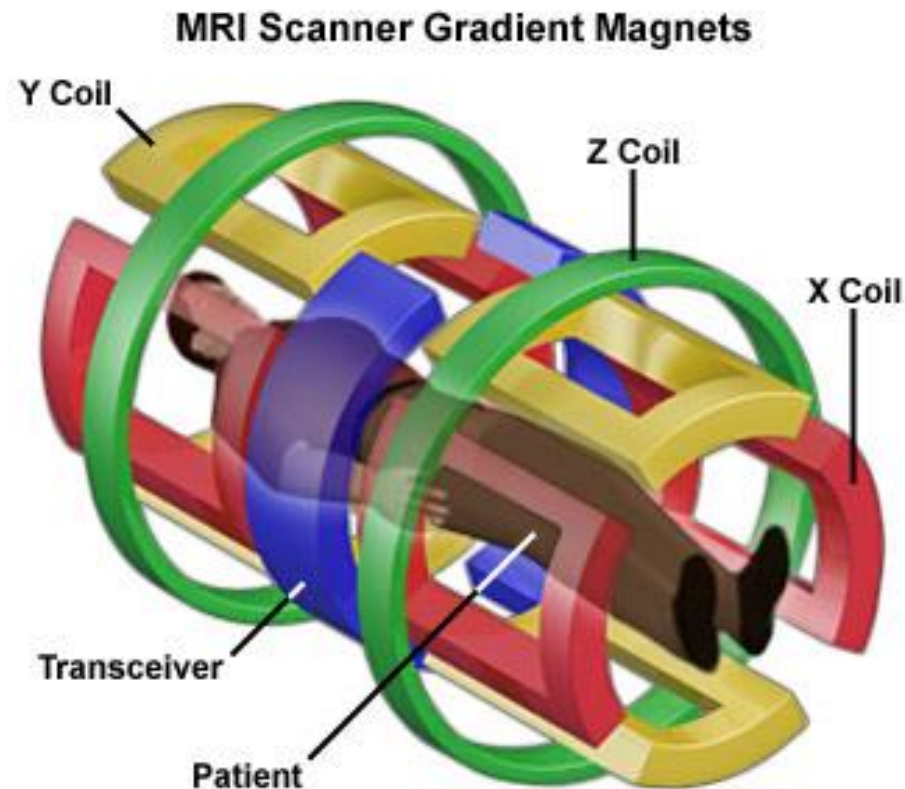
Gradient de champ magnétique

- 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



Gradients

Cryostat

Gradients &
Shim X, Y, Z

Amplificateur
Gradients

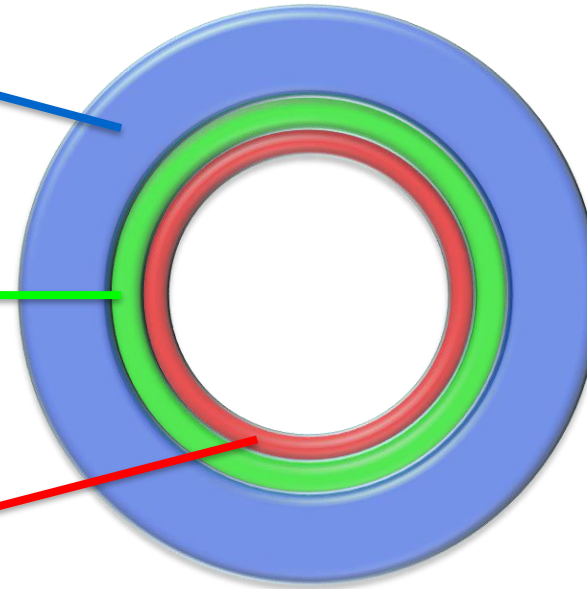
Composition de L'Appareillage

(Codage des couleurs)

Aimant: B_0

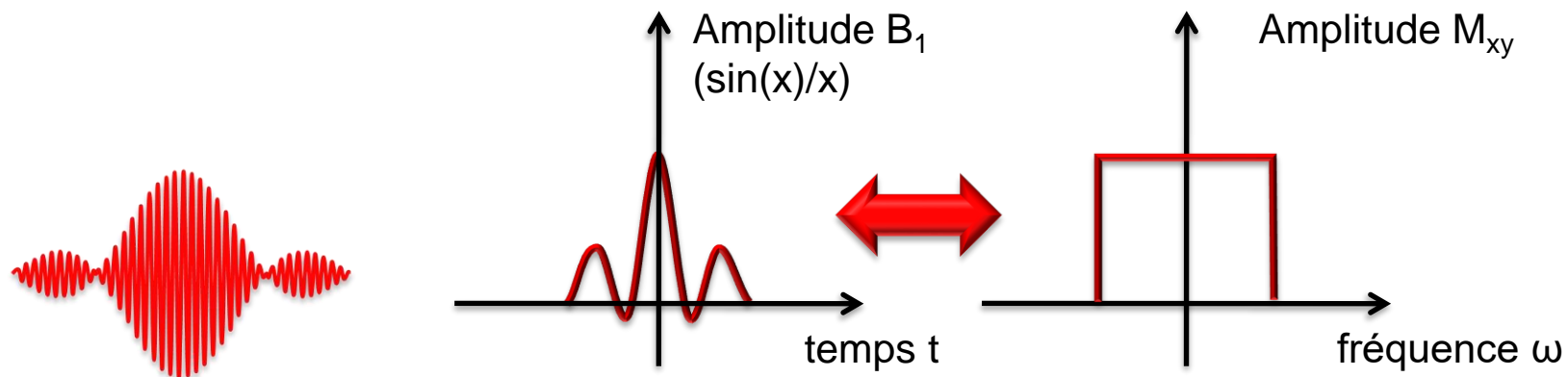
Gradient: G

Antennes: B_1 , RF

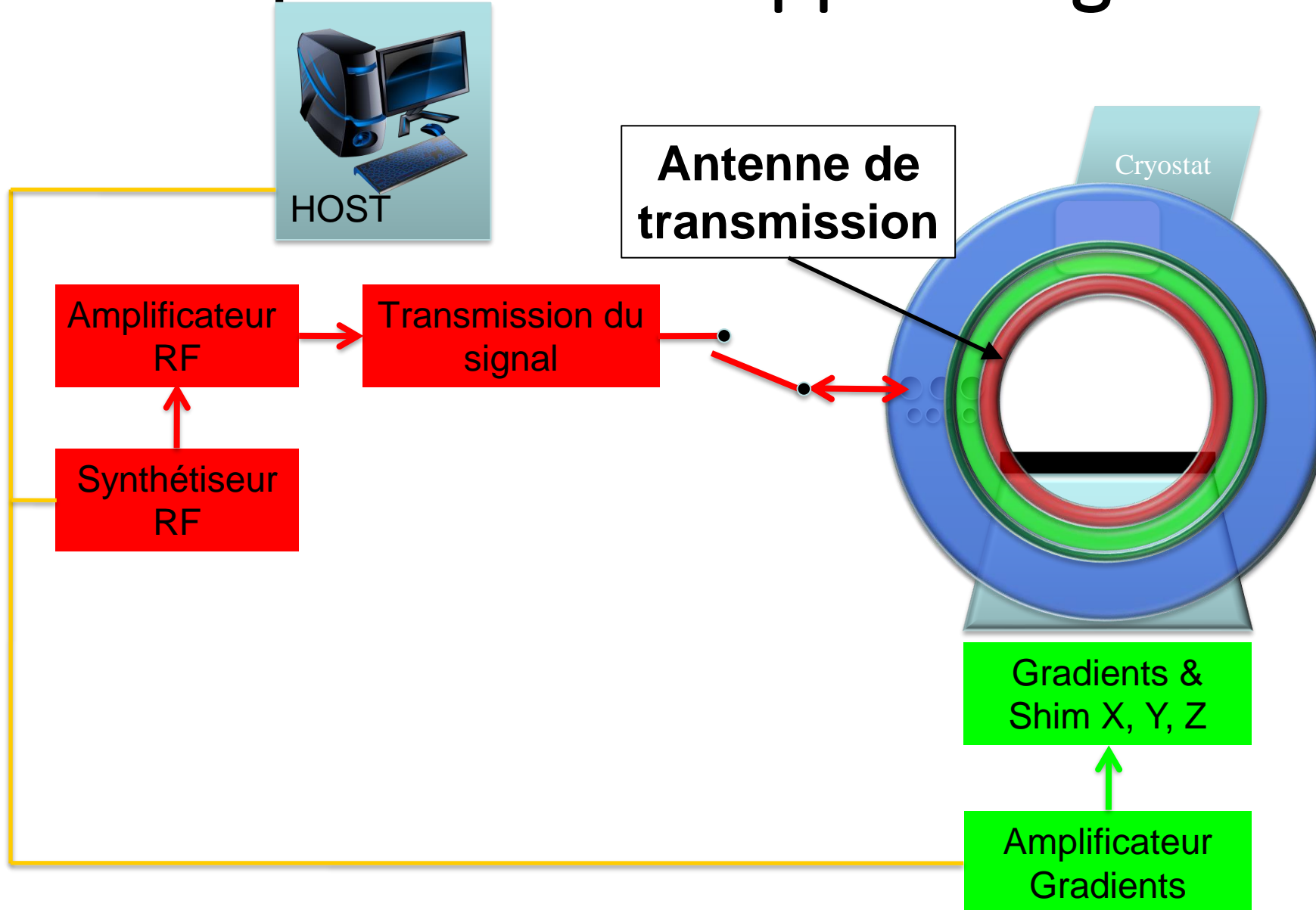


Radiofréquence (RF)

- **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

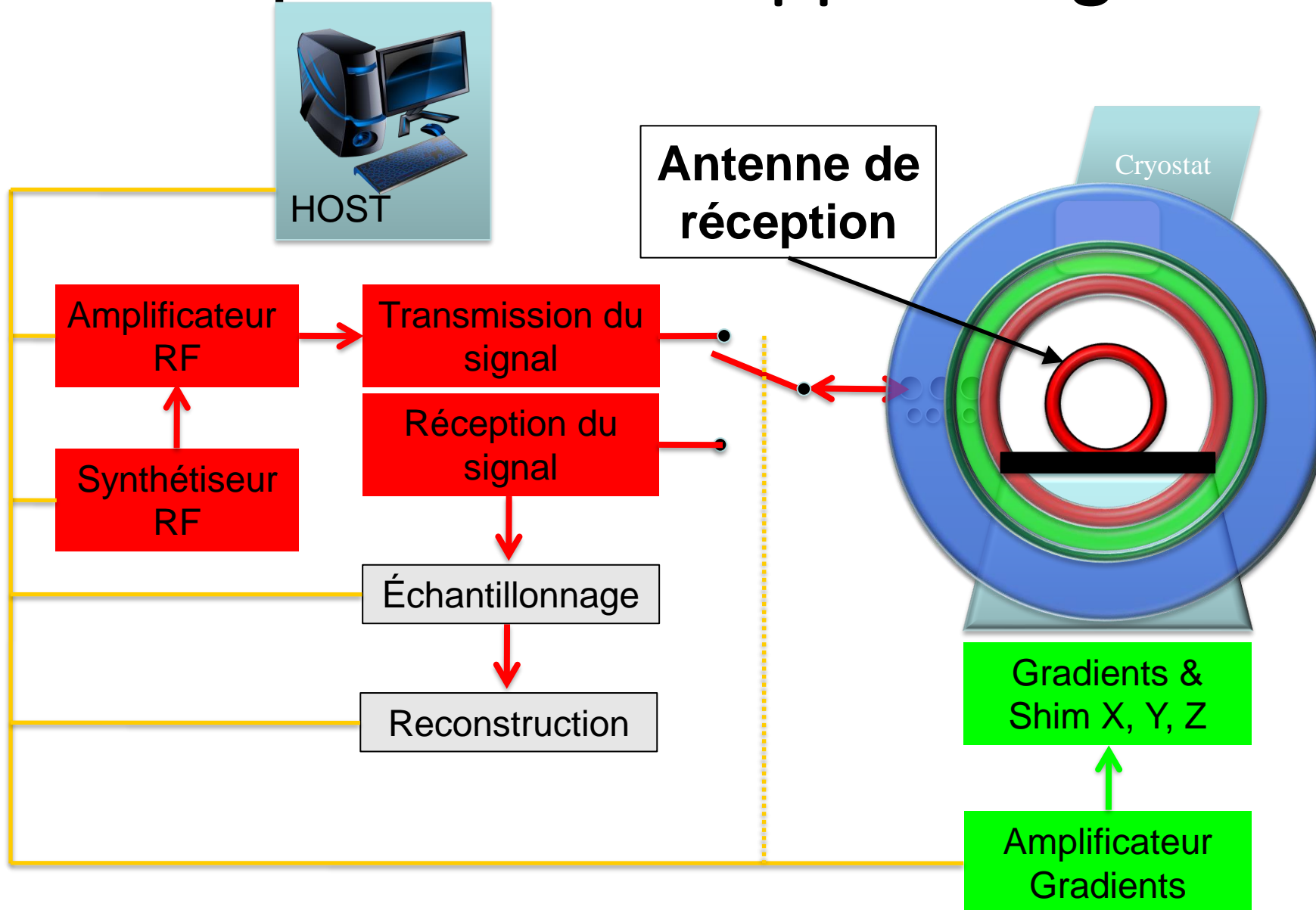


Antennes

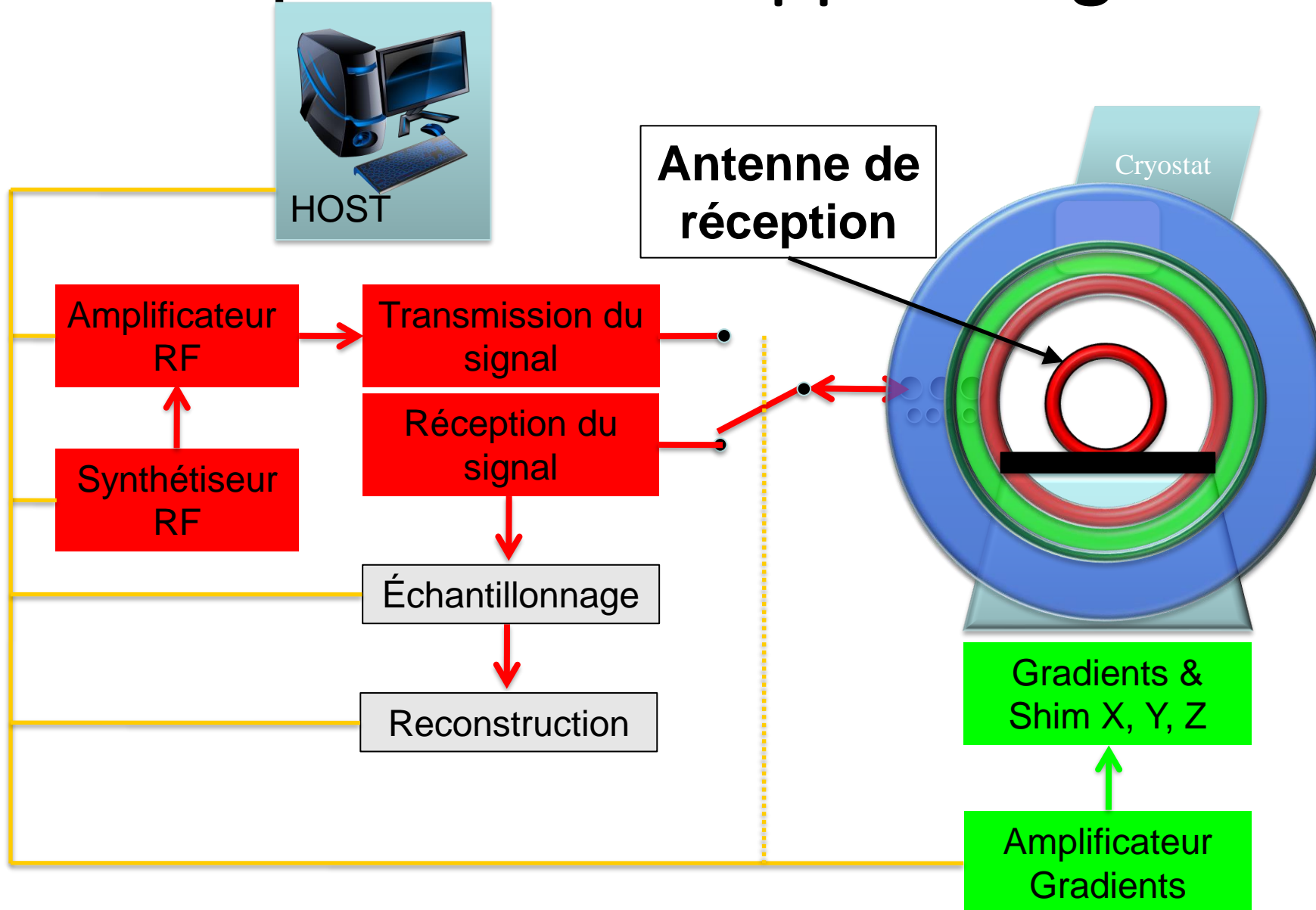
- Bobinage de conducteur visant à **recevoir** ou à **émettre** des signaux de radiofréquence.



Composition de L'Appareillage



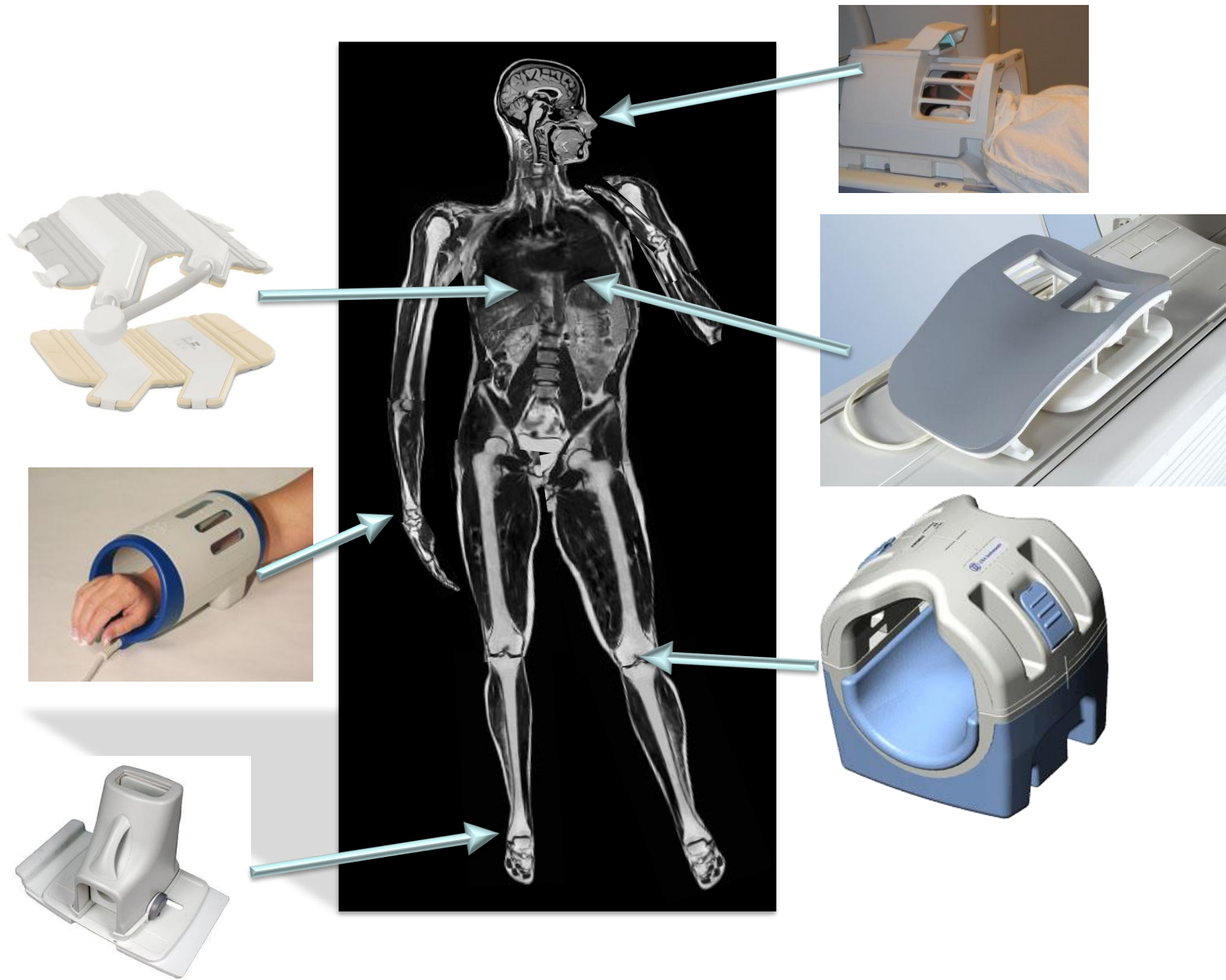
Composition de L'Appareillage

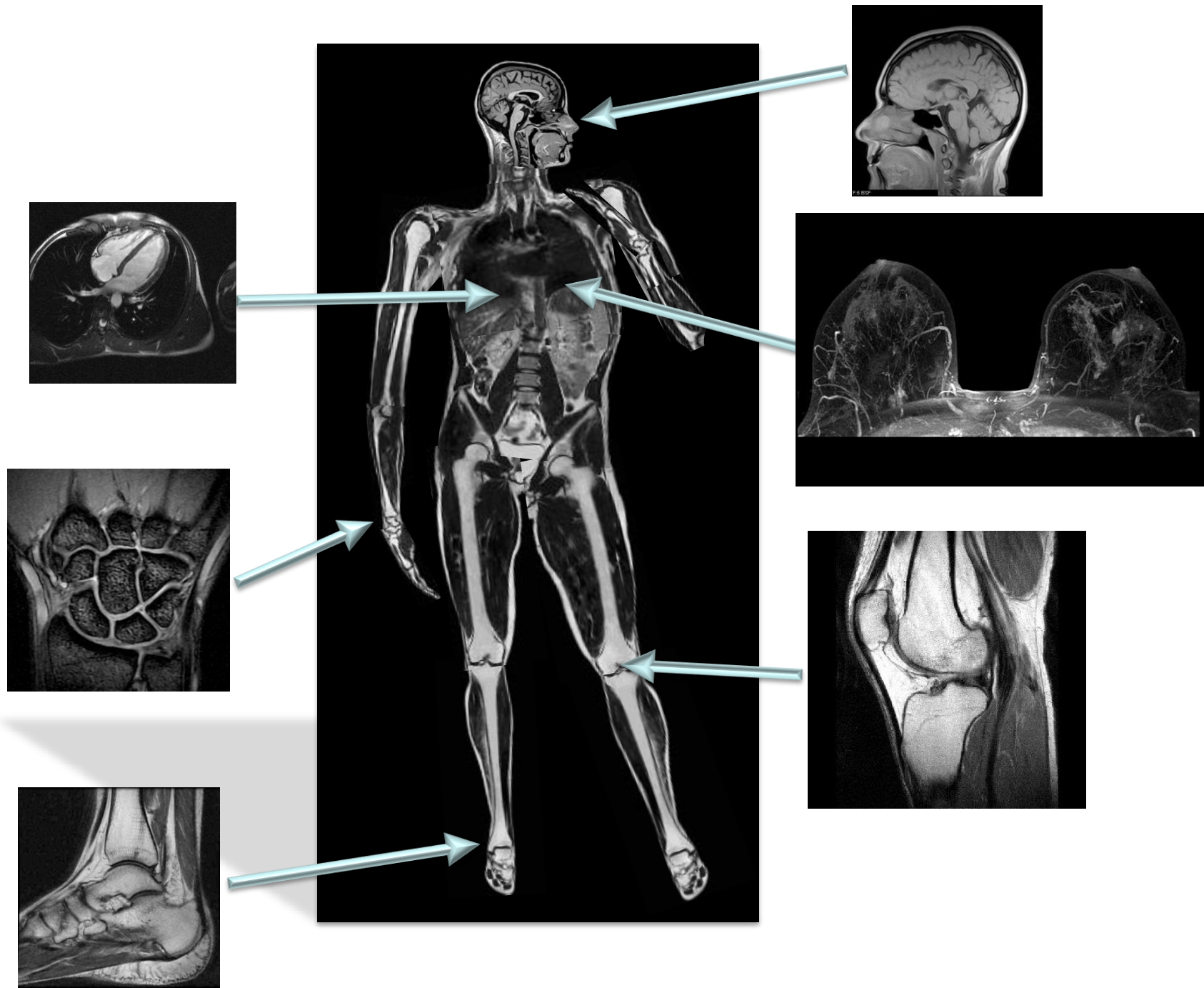


Antennes en réseau phasé

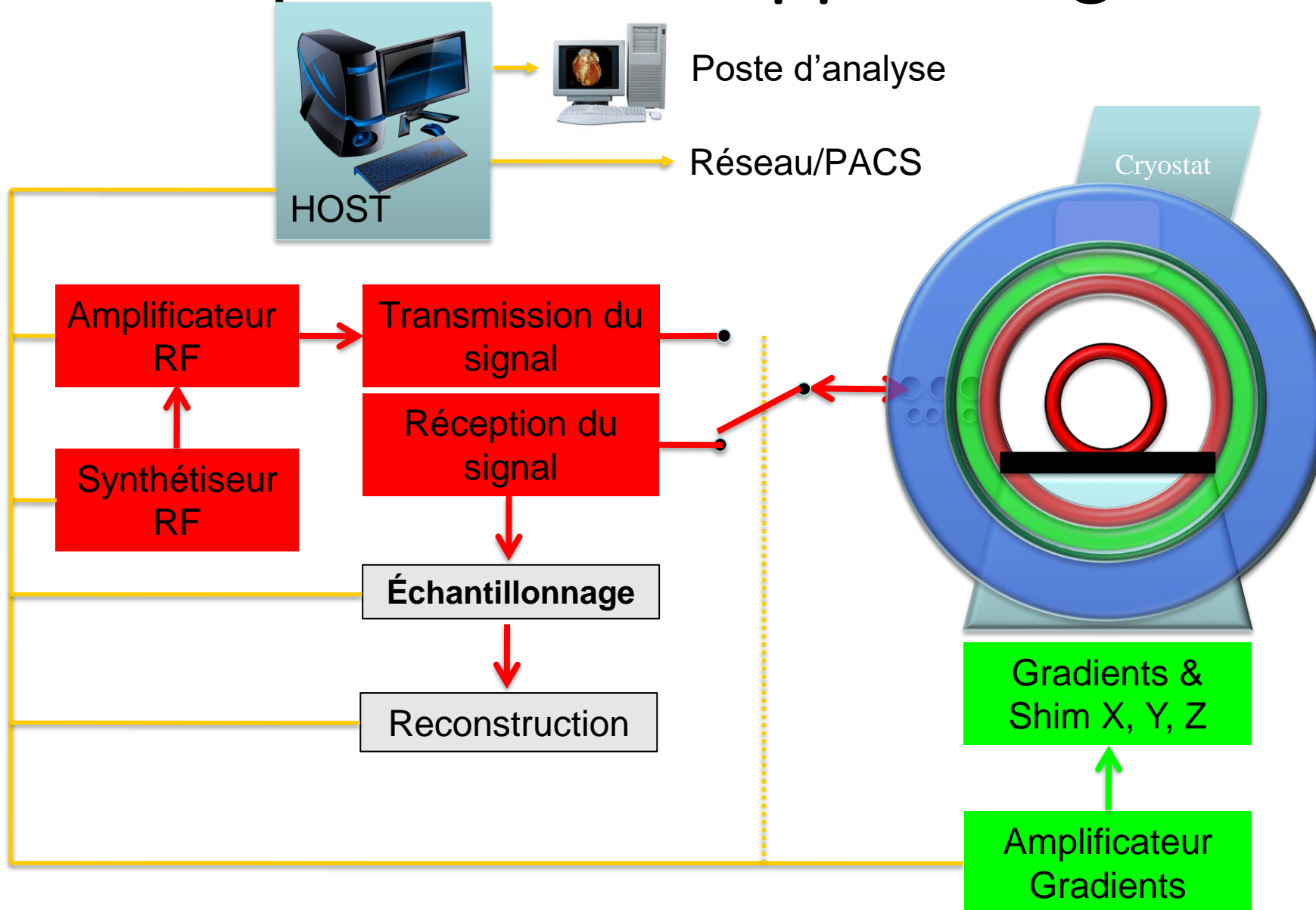
- Antenne composite constituée de **plusieurs structures réceptrices** distinctes
- Leurs signaux sont associés par des algorithmes afin de restituer l'ensemble des informations reçues par le réseau.





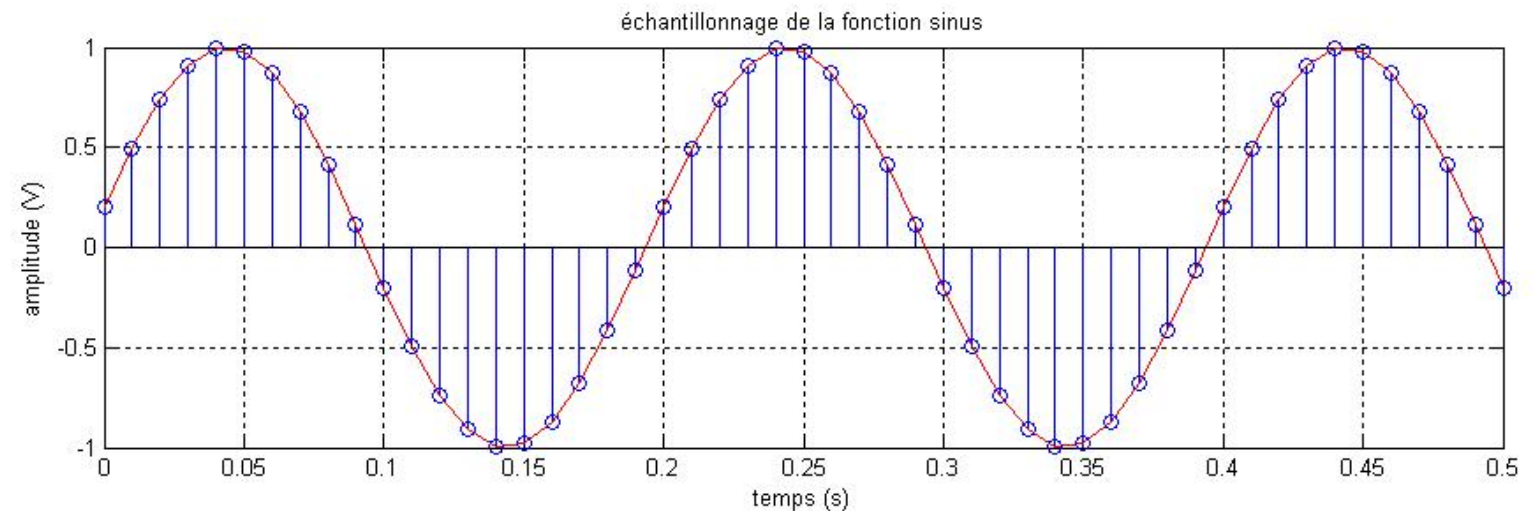


Composition de L'Appareillage

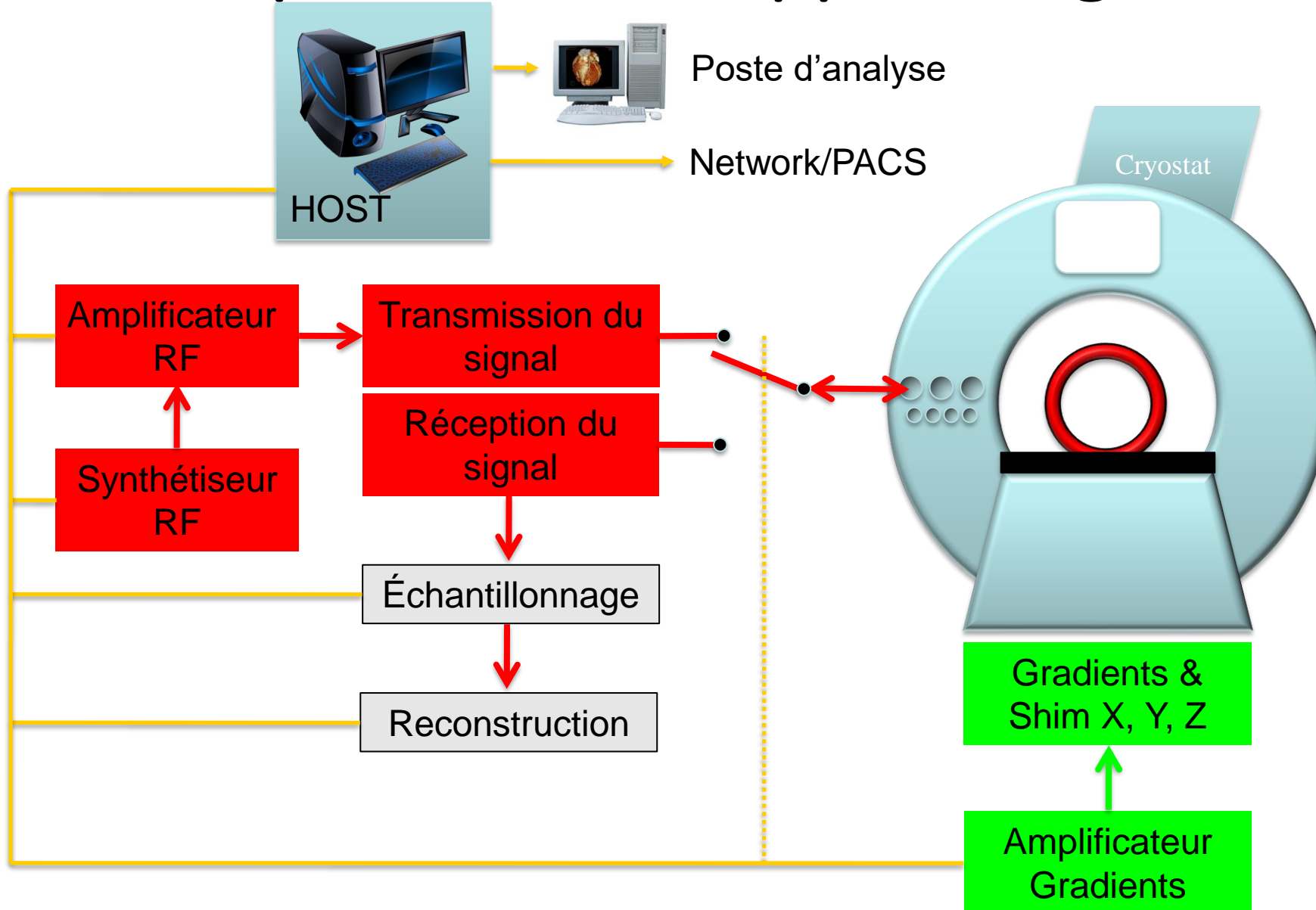


Échantillonnage

- 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

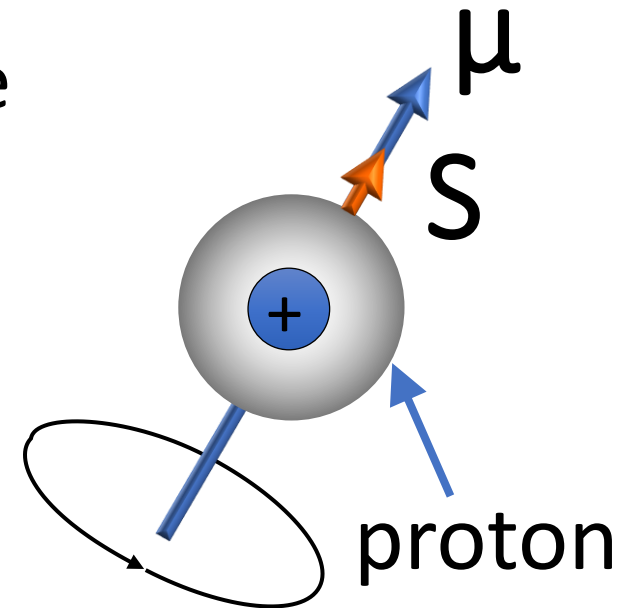
- Composition de l'appareillage
- **Principes de la relaxation**
 - Précession
 - Equilibre
 - Perturbation de l'état d'équilibre
 - Relaxation, T1, T2, T2*
- Production d'image et reconstruction
- QCMs

PRINCIPES DE LA RELAXATION



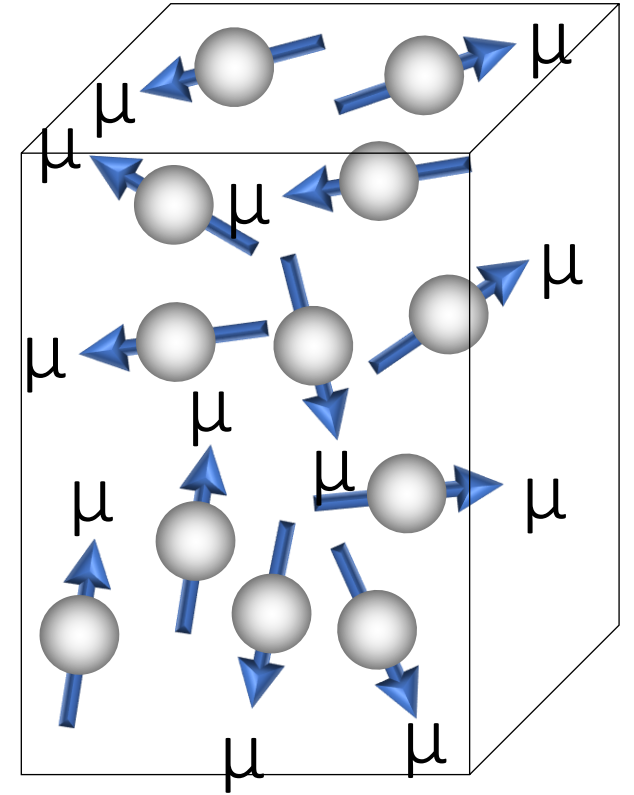
Protons = petits aimants

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



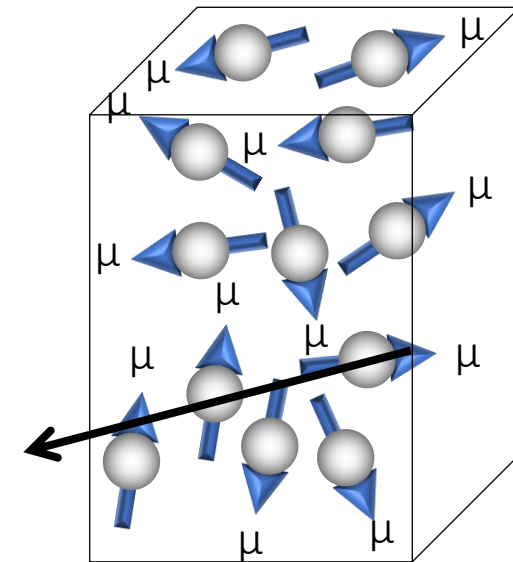
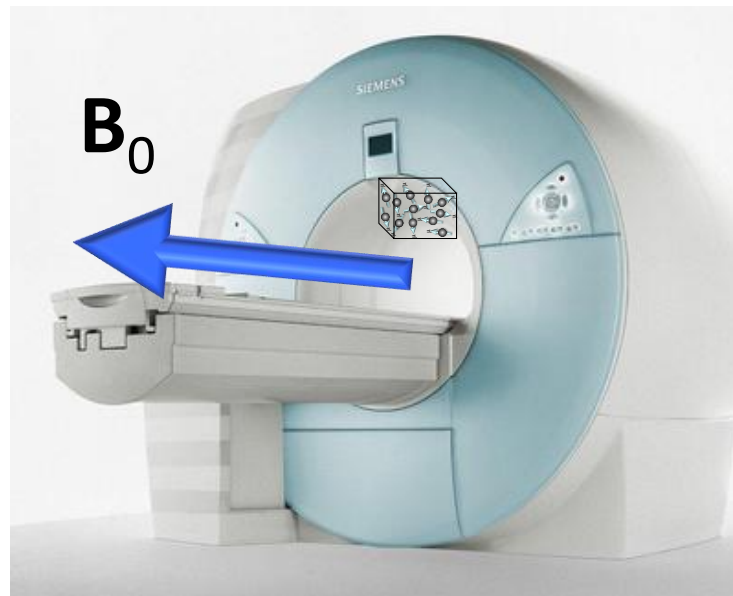
Aimantation macroscopique sans champ magnétique

- En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons μ 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** ($M=0$).



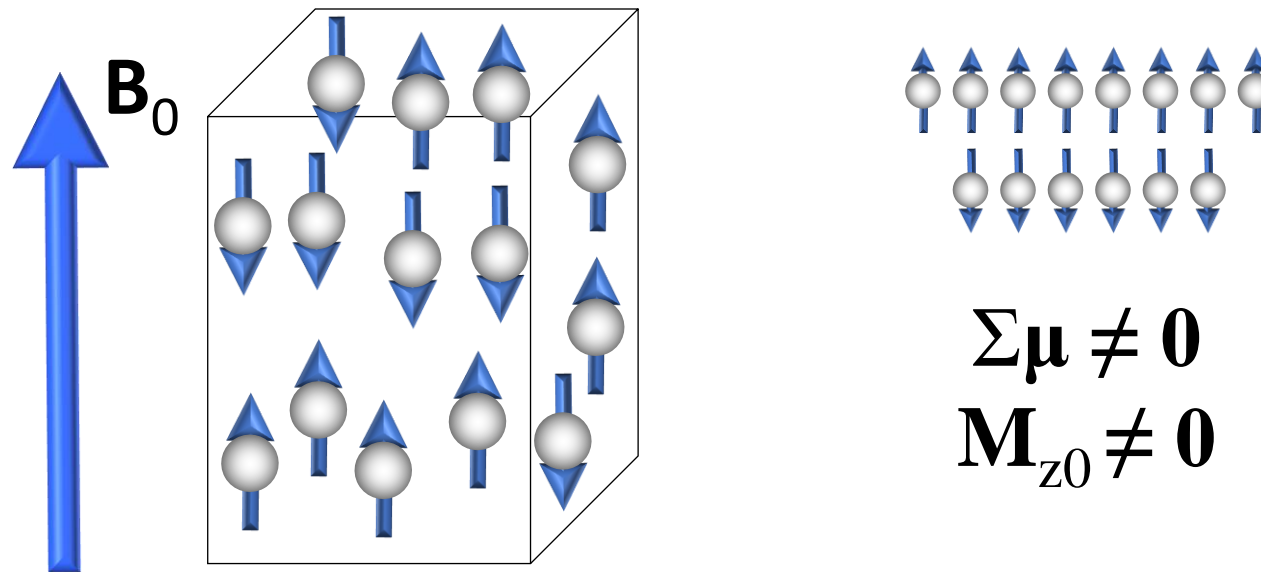
B_0

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



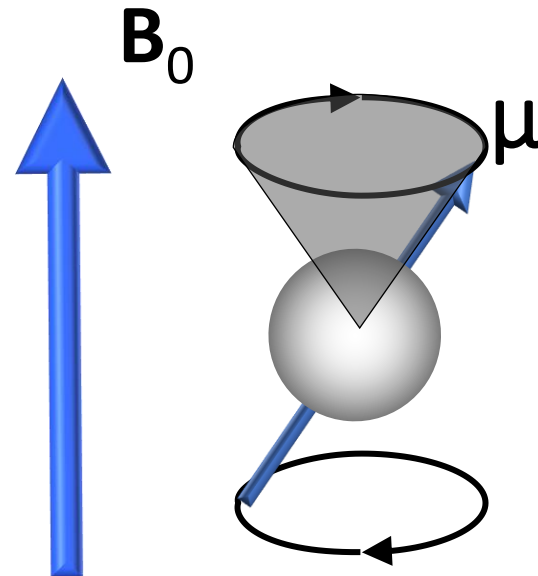
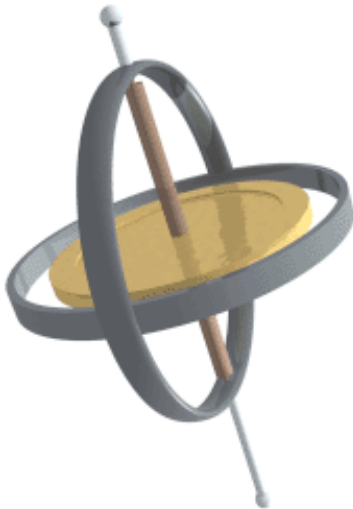
Aimantation macroscopique avec champ magnétique

- Soumis à un champ magnétique extérieur \mathbf{B}_0 , les **protons s'orientent** selon la direction de ce champ avec apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique $\Sigma\mu = \mathbf{M}_{z0}$.



Précession

- Les protons ne sont, en fait, **pas parfaitement alignés** selon \mathbf{B}_0 , mais tournent individuellement autour de \mathbf{B}_0 . Soumis au champ magnétique externe \mathbf{B}_0 , chaque proton décrit un cône (autour de \mathbf{B}_0).

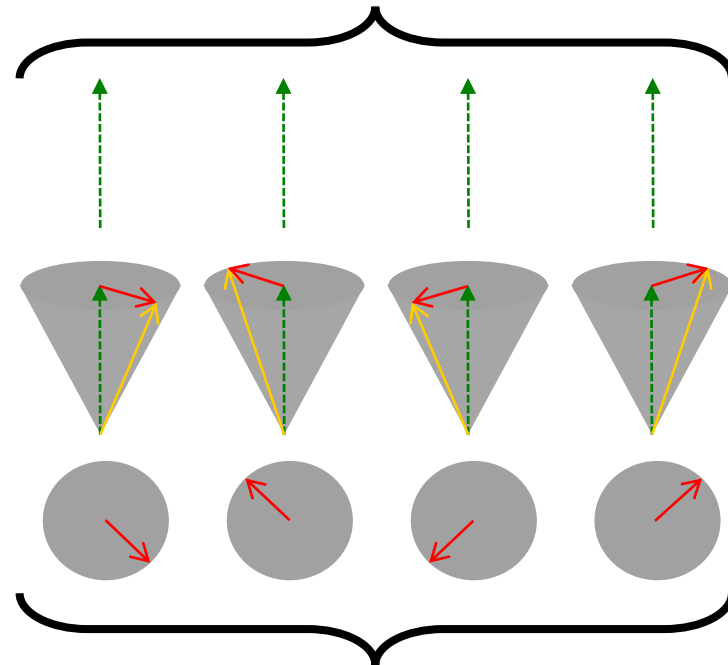
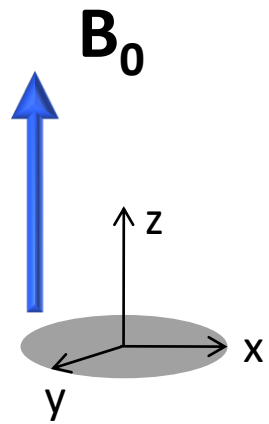


Equilibre

Composante « longitudinale » →  M_{z0}

$$\Sigma \mu_z \neq 0$$

$$M_{z0} \neq 0$$



Composante « transversale » → 

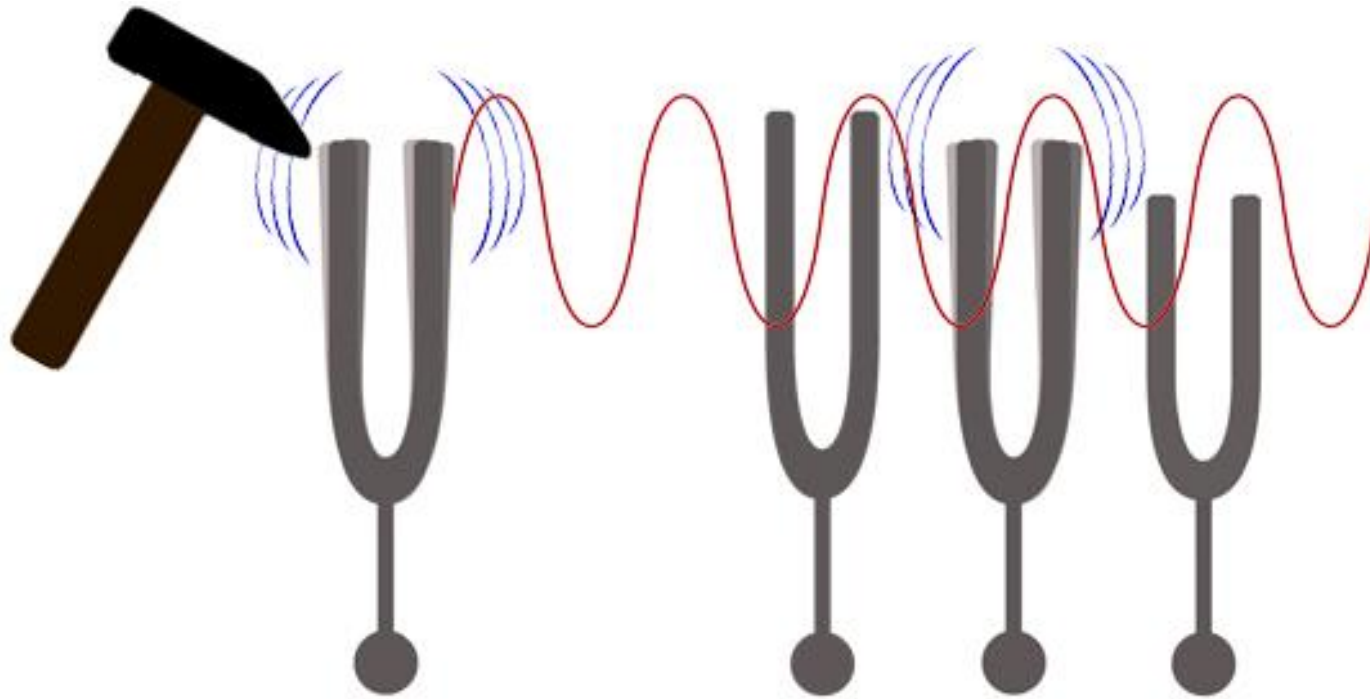
$$\Sigma \mu_{xy} = 0$$

$$M_{xy} = 0$$

Perturbation de l'état d'équilibre

- L'état d'équilibre **peut être perturbé** par apport d'énergie par un champ magnétique tournant: \mathbf{B}_1 (radiofréquence).
- Pour qu'il y ait **transfert d'énergie** à ce système en équilibre, il faut que la fréquence de rotation ω_r du champ magnétique tournant (\mathbf{B}_1) soit égale à **la fréquence résonance**.

Perturbation de l'état d'équilibre



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

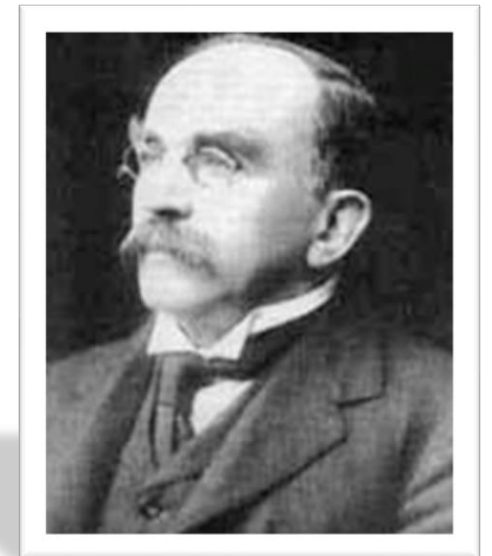
- Relation unissant l'intensité du champ magnétique et la fréquence de résonance des spins selon:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Intensité du champ
magnétique [T]

Rapport gyromagnétique propre à
chaque catégorie d'atome.

^1H : 42577 [kHz/T]

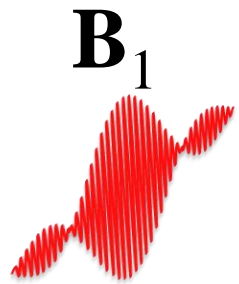


Perturbation de l'état d'équilibre

- L'état d'équilibre peut être perturbé par apport d'énergie par un champ magnétique tournant: \mathbf{B}_1 (*Radiofréquence*).
- Pour qu'il y ait **transfert d'énergie** à ce système en équilibre, il faut que la fréquence de rotation ω_r du champ magnétique tournant (\mathbf{B}_1) soit égale à la fréquence de Larmor ω_0 (« **en résonance** »).

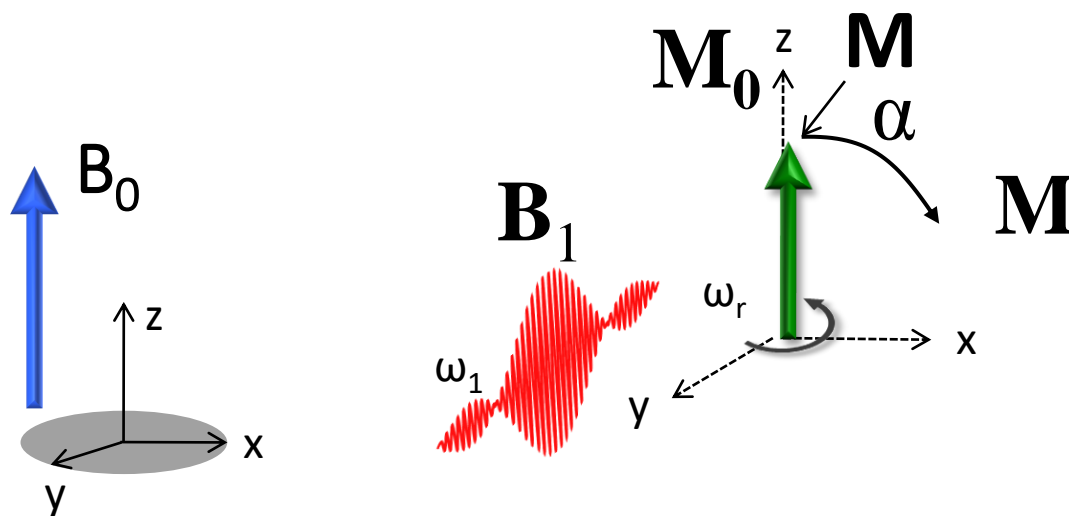
B_1

- 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 B_1 à la fréquence angulaire $\omega_1 = \gamma B_1$



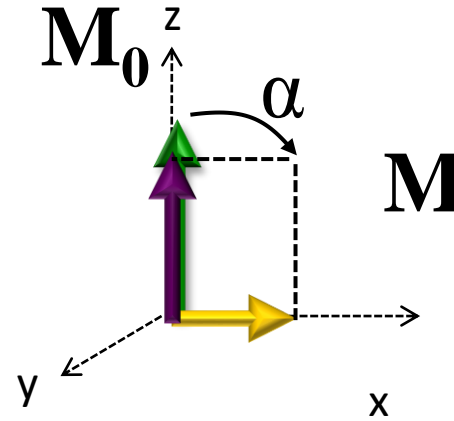
Excitation

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

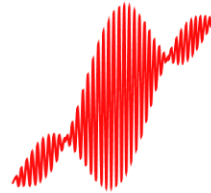


Angle de bascule, aimantation transversale & longitudinale

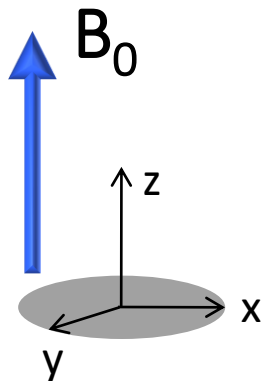
$$M_z = M_0 \cos(\alpha)$$



B_1

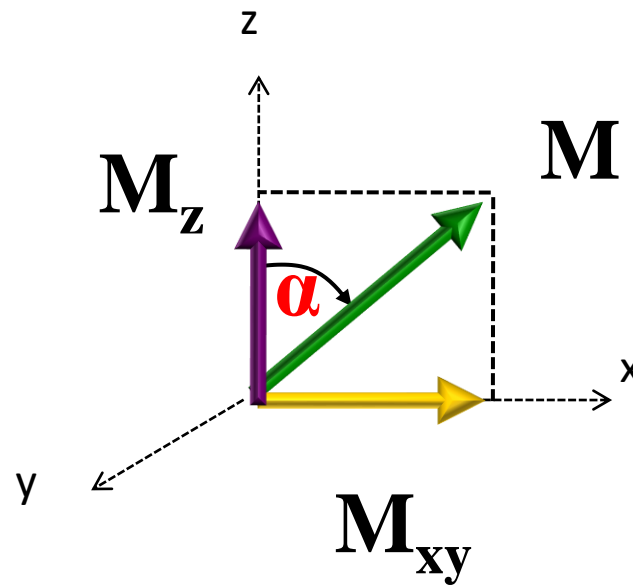
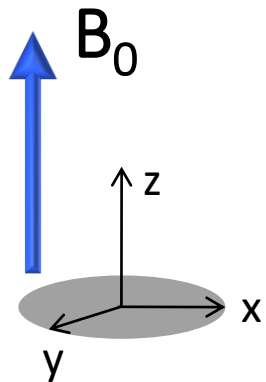


$$M_{xy} = M_0 \sin(\alpha)$$



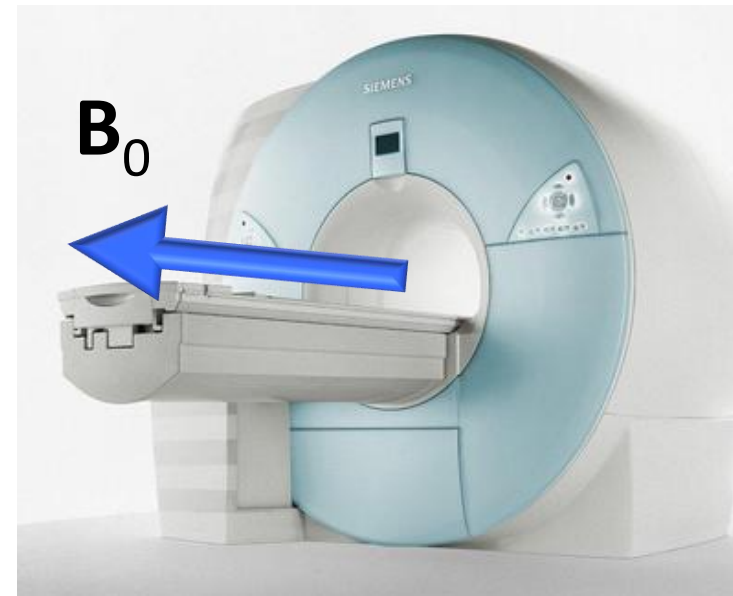
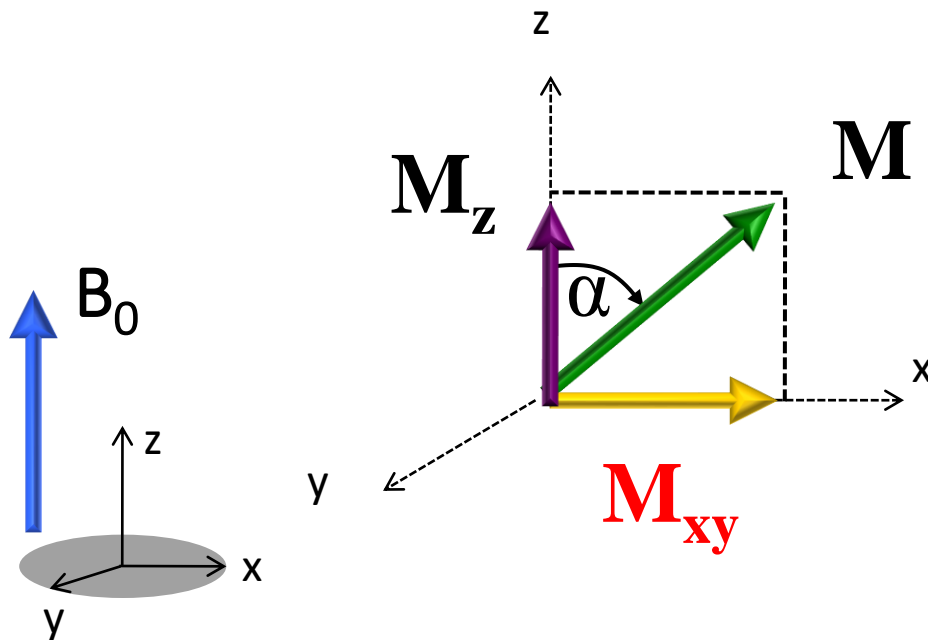
Angle de bascule (Flip angle)

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



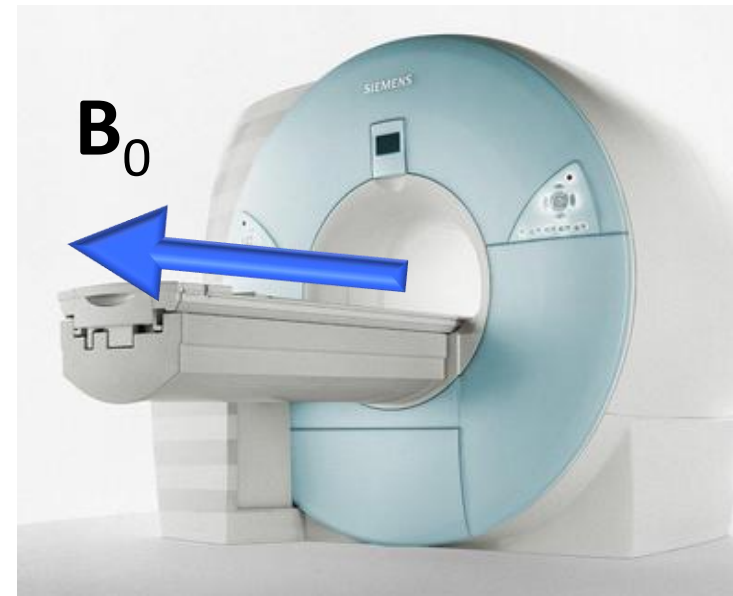
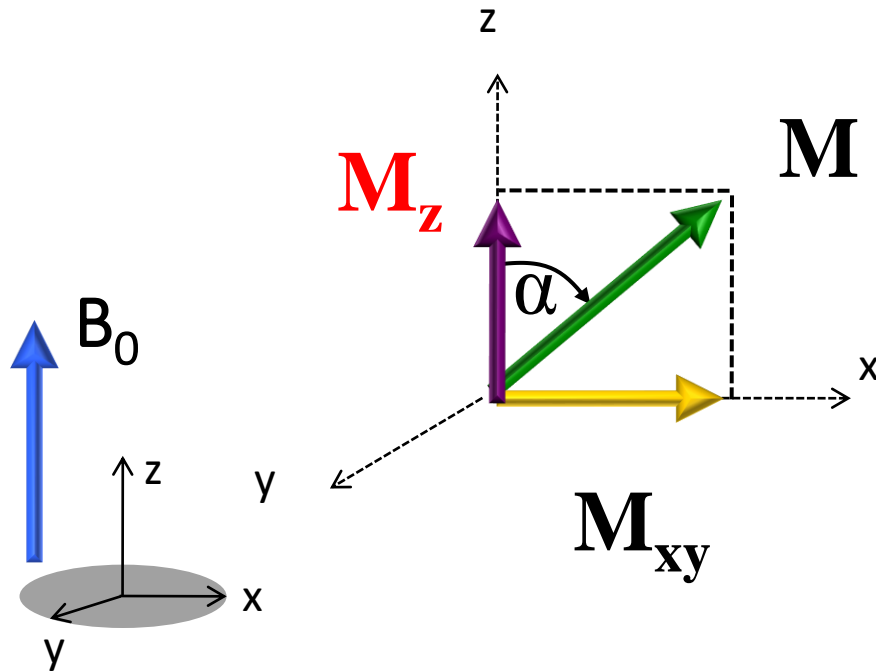
Aimantation transversale

- 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_{z_0} 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

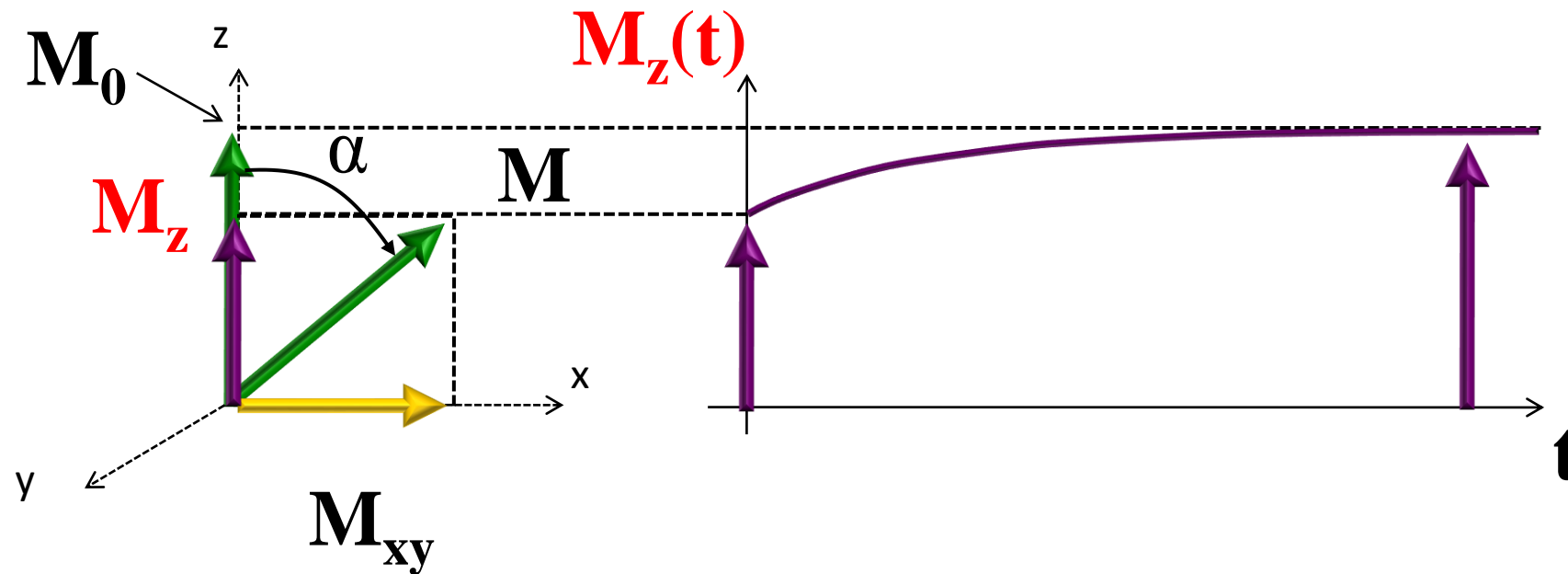
3. ...Cet état est instable, et, dès la fin de l'excitation, **il va y avoir retour à l'état d'équilibre** (stable) au cours duquel les **phénomènes inverses et indépendantes** vont avoir lieu.



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

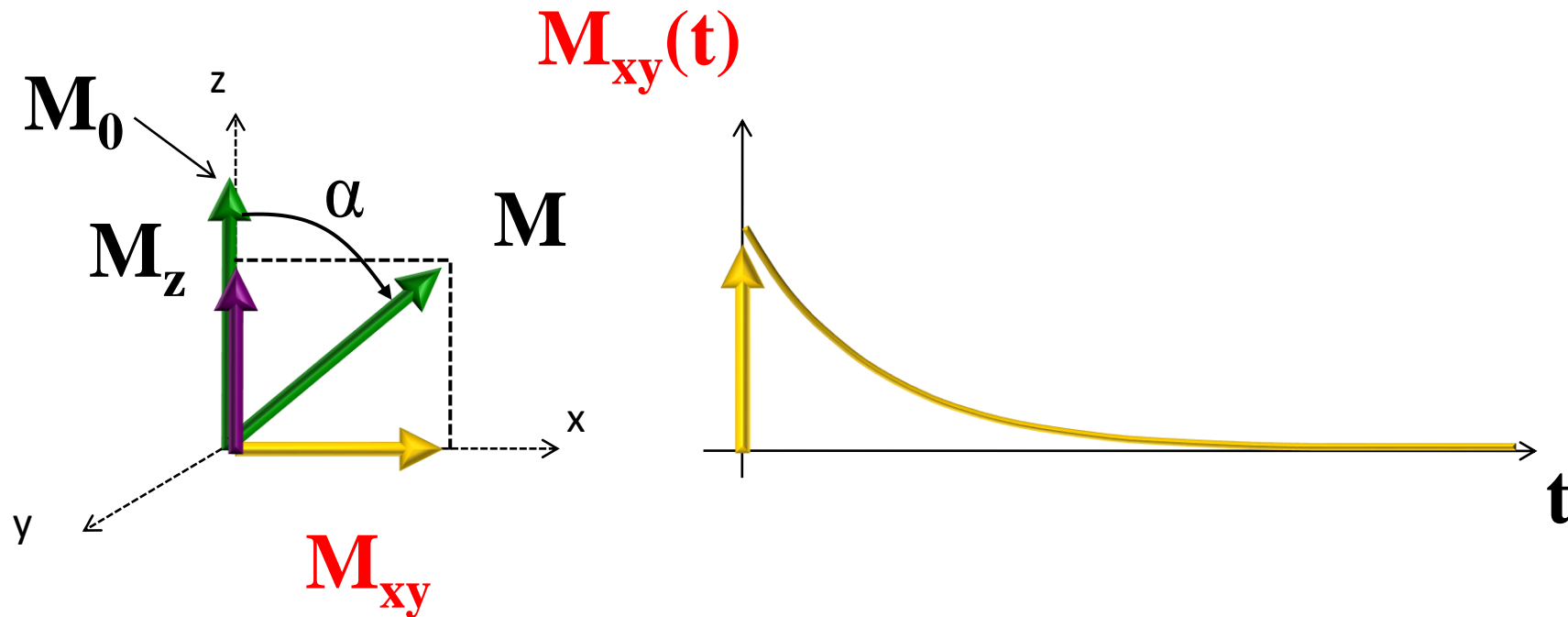


$$M_z(t) = (M_0 \cos(\alpha) - M_0)e^{-t/T_1} + M_0$$

Relaxation transversale ou T2

- Après l'excitation par impulsion RF, l'aimantation transversale **M_{xy} 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?

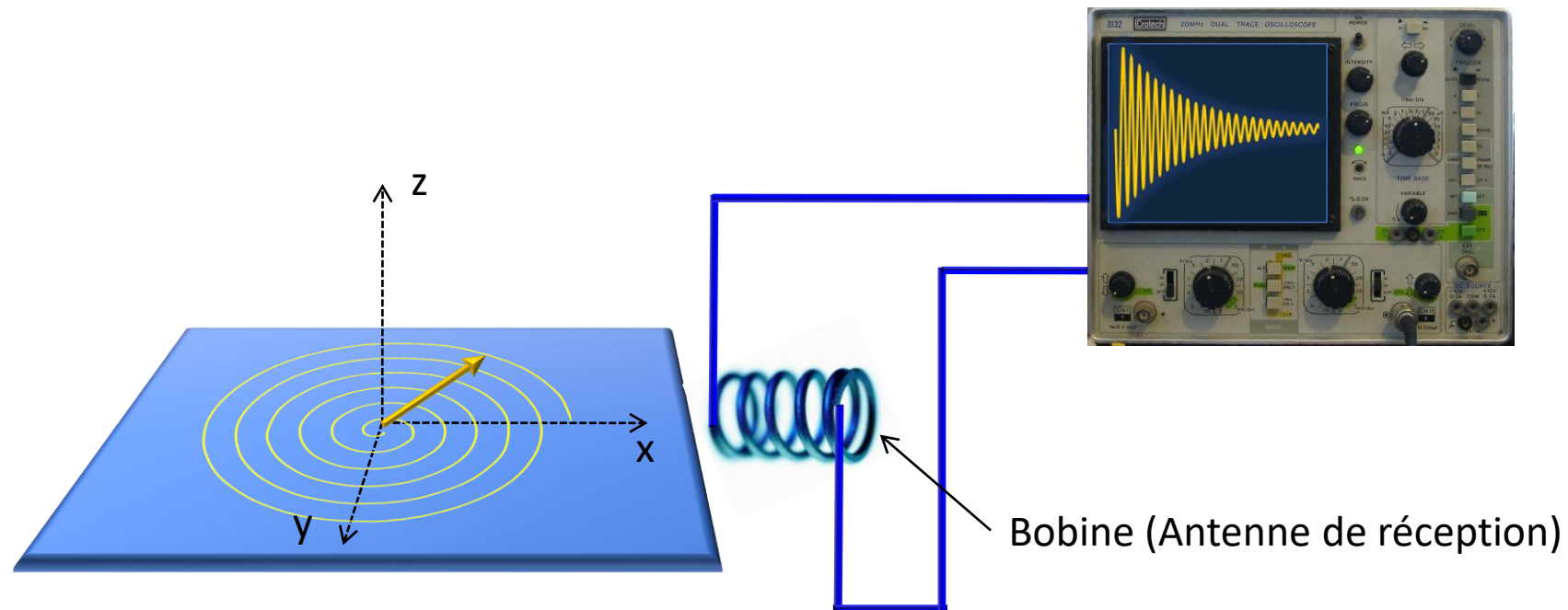


Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

- 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.

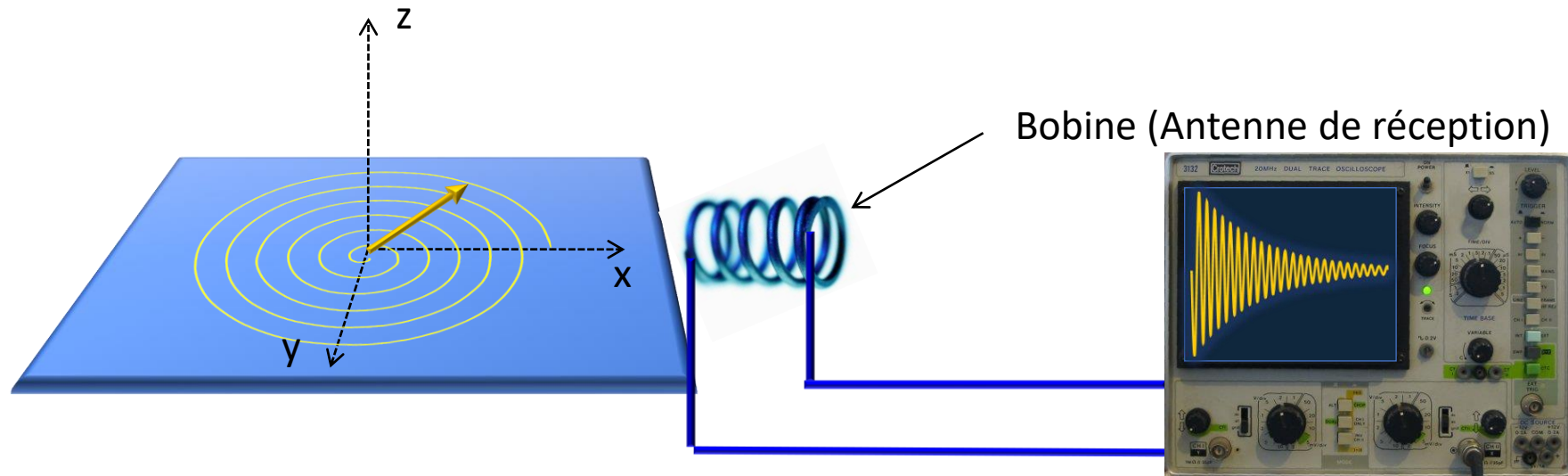
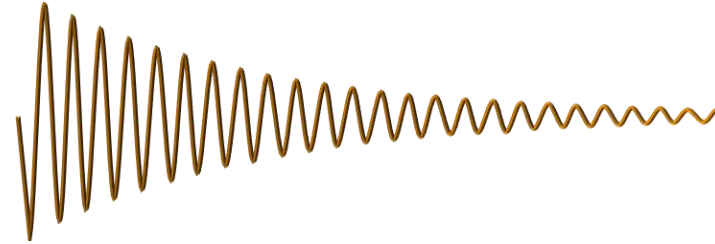
Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

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

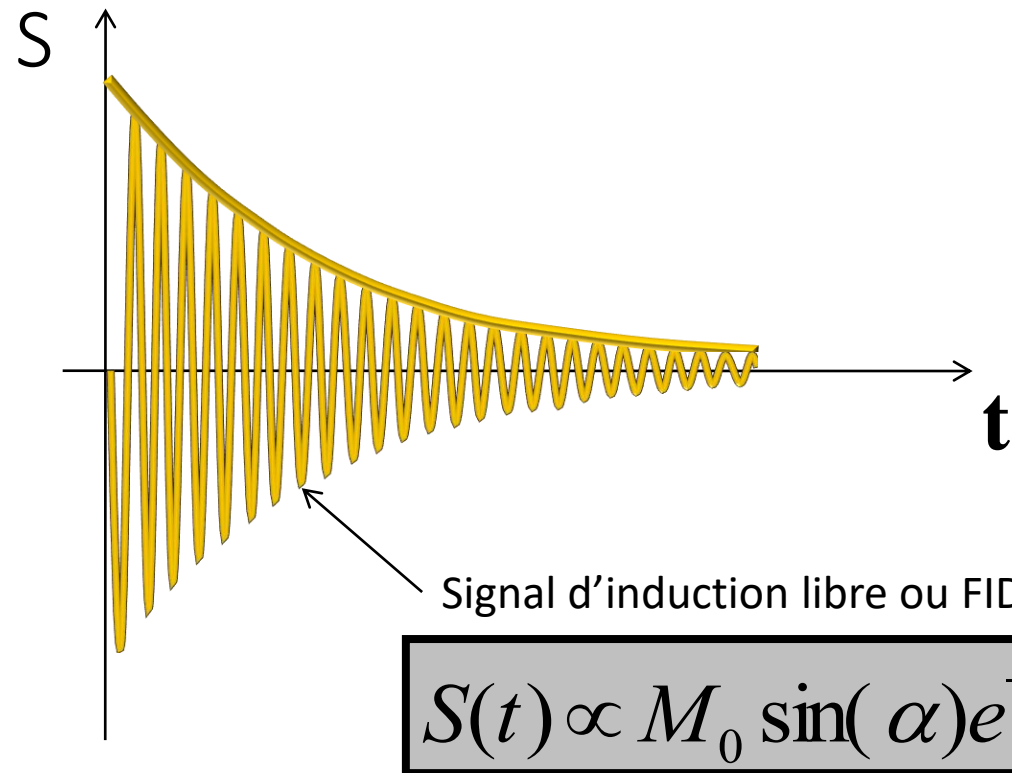


Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID

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

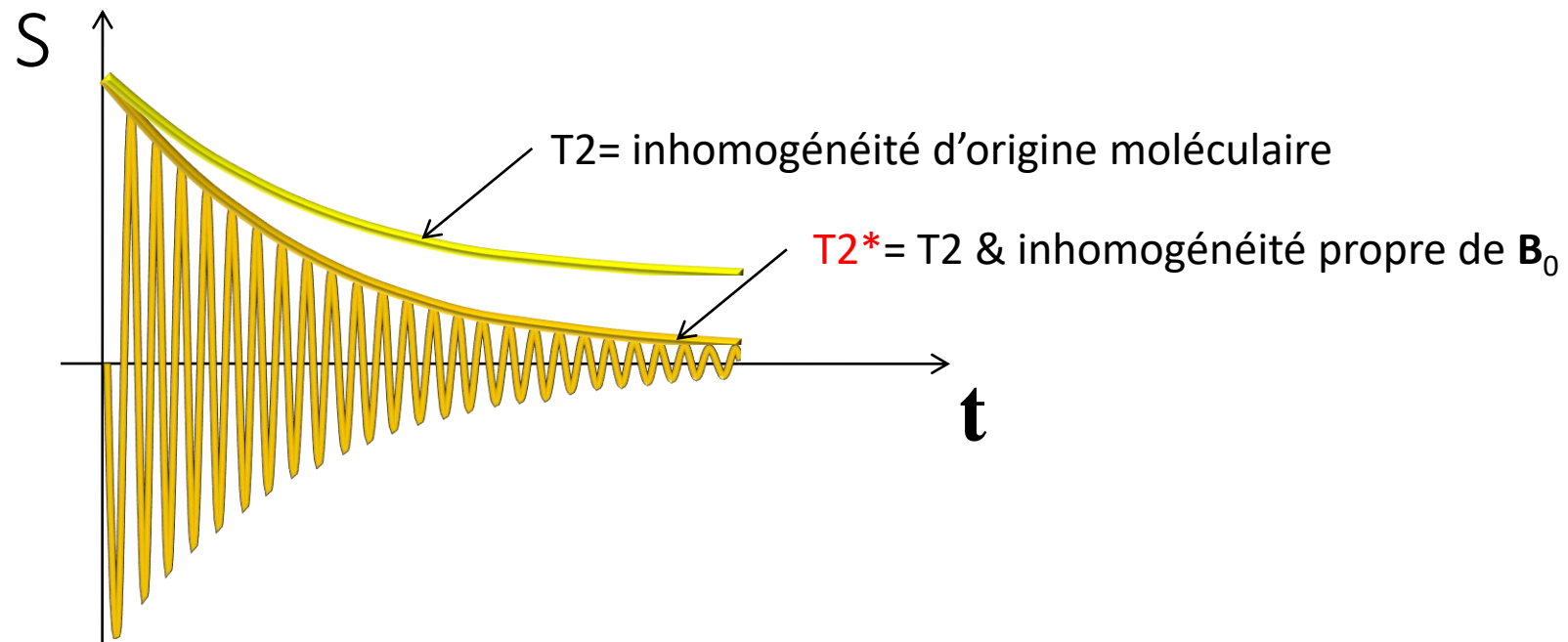


Mesure du signal RMN: Signal d'induction libre ou FID



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 = $T2^*$



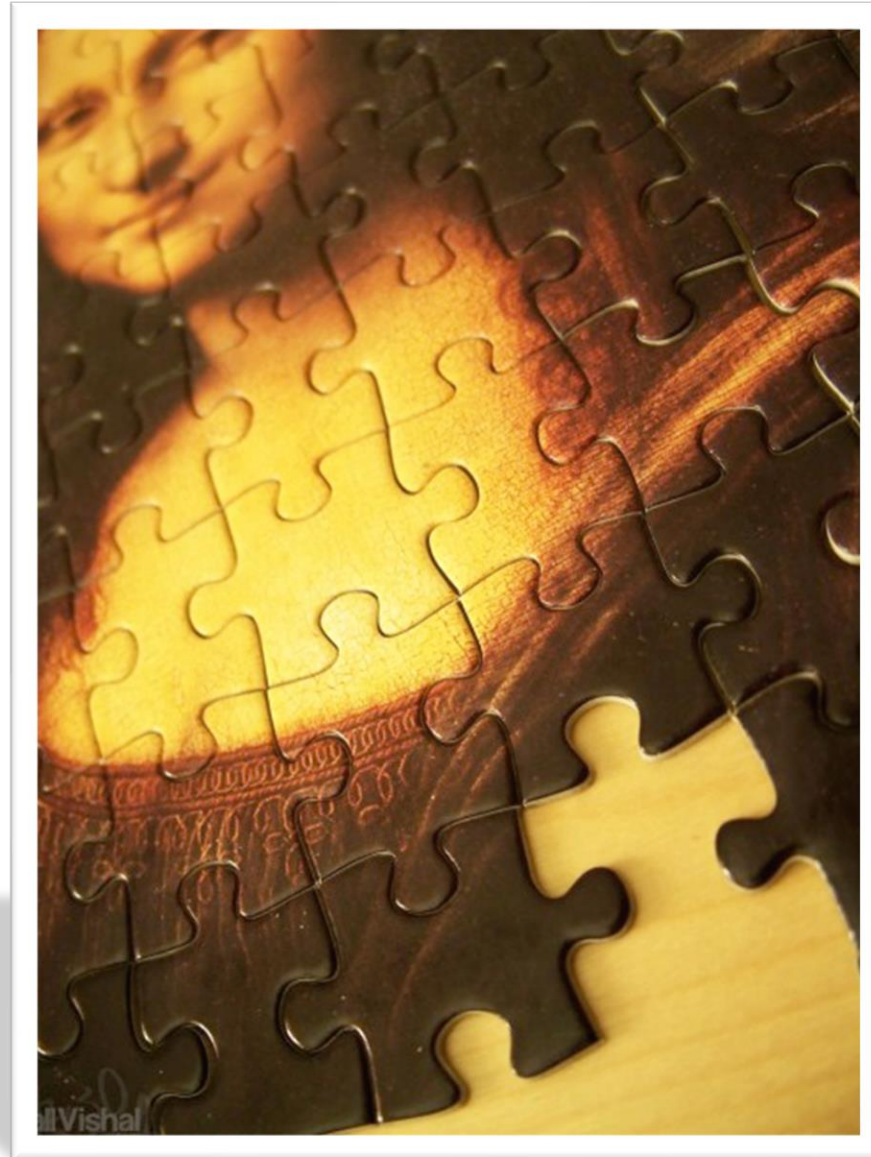
Mais... où est l'image?



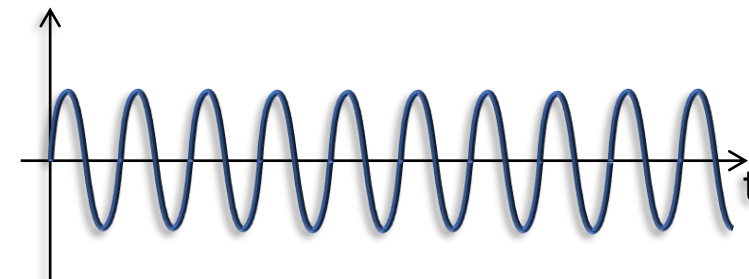
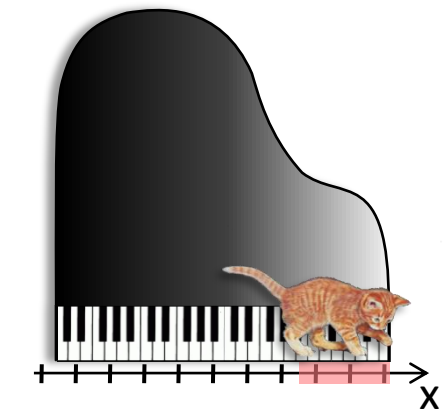
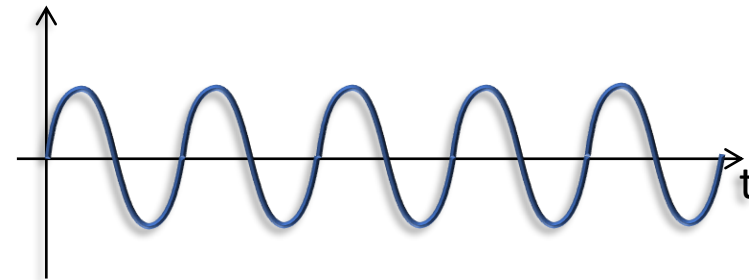
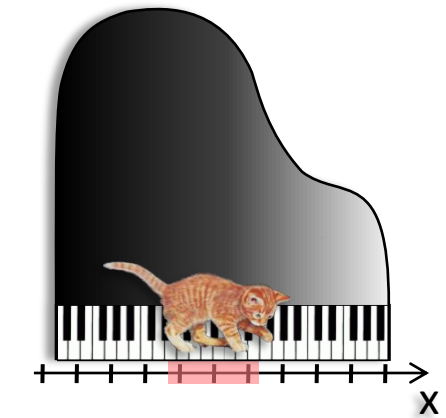
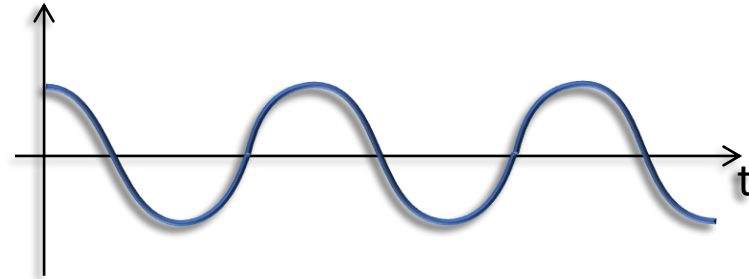
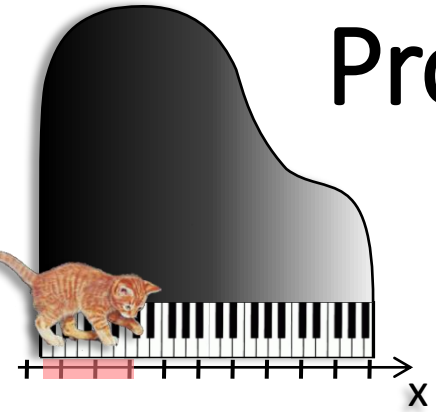
Mécanique de l'IRM I/III

- 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

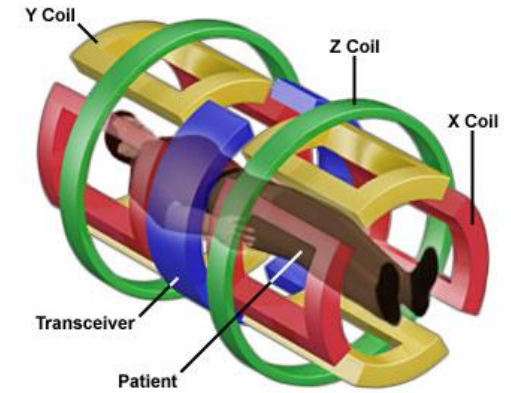


Production d'image



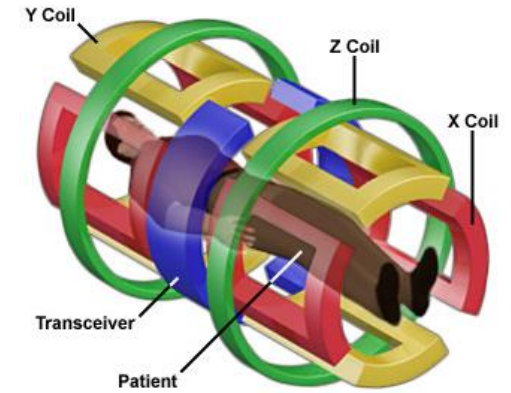
Production d'image

- 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

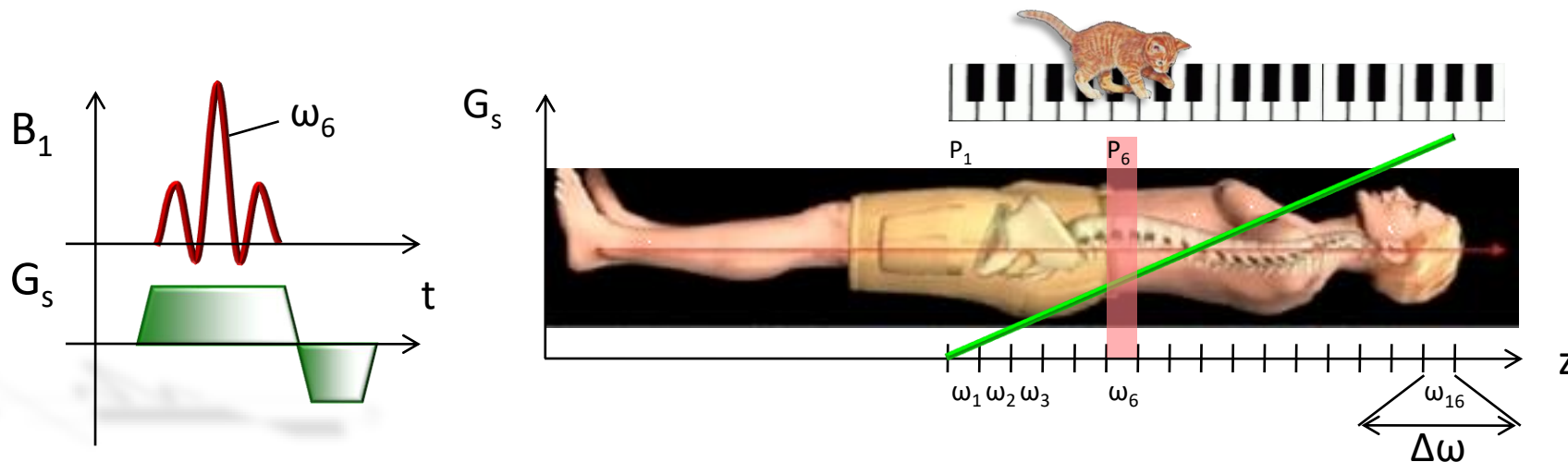
- Localisation spatiale du signal
 1. Pour la sélection d'un plan de coupe, on utilise le **gradient de sélection de coupe G_s** .
 2. A l'intérieur de ce plan de coupe, il faut sélectionner les différentes lignes par un deuxième gradient appelé **gradient de codage de phase G_p** .
 3. En dernier lieu,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



Production d'image

Sélection du plan de coupe:

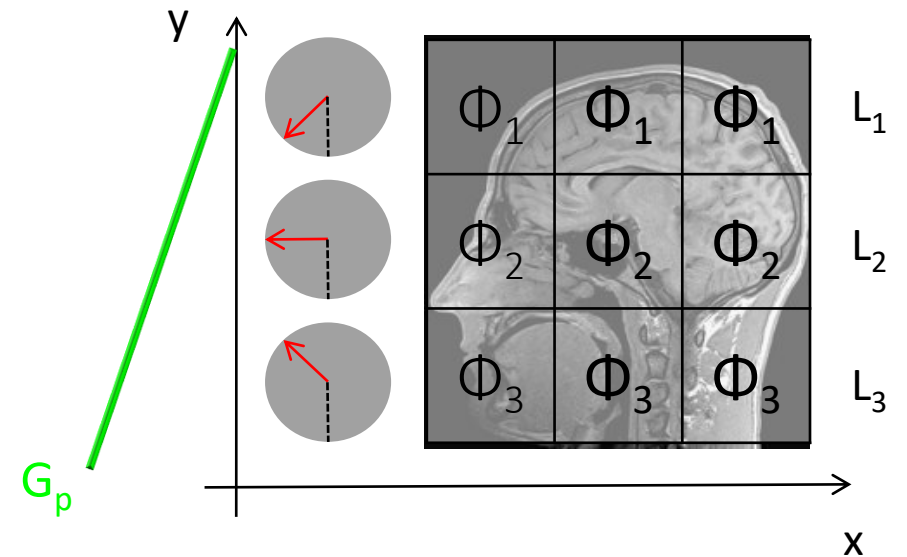
- Application d'un gradient G_s selon l'axe z .
- La fréquence angulaire croît de ω_1 à ω_{16} par tranches ou **plans perpendiculaires** à la direction du gradient. Si $\omega_r = \omega_6$, seuls les protons du plan 6 sont à la **condition de résonance** et vont basculer de α et donc contribuer à la formation du signal RMN.



Production d'image

Application du codage de phase

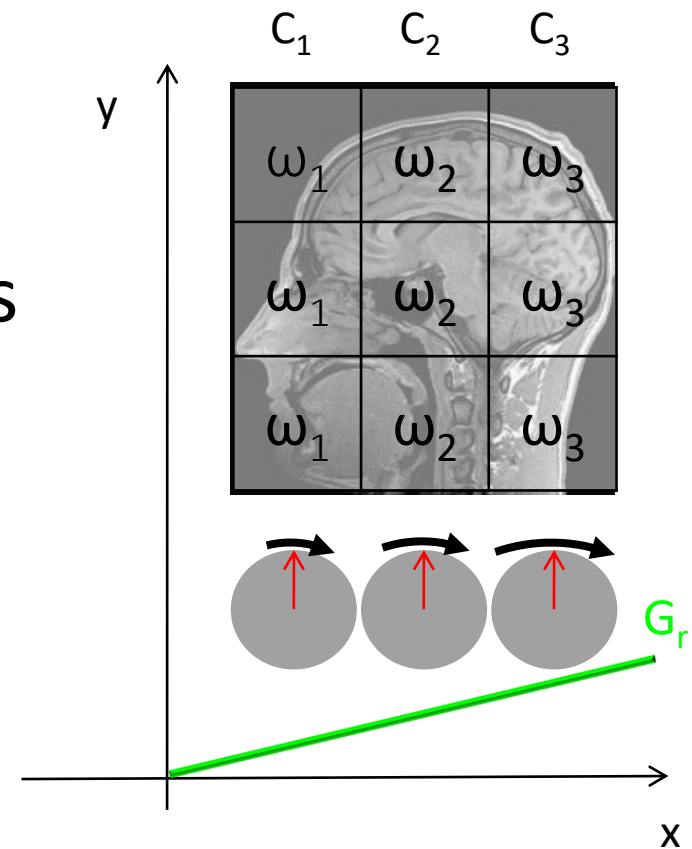
- L'application du gradient de codage de phase G_p selon l'axe y va permettre le codage par la phase Φ_1, Φ_2, Φ_3 dans chacune des lignes L_1, L_2, L_3 .
- **A l'arrêt de l'application** de G_p , les protons précessent tous de nouveau à la fréquence angulaire ω_0 , mais conservent leur **décalage en phase** que l'on utilisera pour la suite.



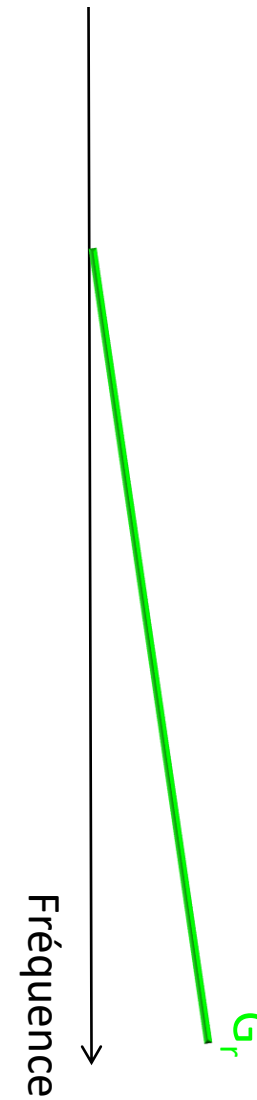
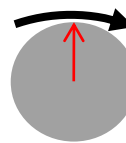
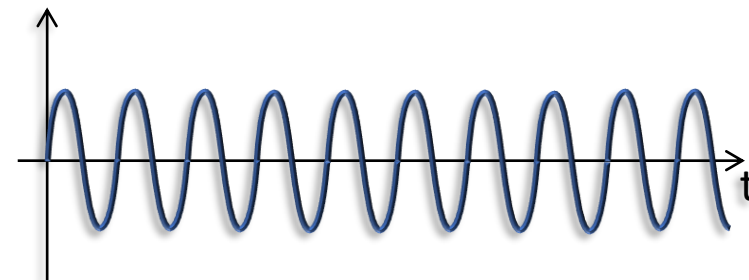
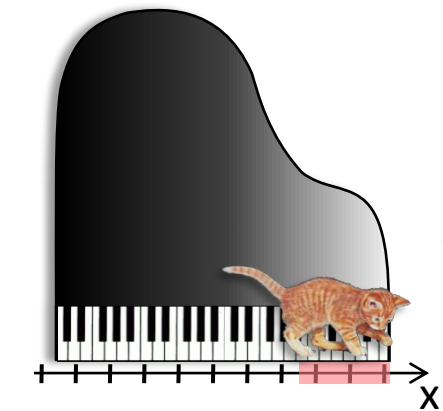
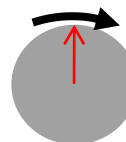
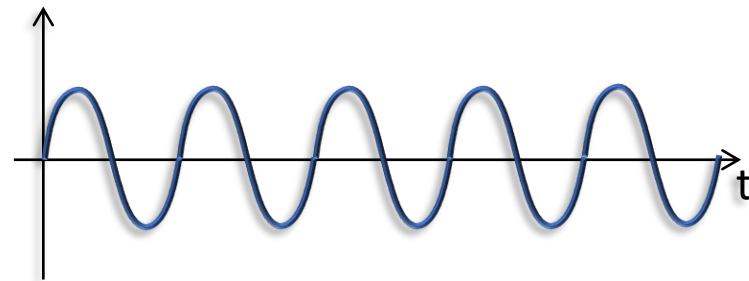
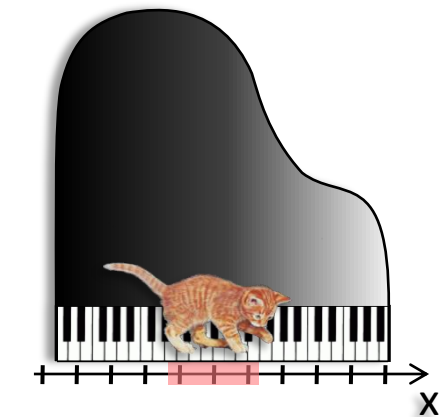
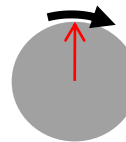
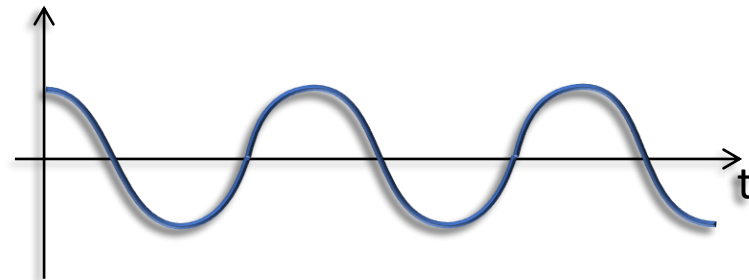
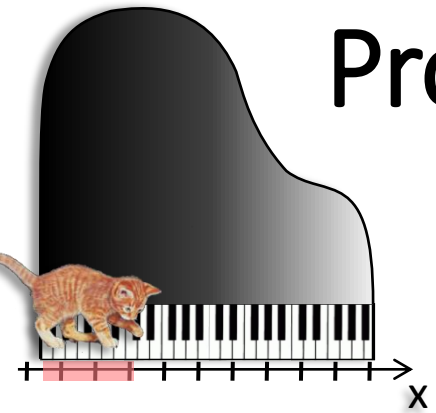
Production d'image

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**.

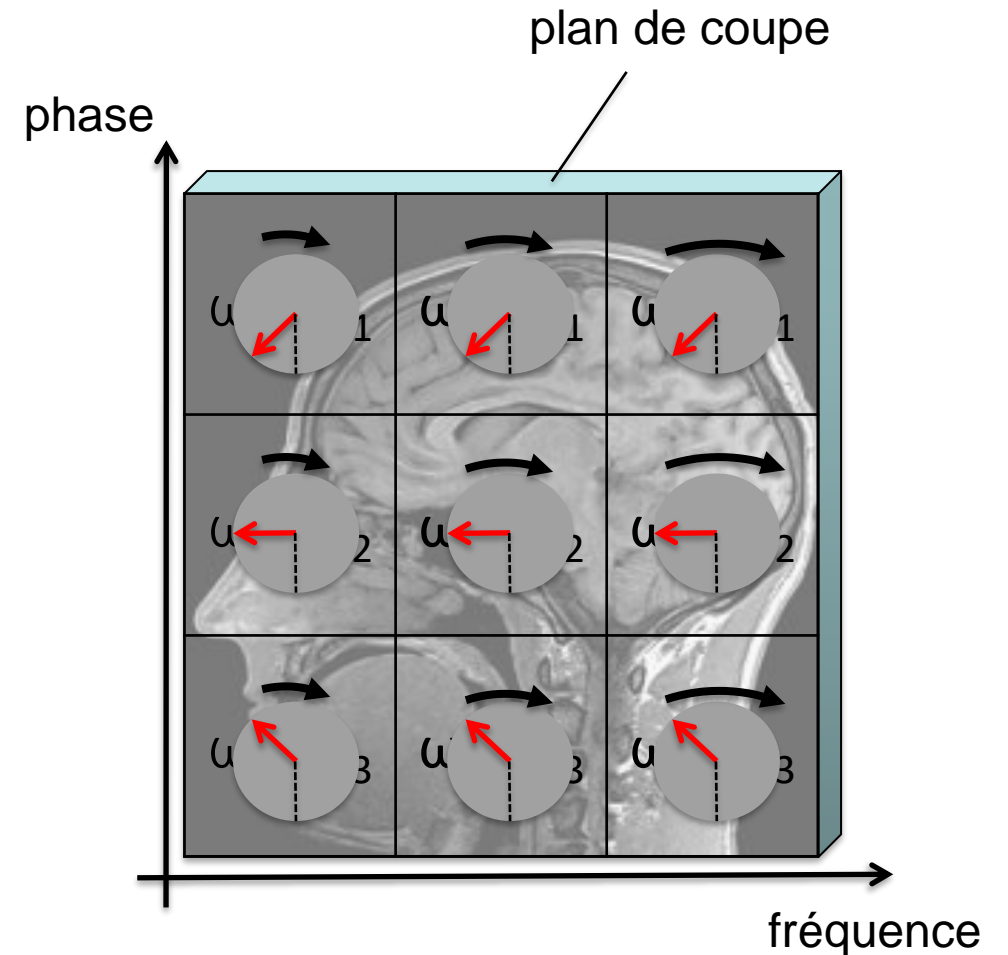


Production d'image



Production d'image

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



Codage de fréquence

fréquence plus basse ← → fréquence plus haute

codage de fréquence

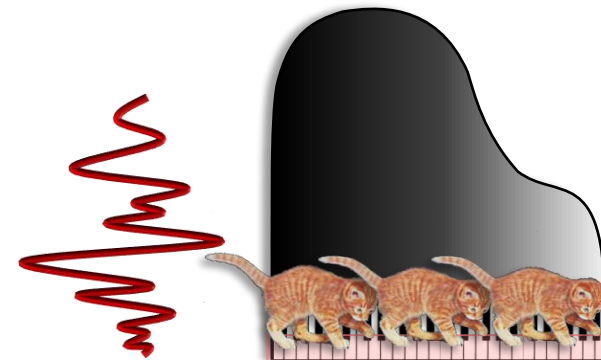
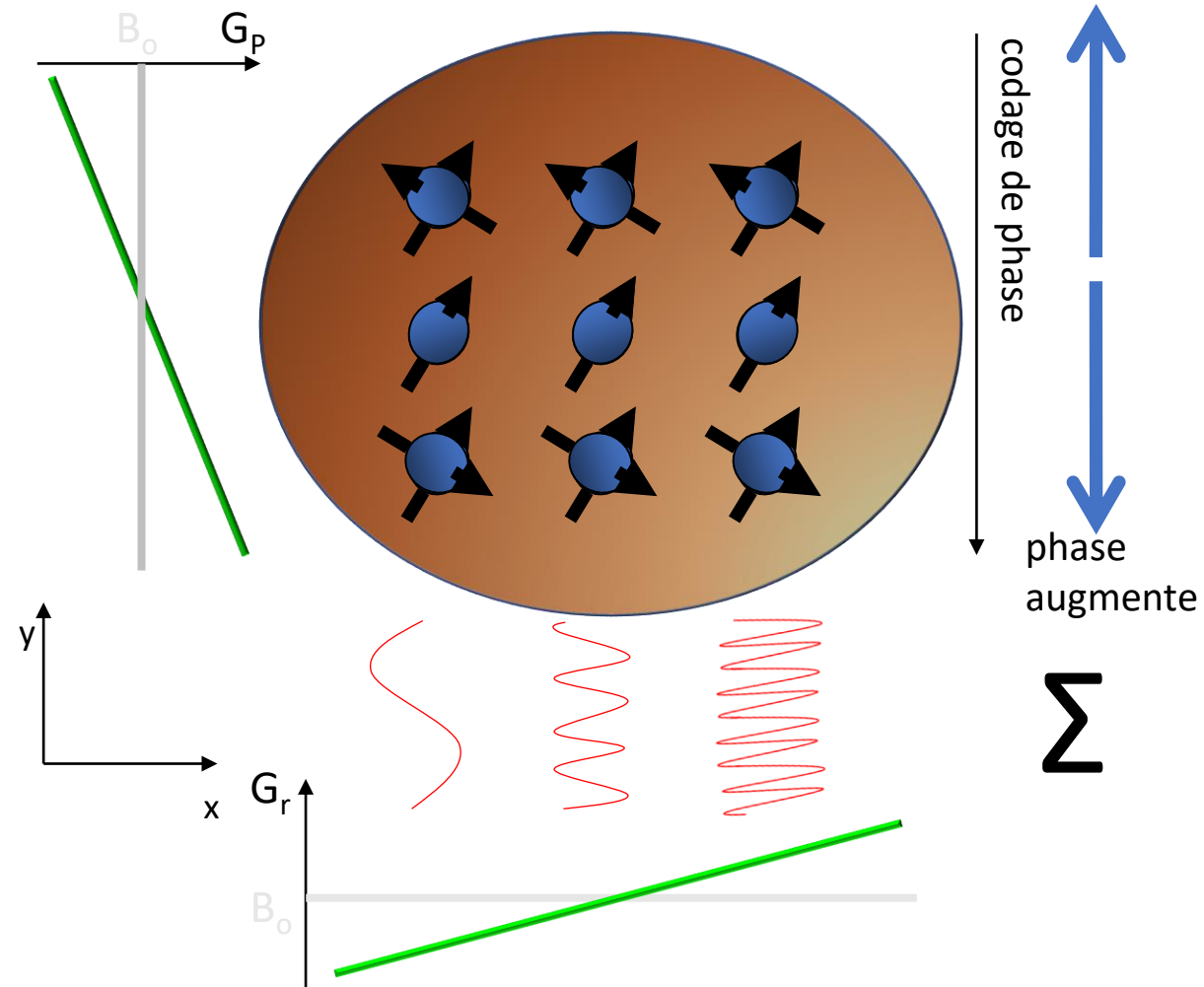
phase plus basse

codage de phase

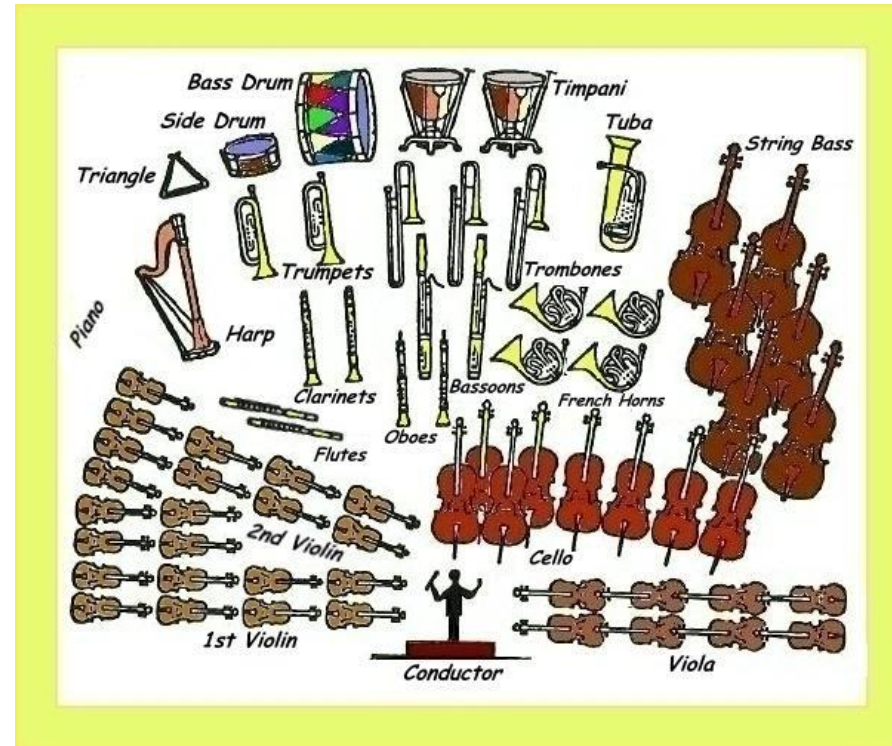
phase augmente

Σ

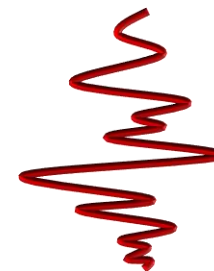
Le signal résultant est l'ensemble des signaux de tous les protons.



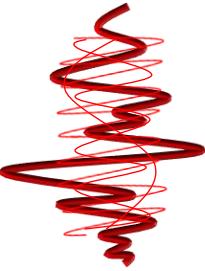
Combinaison des fréquences



Σ

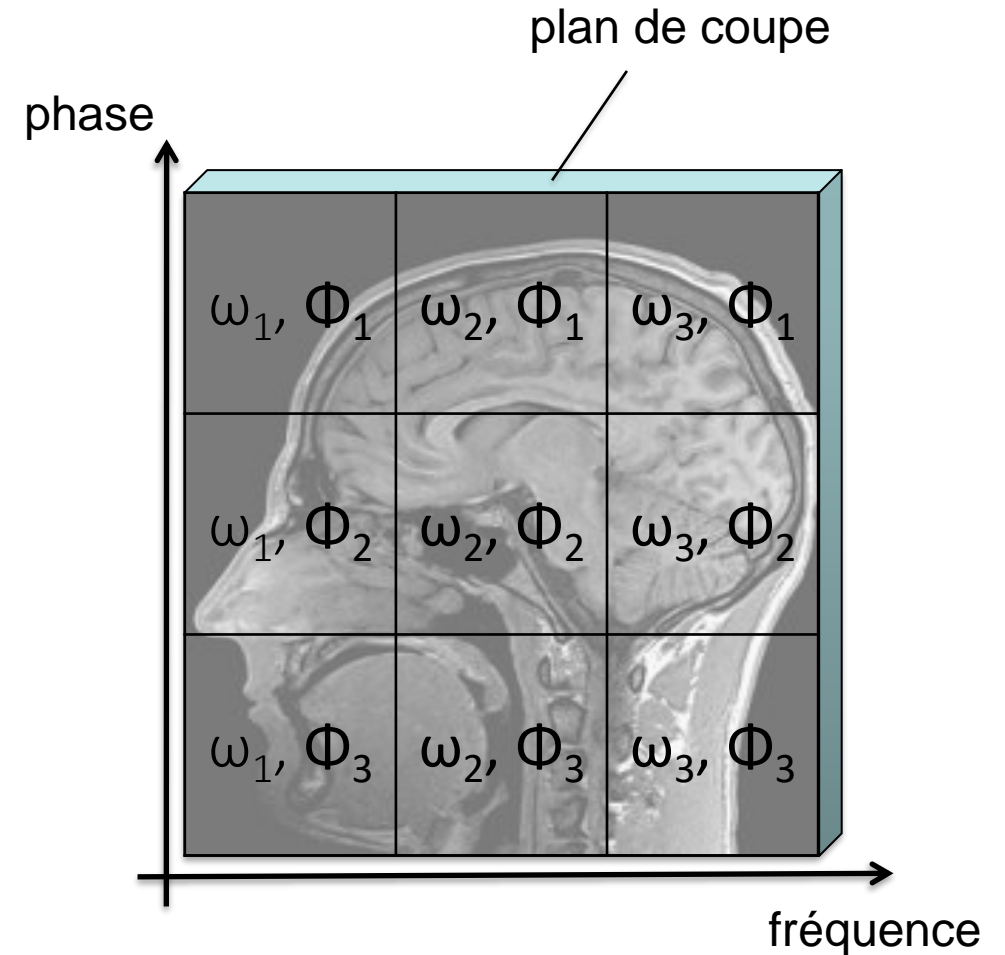


Séparation des fréquences (Reconstruction)



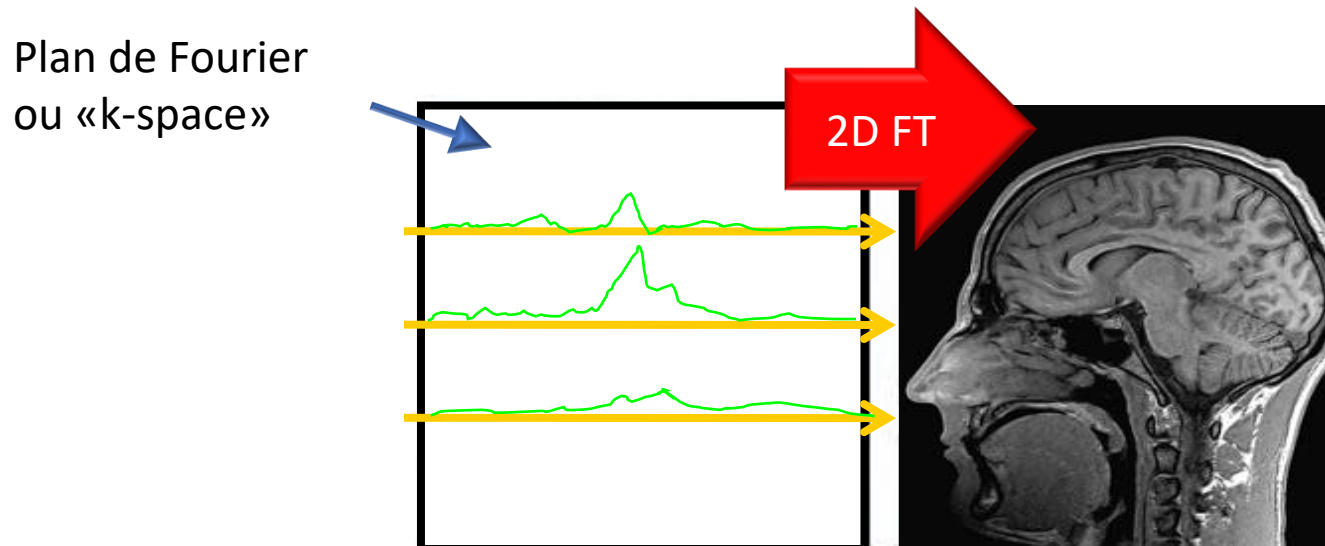
Production d'image

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° .



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.



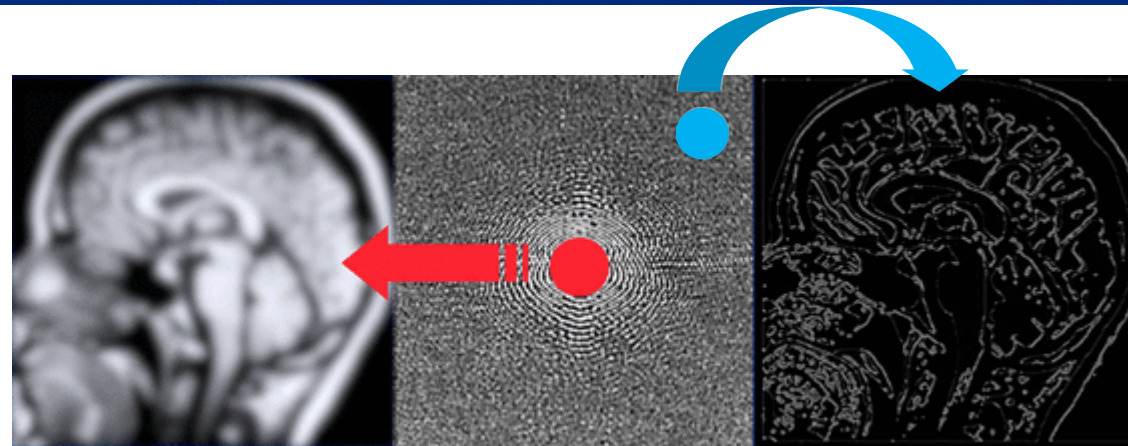
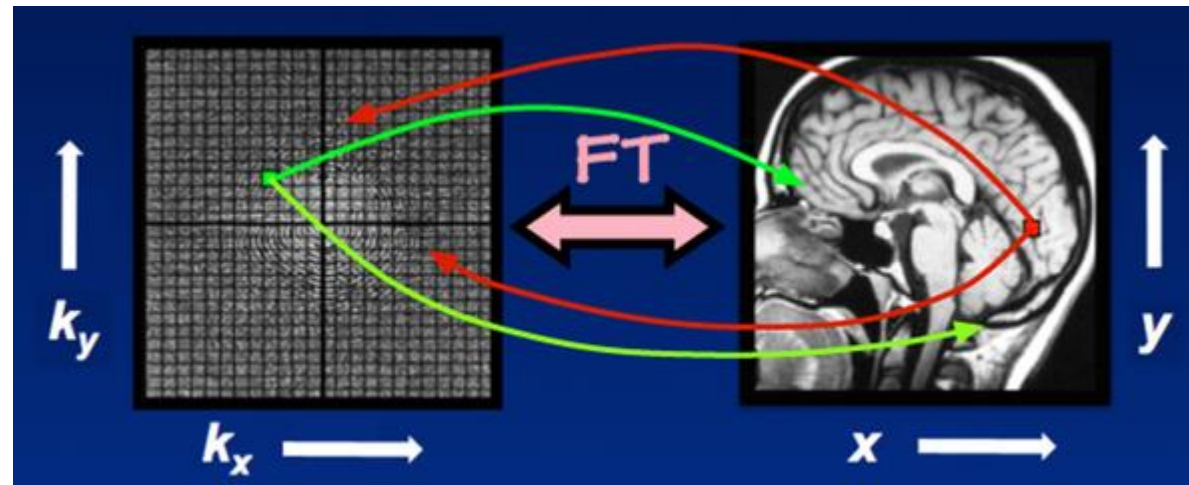
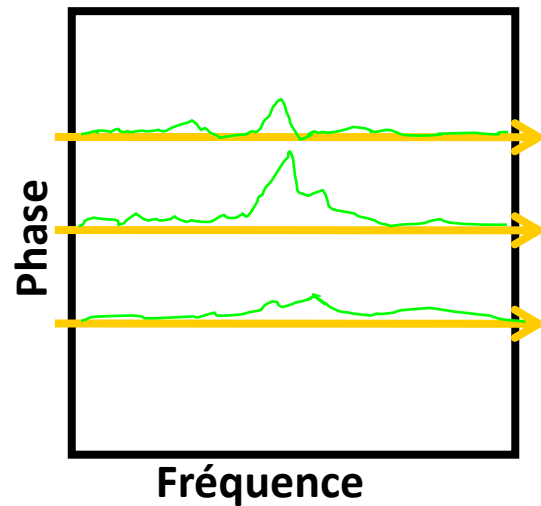
Fourier – Transformée de Fourier

- 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.**



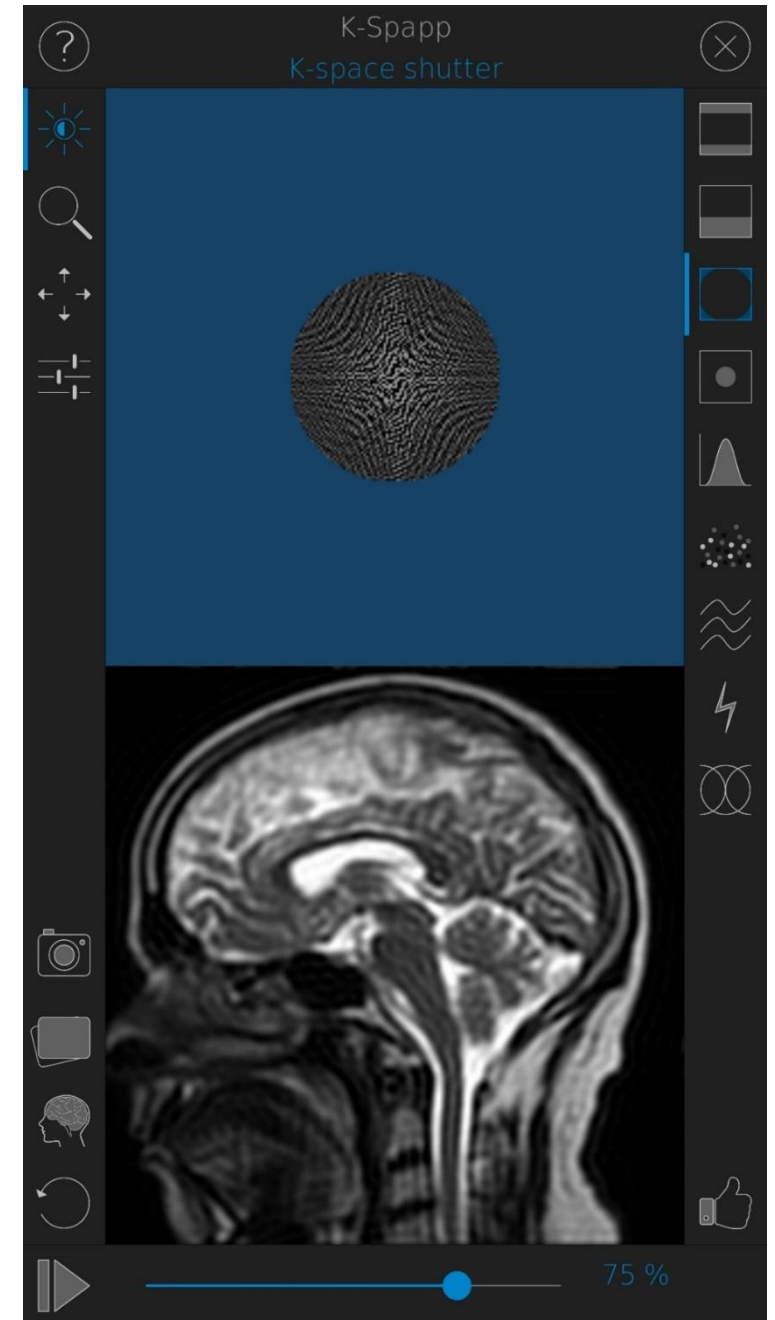
Plan de Fourier = k-space

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



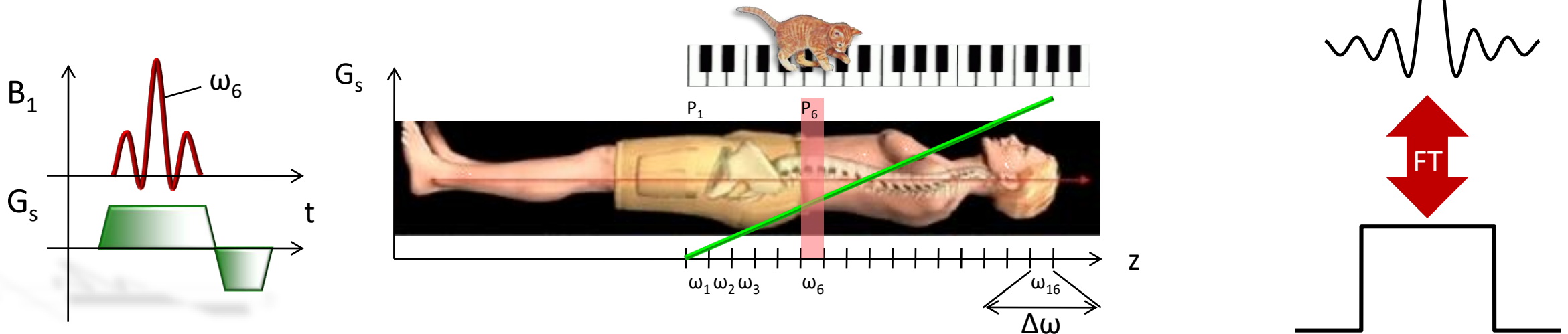
Comprendre l'espace k

- 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)



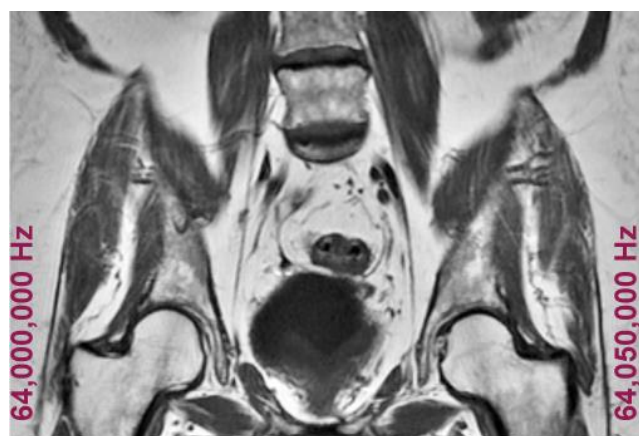
*Bande passante 1 – transmission

- 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

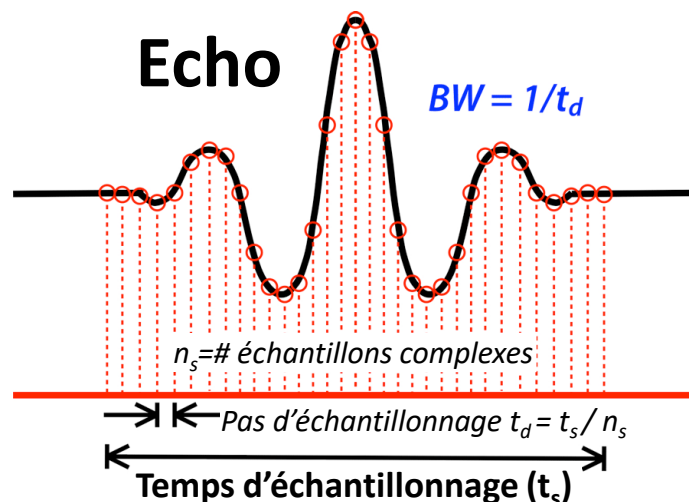


*Bande passante 2 – réception

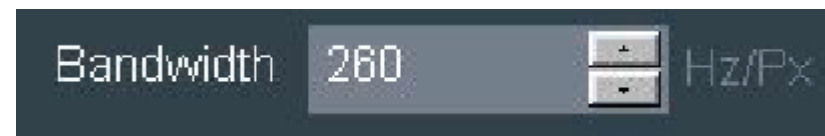
- Bande passante (BW) de réception = gamme de fréquences échantillonnée pendant la lecture du signal (enc. de fréq.)
- Peut être définie à travers l'image (Hz) ou par pixel (Hz/px)
- Gradient de fréquence (G_f) adapté pour maintenir résolution



Bande passante = 50 kHz



$$\bullet \text{SNR} \propto 1/\sqrt{BW}$$



Mécanique de l'IRM I/III

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