

Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) Acquisition - Imagerie Parallèle

*Laboratoire d'Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle (IADI)
U947 INSERM – Université de Lorraine – CHU Nancy
CIC-IT de Nancy*

Jacques FELBLINGER, Freddy ODILLE
j.felblinger@chru-nancy.fr
freddy.odille@inserm.fr





1) Quelques rappels du cours précédent

- Origine du signal
- Conditions de fonctionnement



2) Eléments matériels d'une IRM

- Champ magnétique statique (B_0)
- Gradient de champ magnétique (G_x, G_y, G_z)
- Ondes électromagnétiques (B_1)



3) Réglages avant acquisition

- Energie (SAR)
- Signal/bruit



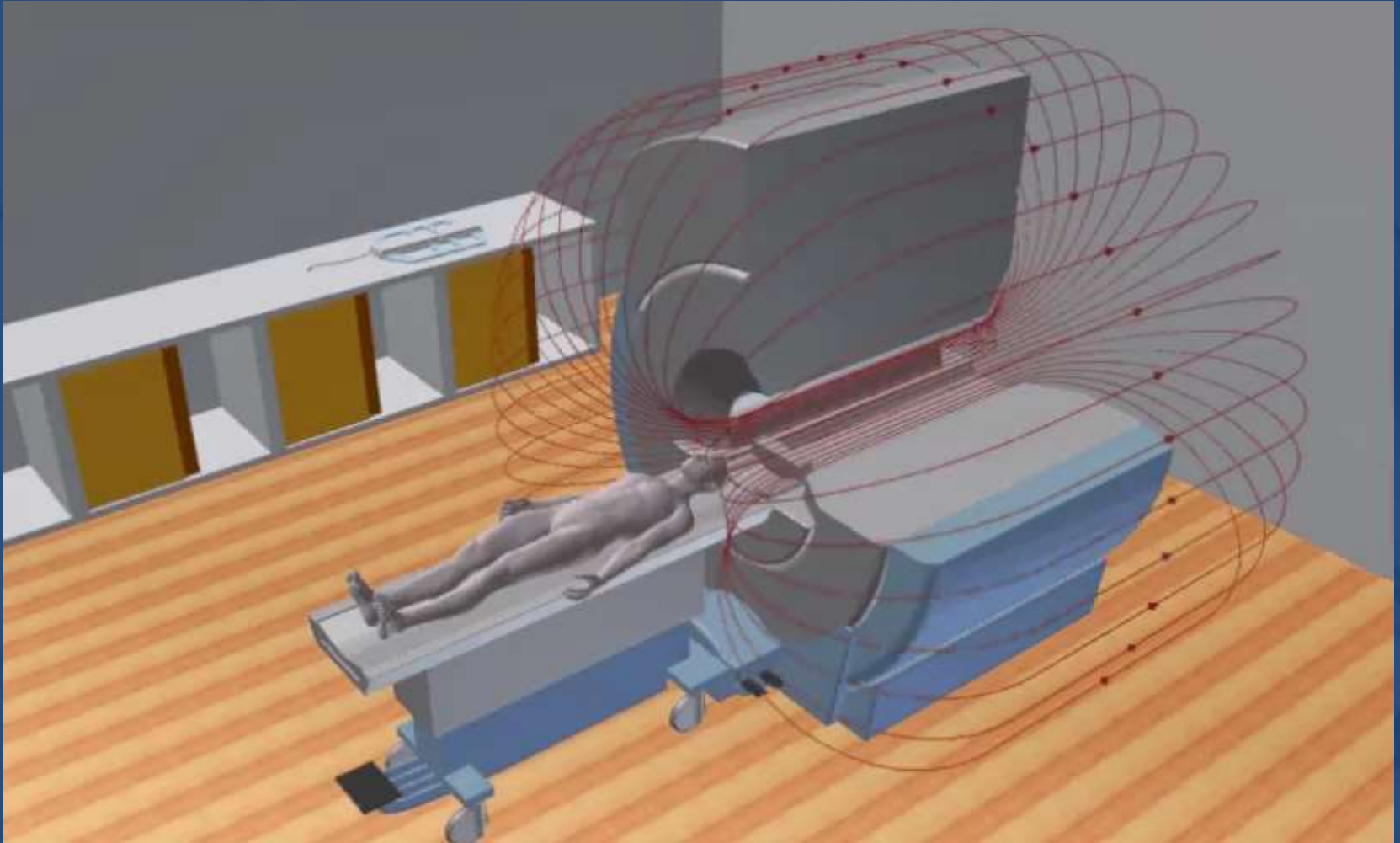
4) Imagerie parallèle

- Principe
- Calibration

<http://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/RMN> - IRM pas à pas

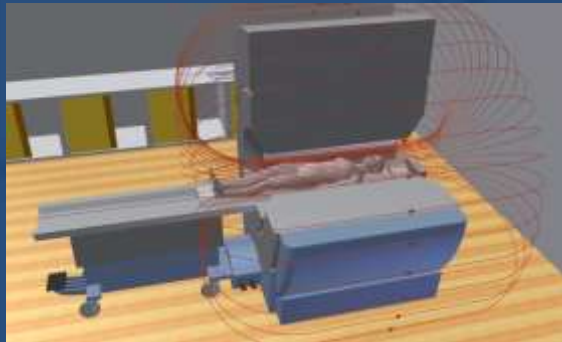


- Guide des technologies de l'imagerie médicale, Masson, Dillenseger
- Collection d'imagerie radiologique, Comprendre l'IRM, Masson, B Kastler
- MRI from Picture to Proton, Cambridge, McRobbie et al.



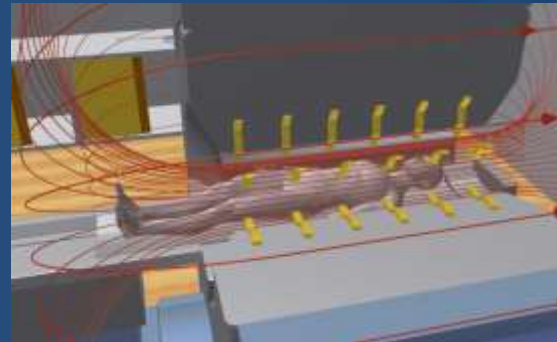
Champ magnétique (le plus grand possible): $1,5\text{T} = 30\,000 \times$ Champ terrestre
Émetteur - Récepteur Radiofréquence

Etape 1



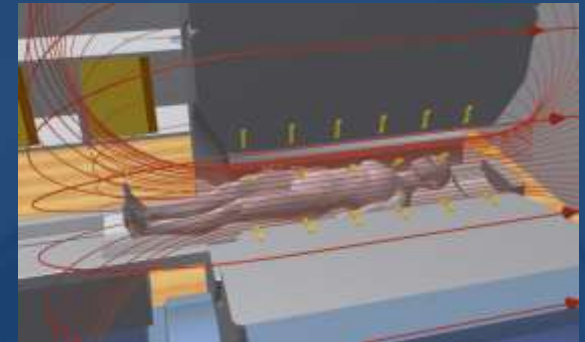
Champ magnétique intense
(aimant supraconducteur)

Etape 2



Apport d'énergie radiofréquence,
Absorption d'énergie dans le corps

Etape 3



Récupération (relaxation),
Réception d'énergie radiofréquence

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} * B$$

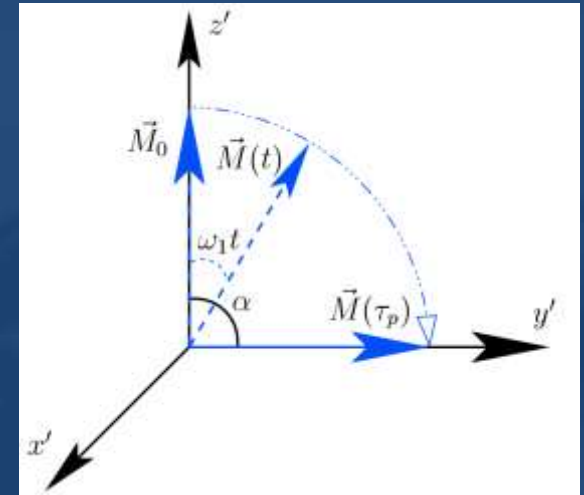
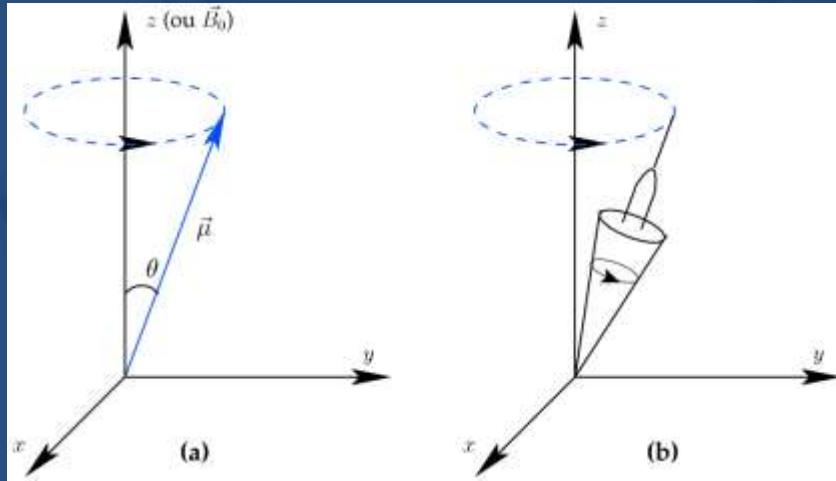
ν = fréquence de résonance (Hz)

γ = rapport gyromagnétique (fonction de l'atome)

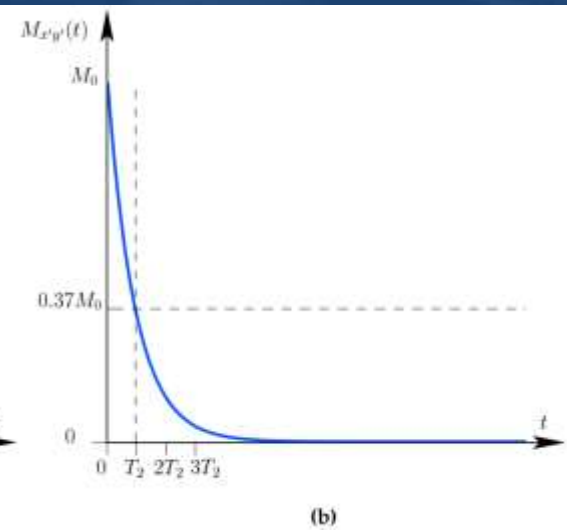
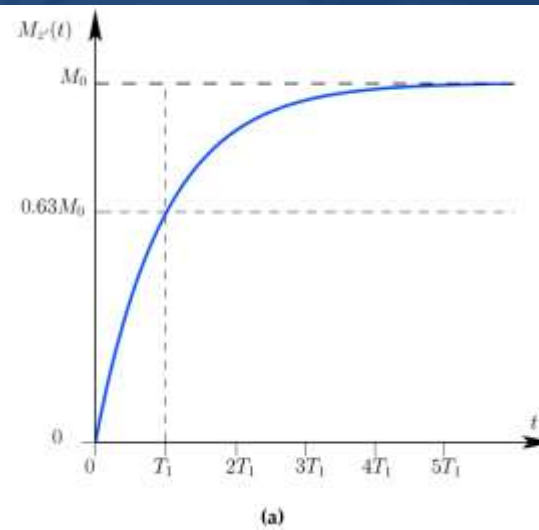
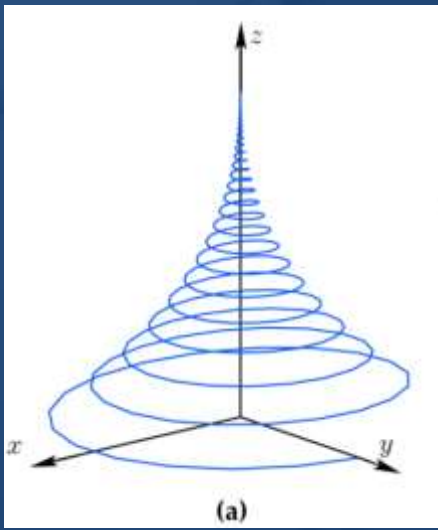
B_0 standard = 1,5 Tesla, ν = 64 MHz = 64 000 000 Hz

Noyaux utilisables : ^1H (corps humain : 70% de H_2O), ^{13}C , ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na

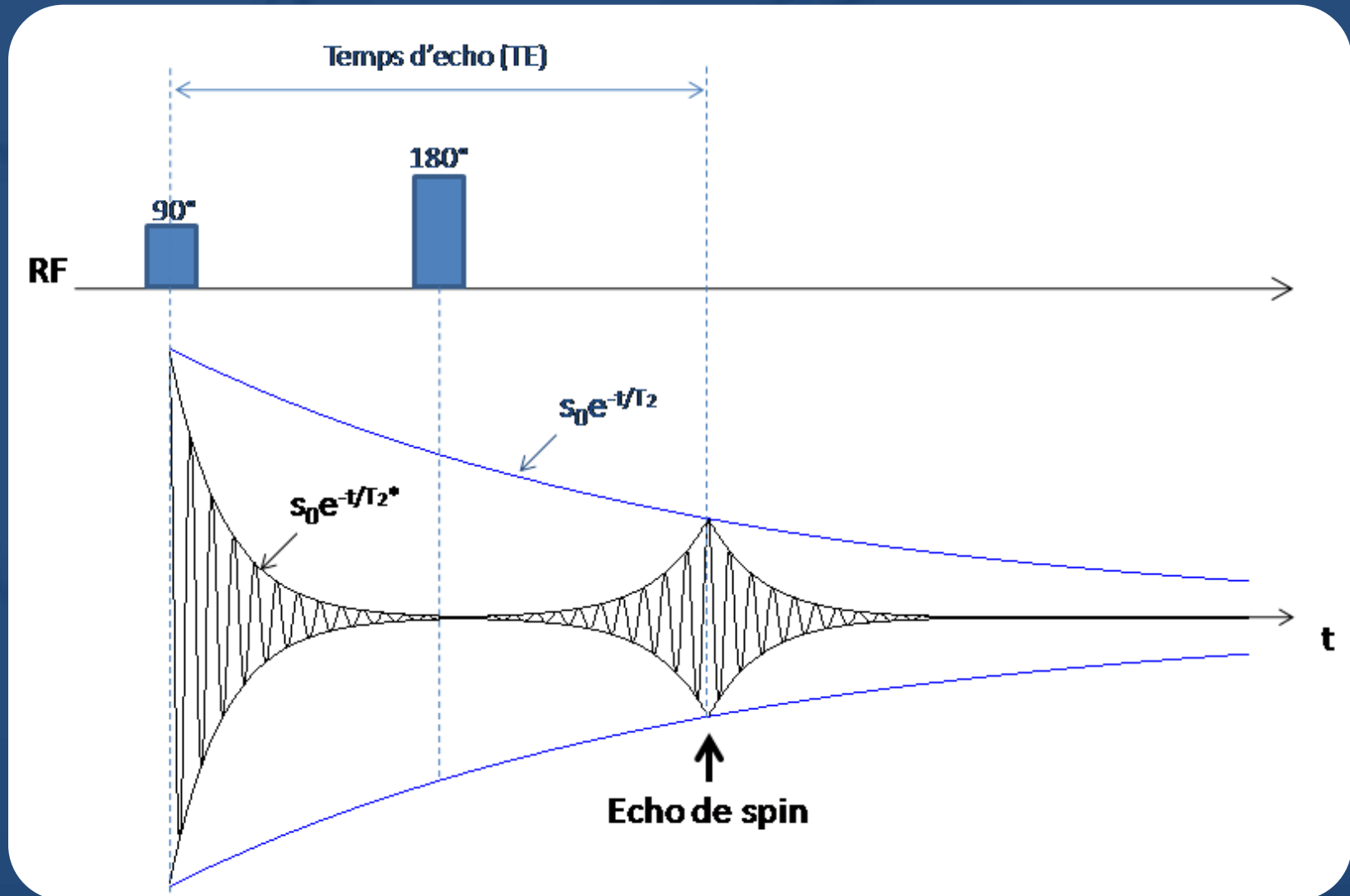
Excitation RF => bascule de l'aimantation puis retour à l'état d'équilibre



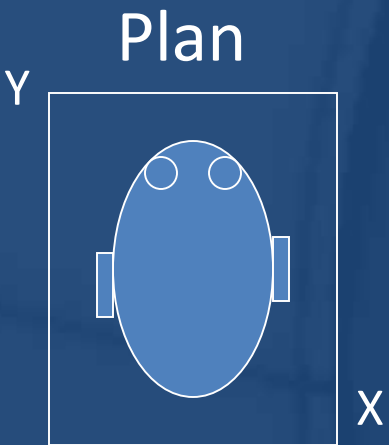
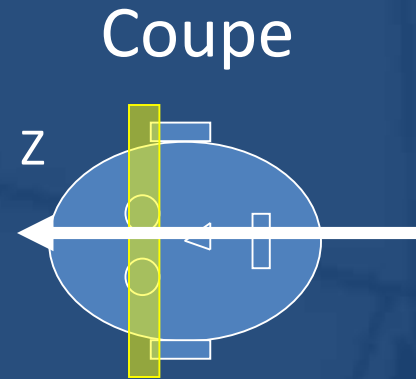
Relaxation longitudinale (T_1) Relaxation transversale (T_2)



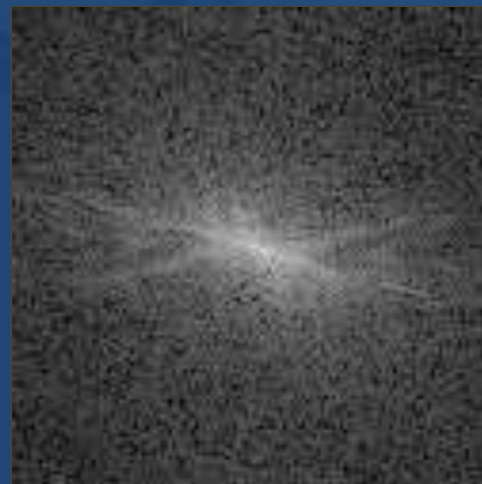
- Une impulsion RF 90° suivi d'une 180°



Acquisition = sélection de coupe
+ codage k du plan (espace k)

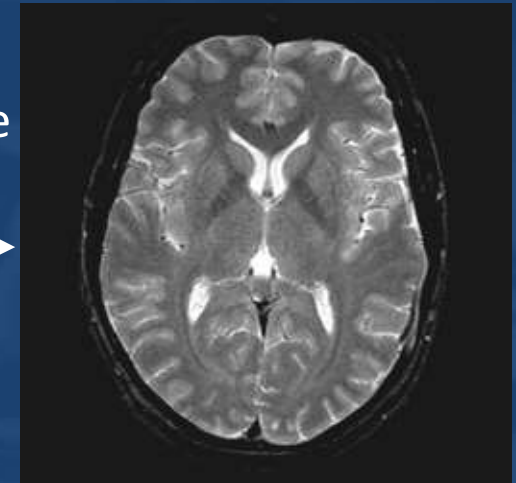


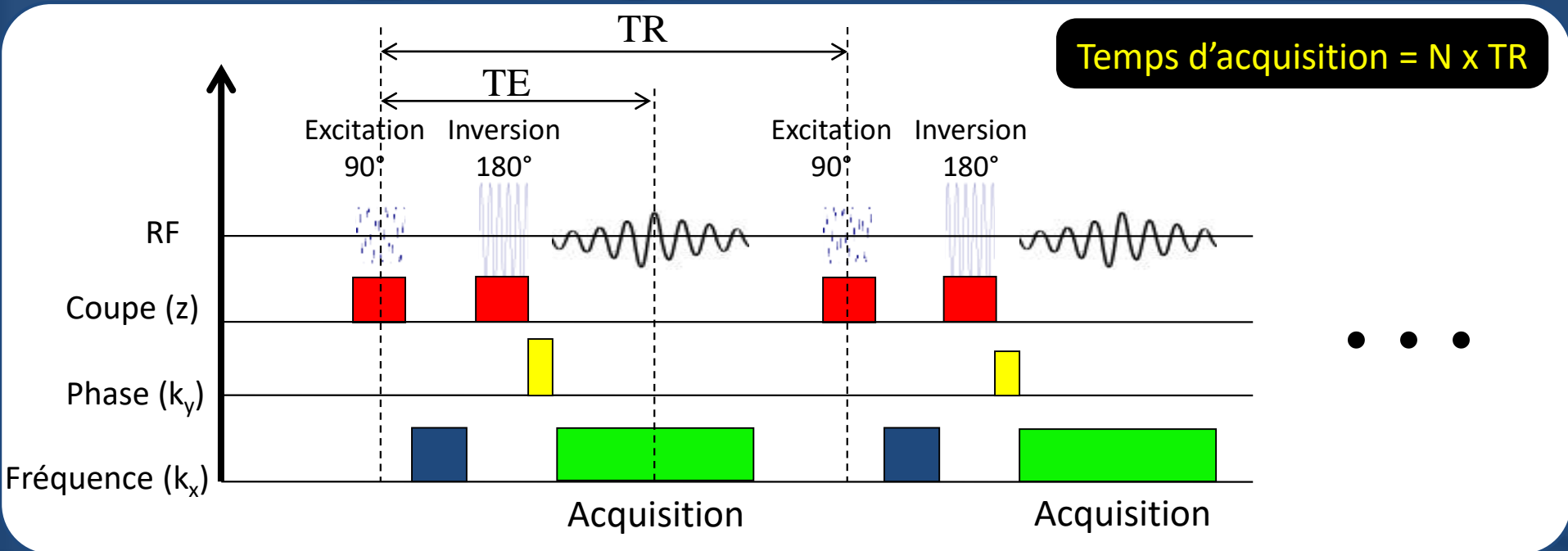
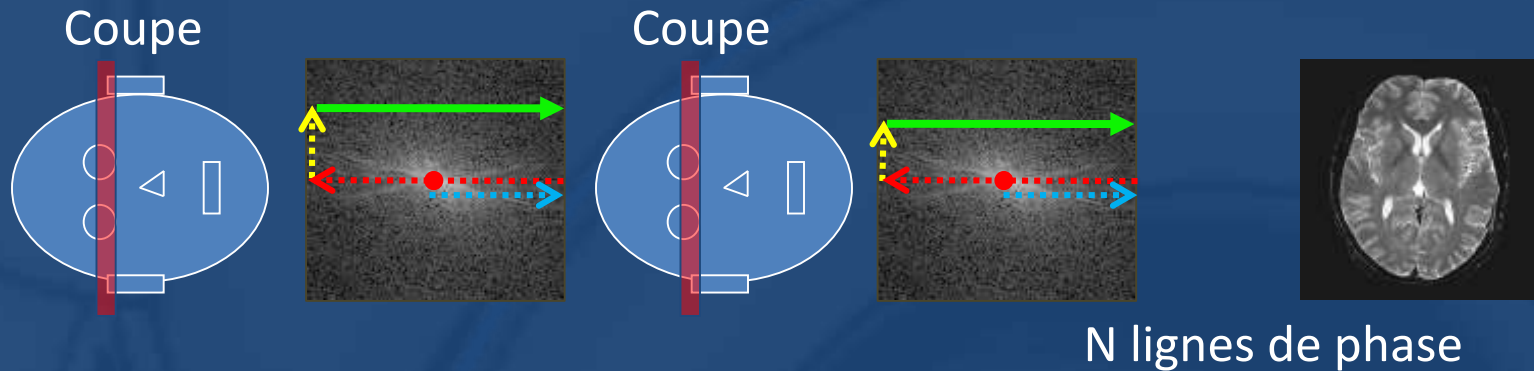
Espace k
(Domaine de Fourier)

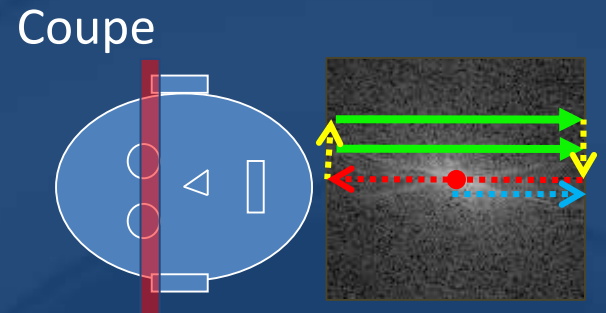
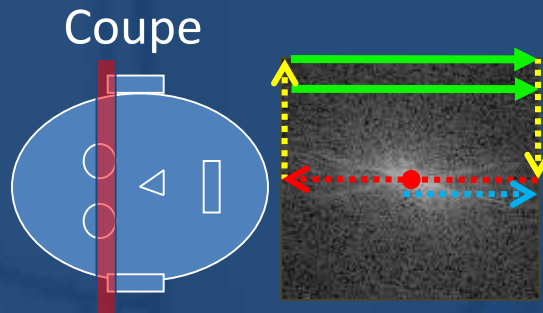


Transformée
de Fourier

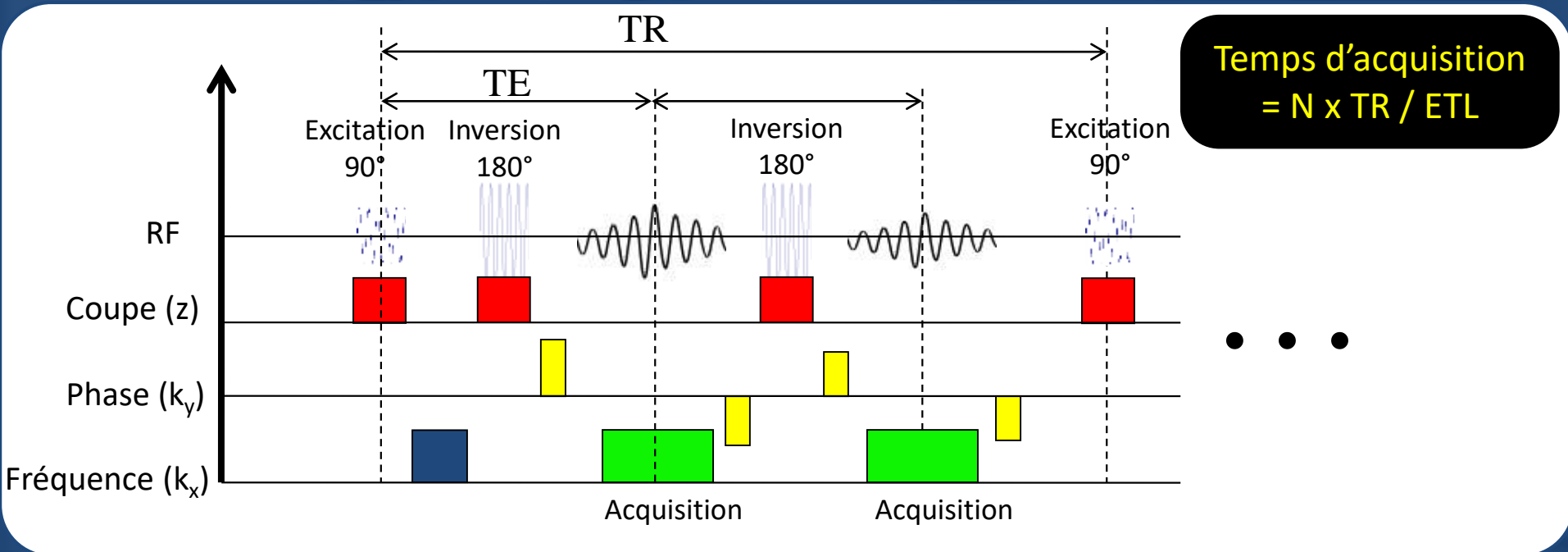
Espace Image



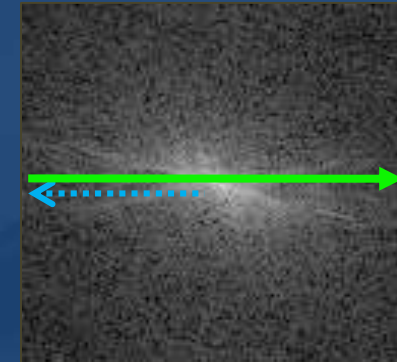
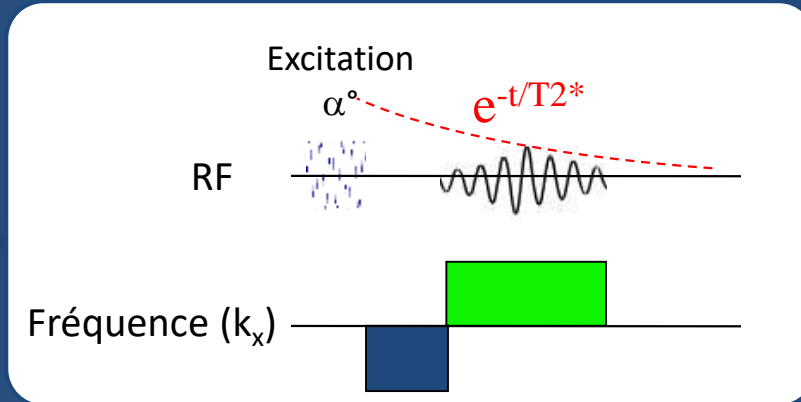




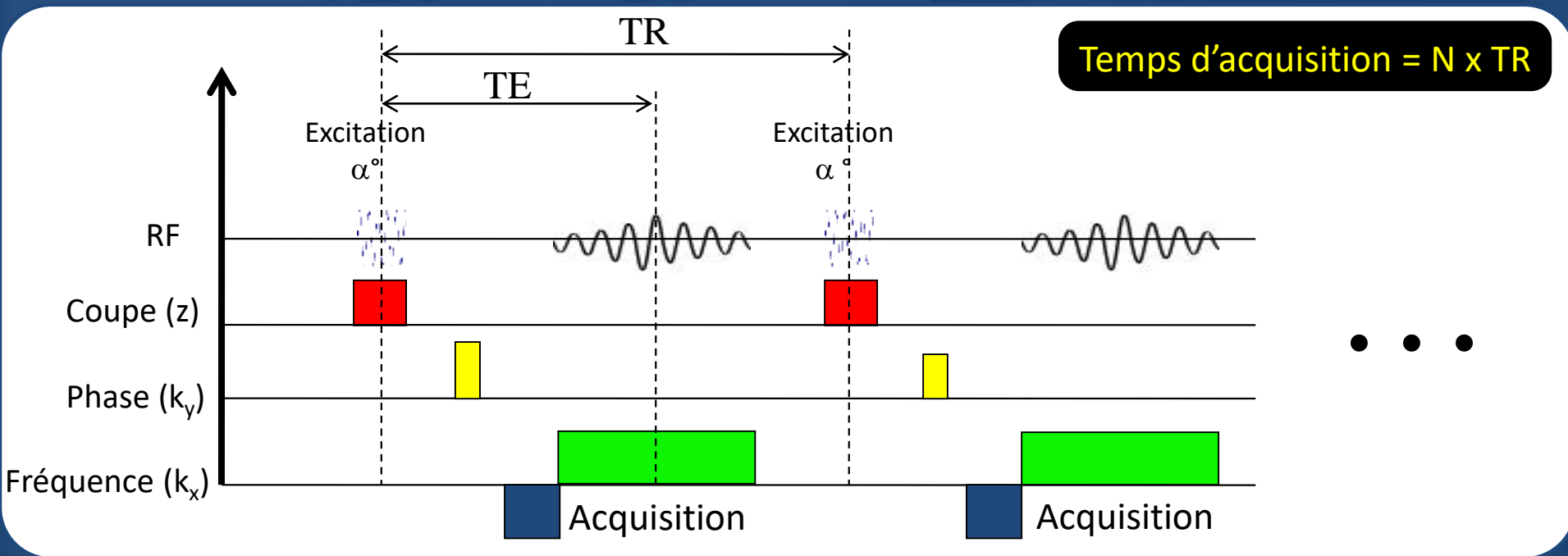
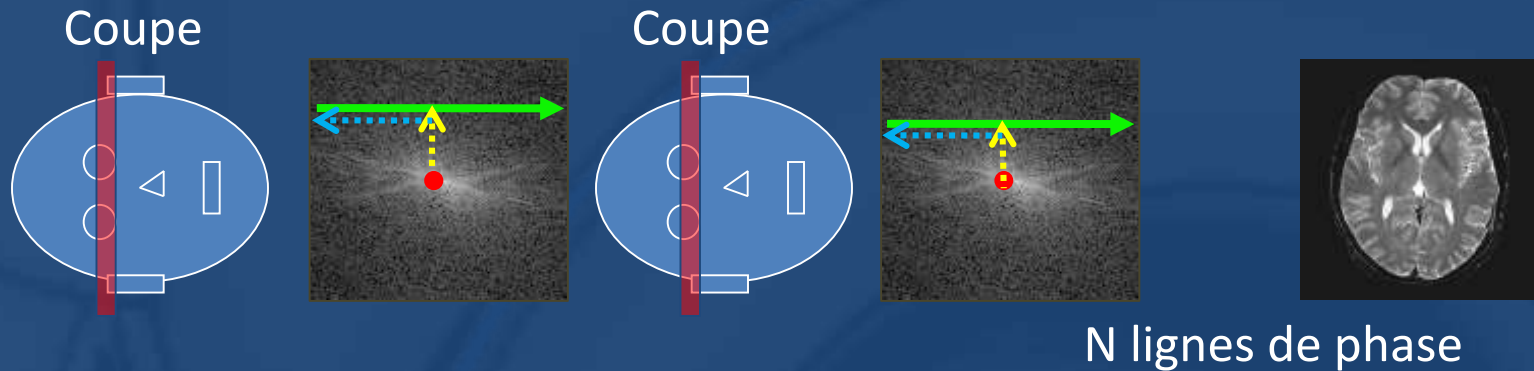
N lignes de phase

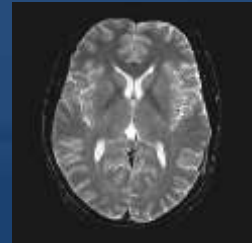
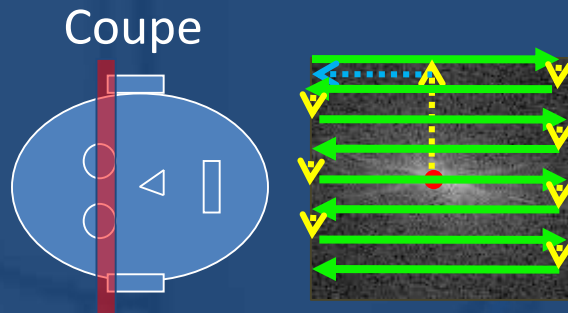


ETL = Echo Train Length (ou « turbo factor ») ; ici ETL=2 (2 échos par train d'écho)

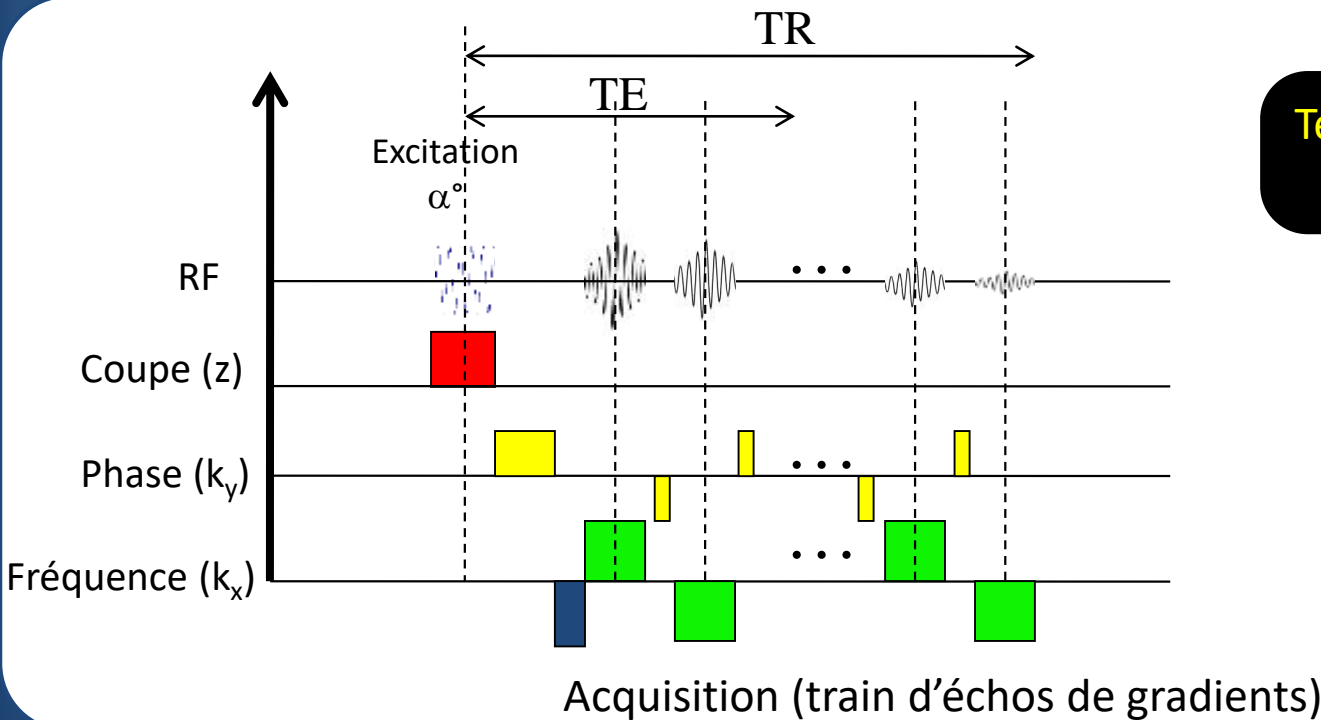


- Echo de gradient :
 - ▣ Déphasage (gradient négatif) : détruit le signal pour préparer l'encodage en fréquence
 - ▣ Rephasage (gradient positif) : refocalise le signal sur la courbe de décroissance en T_2^*





N lignes de phase



Temps d'acquisition = TR
(« single shot » EPI)

□ **Echo de spin (ou écho de spin rapide)**

+ Contraste T_1 , T_2 , densité de protons

+ Pas sensible aux hétérogénéités de champ magnétique => images de meilleure qualité

- Temps d'acquisition long

- Energie envoyée au patient élevée

=> Mesure précise du T_1 ou du T_2 des tissus, contraste optimisé, annulation du signal d'une espèce, éviter artéfacts de susceptibilité...

□ **Echo de gradient (ou EPI)**

+ Contraste T_1 , T_2^* , densité de protons

+ Temps d'acquisition court (pas d'inversion)

+ Energie envoyée au patient faible (petit angle de bascule)

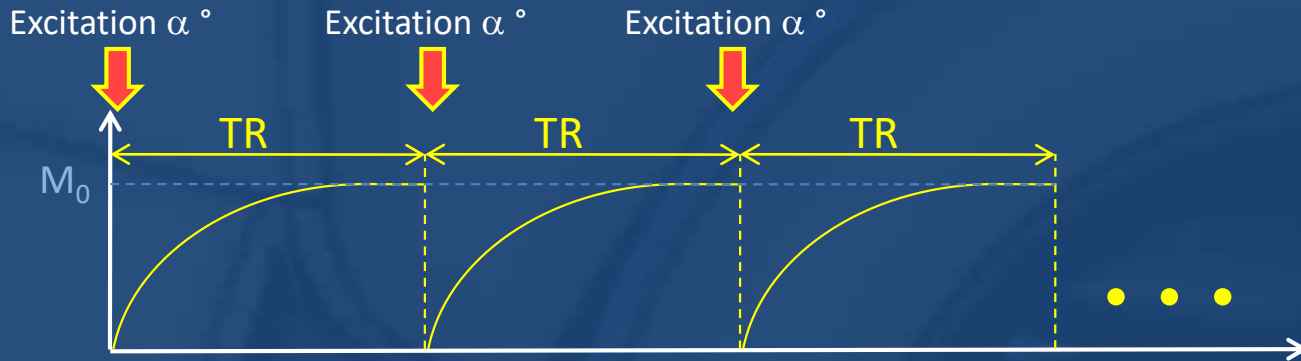
- Sensible aux hétérogénéités de champ magnétique

■ Imperfection du champ B_0 (limitation technique)

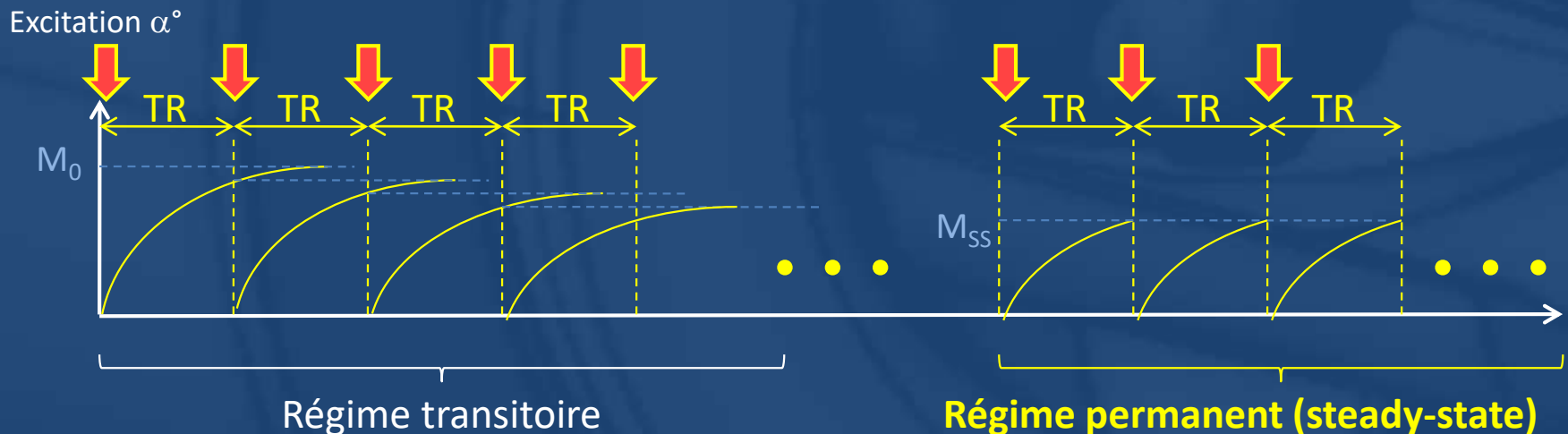
■ Perturbation du champ B_0 due à l'échantillon (interfaces air/tissus, implants ou prothèses métalliques...)

=> Imagerie rapide (ciné, temps-réel), imagerie 3D

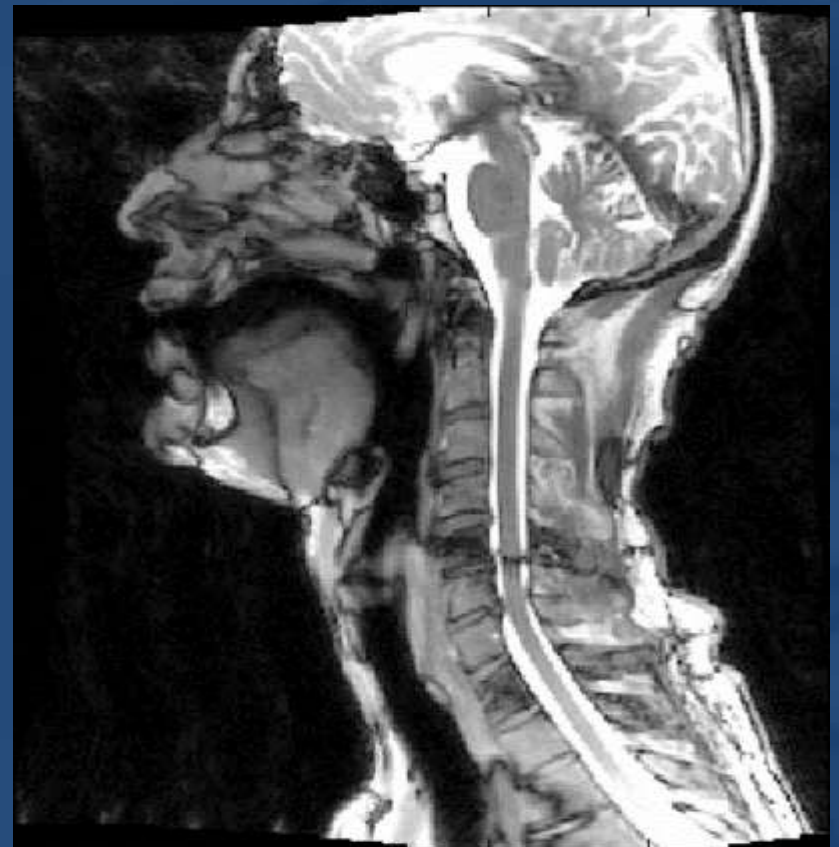
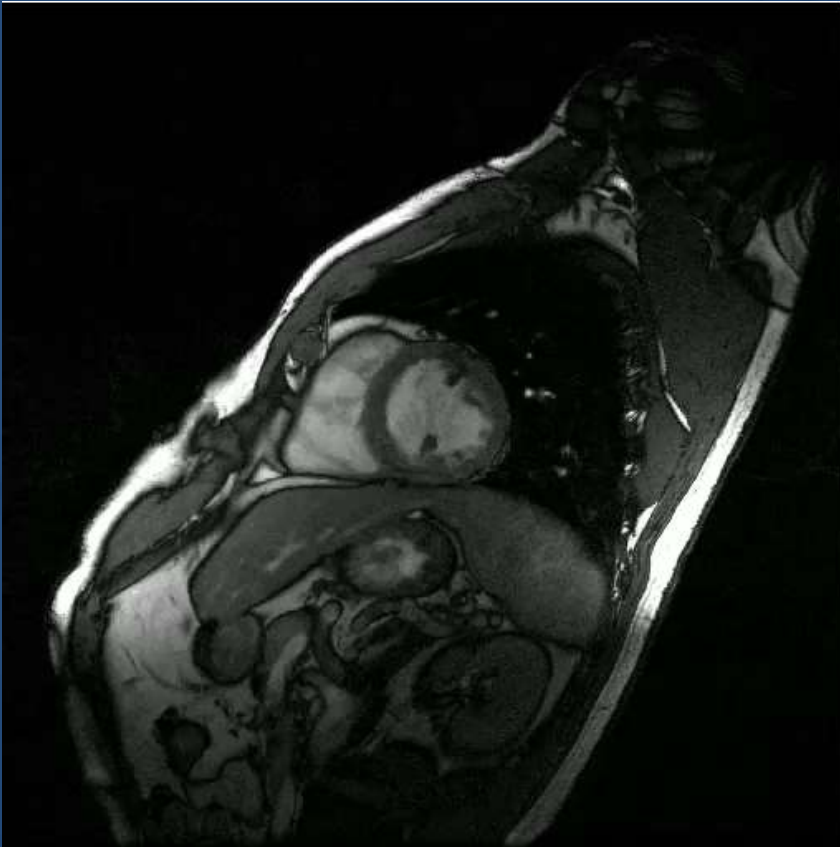
- Echo de spin ou de gradient classique : on attend longtemps entre deux excitations successives (relaxation complète)



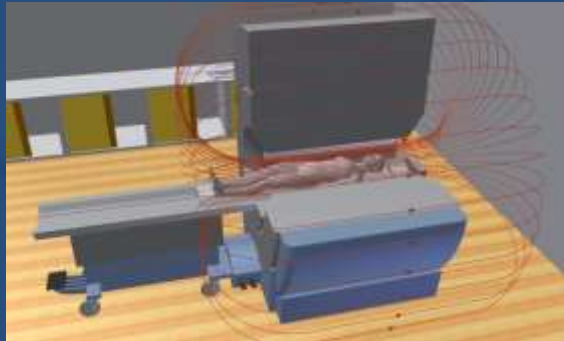
- Echo de gradient rapides : si délai très court entre deux excitations successives \Rightarrow l'aimantation n'a pas le temps de revenir à son état initial



- Séquences SSFP, TR = 4-5 ms
- Contraste en T_2 / T_1
- Imagerie ciné cardiaque : nécessite une synchronisation cardiaque (électrocardiogramme)

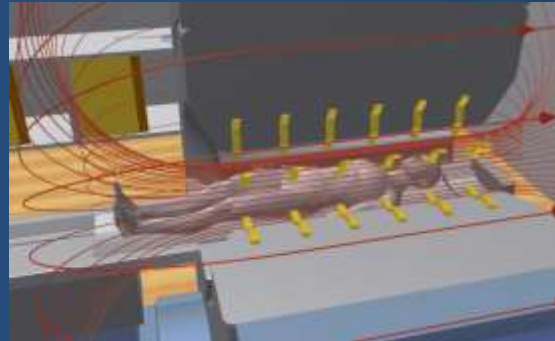


Etape 1



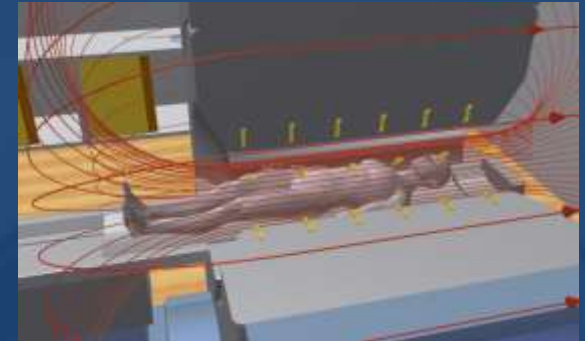
Champ magnétique intense
(supraconducteur)

Etape 2



Apport d'énergie radiofréquence,
Absorption d'énergie dans le corps

Etape 3



Récupération (relaxation),
Réception d'énergie radiofréquence

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} * B$$

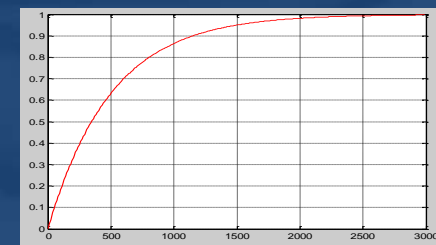
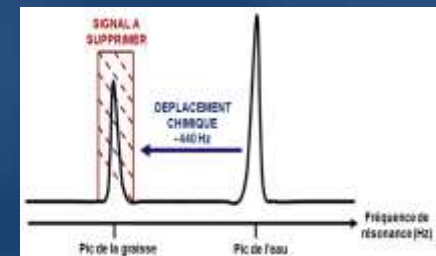
γ : proton H (eau)

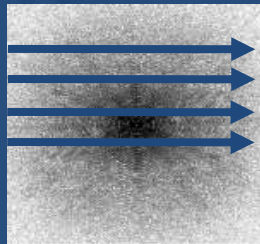
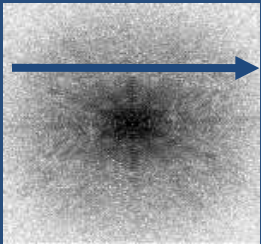
Graisse et eau différentes fréquences de résonances

Sélection du signal graisse/eau

Saturation d'un signal eau ou graisse

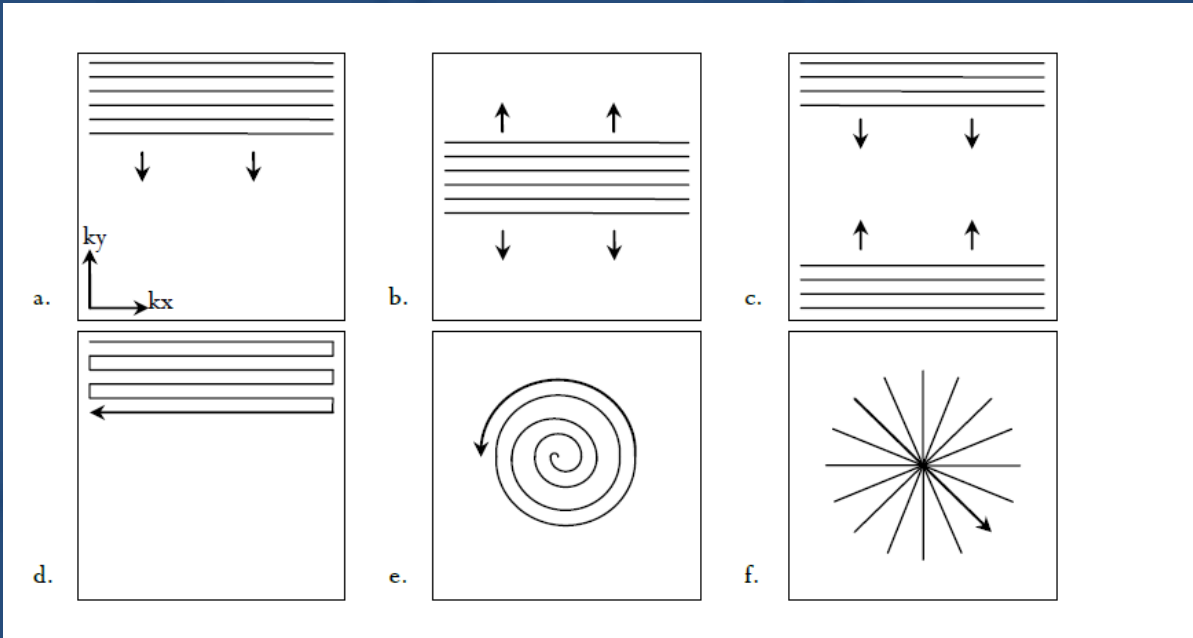
Mesure pendant la relaxation de l'autre signal





- Spin Echo (Gradient echo) , Fast Spin Echo, EPI, SSFP,

1 ligne par excitation, plusieurs lignes pas excitation,.....single shot



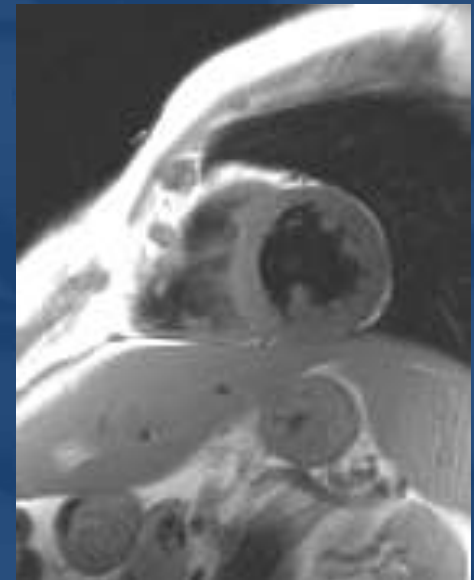
Pour acquérir plus vite le plan de Fourier

- Cartésien: séquentiel, hautes vers basses fréquences ou inverse
- Spirale: simple ou double
- Radiale: angle entre rayons...

- Une séquence se compose de deux parties :
 - **Codage du contraste** (préparation, type d'écho) : inversion à 180° , spatialement sélective, spectralement sélective, pondération par la vitesse, la diffusion...
 - **Codage spatial** (lecture) = comment on remplit l'espace k
 - nom différent pour chaque combinaison et pour chaque constructeur

- Exemple 1 : séquence Black-Blood Fast Spin Echo (BB-FSE)
 - Préparation : double inversion à 180° puis écho de spin
 - Lecture de groupes de lignes lors des trains d'échos de spin

- Exemple 2 : séquence Spin Echo EPI
 - Préparation écho de spin (contraste T_2)
 - Lecture par remplissage « single shot » de l'espace k (acquisition rapide mais décroissance en T_2^* pendant la lecture)



TR = temps de répétition = temps entre deux excitations successives

TE = temps d'écho = temps auquel l'écho est généré = signal mesurable

Angle de bascule = $90^\circ - 180^\circ$ pour une séquence spin écho, $<90^\circ$ en écho de gradients

Echo de Spin = séquence de base, corrige les inhomogénéités de B_0 , lente

Fast Spin Echo = $90^\circ - 180^\circ - 180^\circ - 180^\circ - 180^\circ \dots$ Plusieurs lignes

Echo de gradients = séquence rapide, ne corrige pas les inhomogénéités de B_0

EPI = écho de gradient « single shot »

Séquences « steady state » = écho de gradient à TR court, aimantation en état d'équilibre

Remplissage de l'espace de Fourier: Cartésien, Spirale, Radiale,...

Saturation (inversion) du signal de l'eau ou de la graisse avant la séquence d'acquisition

Sélection spectrale du signal de l'eau ou de la graisse avant la séquence d'acquisition

Séquence = (séquence de base, remplissage du kspace, combien d'impulsion RF saturation/sélection....) + imagerie parallèle.....

= **NOM** (différent pour chaque constructeur)



1) Quelques rappels du cours précédent

- Origine du signal
- Conditions de fonctionnement



2) Éléments matériels d'une IRM

- Champ magnétique statique (B_0)
- Gradient de champ magnétique (G_x, G_y, G_z)
- Ondes électromagnétiques (B_1)



3) Réglages avant acquisition

- Energie (SAR)
- Signal/bruit



4) Imagerie parallèle

- Principe
- Calibration
- Effets



Console IRM



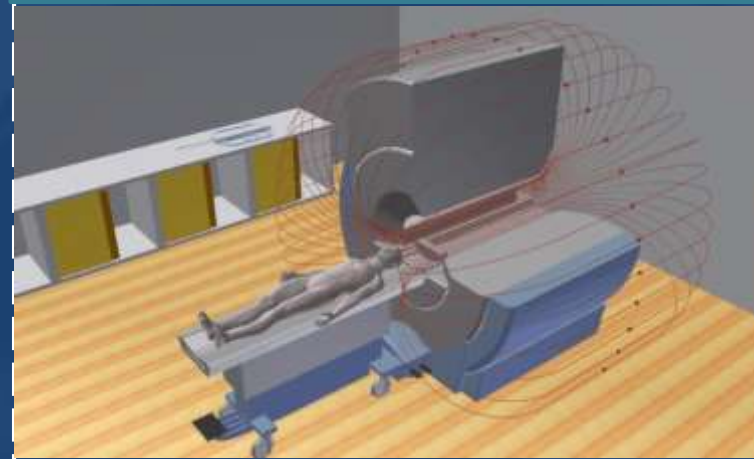
Séquenceur



Amplificateur



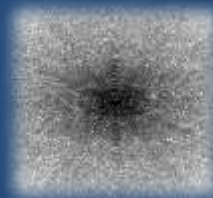
$B_0 + B_1$
+ gradient de champ magnétique



Réception



ADC



Données brutes

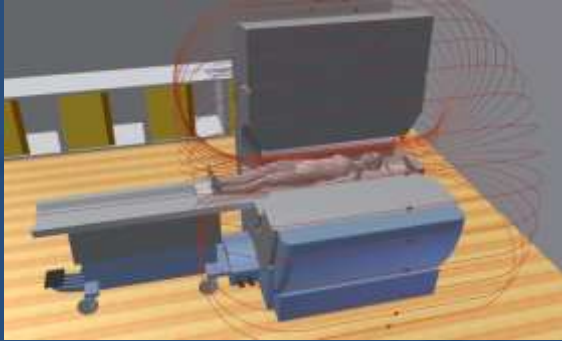


Reconstruction



DICOM images

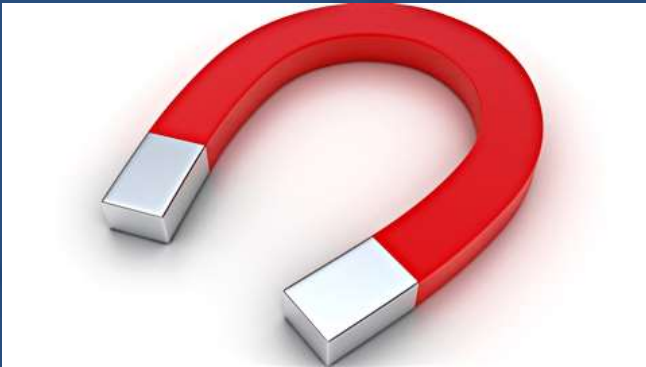
Etape 1



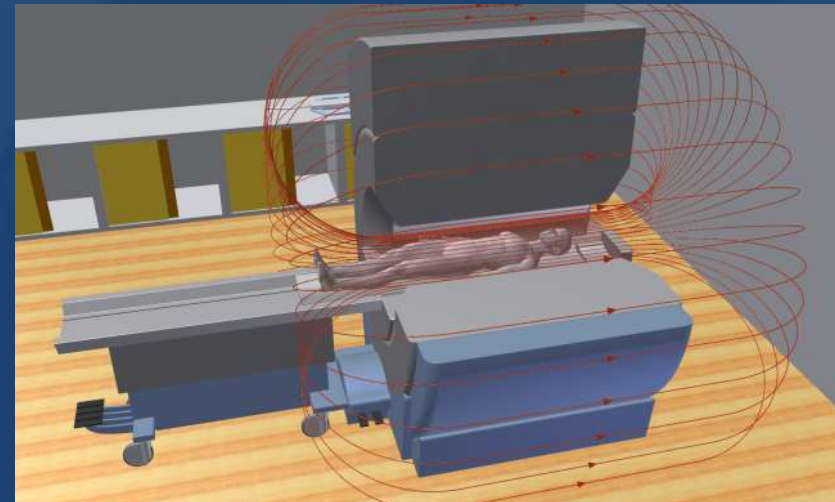
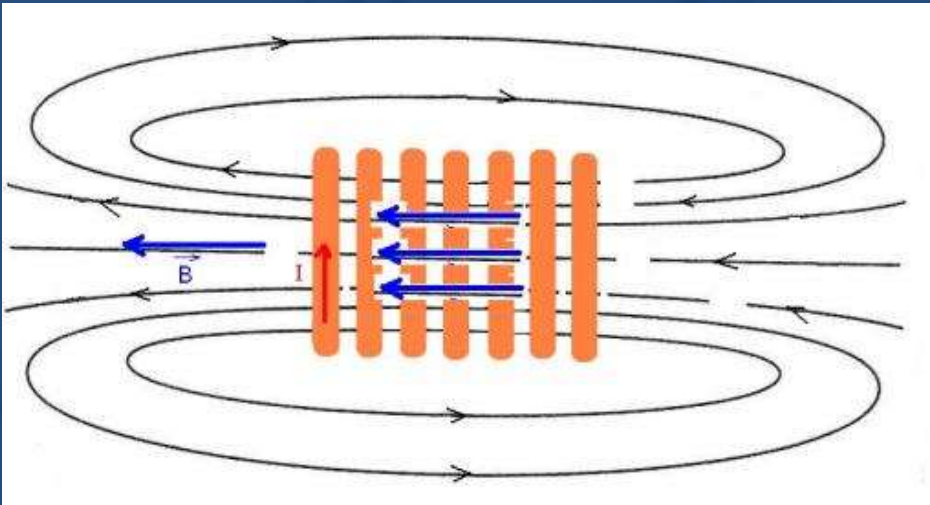
Champ magnétique intense
(supraconducteur)



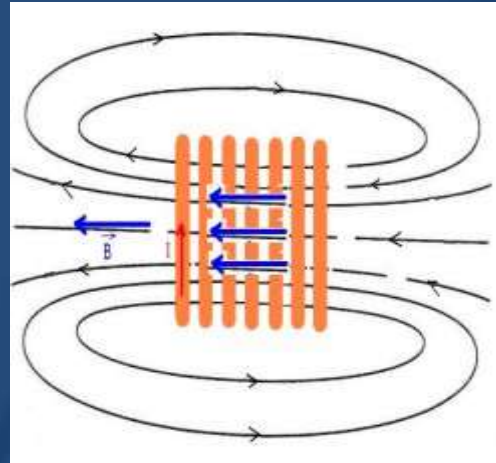
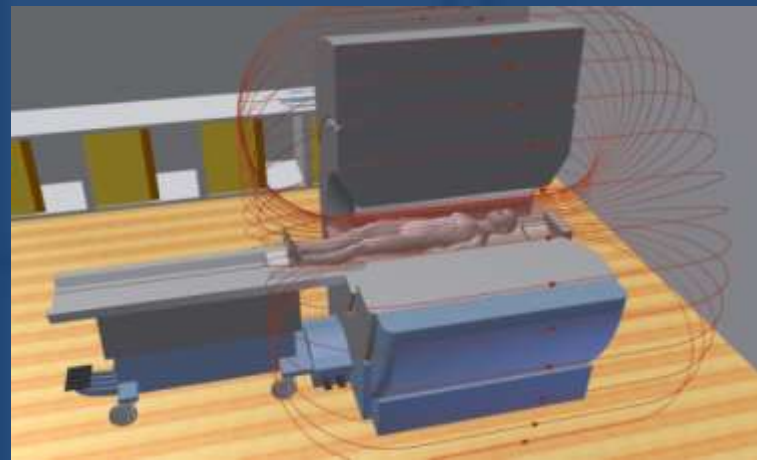
- 1) Aimant
- 2) Champ magnétique terrestre x 30 000
- 3) Production de champ magnétique



- 1) Pôle Nord –Pôle Sud
- 2) Force d'attraction
- 3) Lignes de champ



- 1) Solénoïde
- 2) Intensité du champ = fonction (nombre de spires, courant)



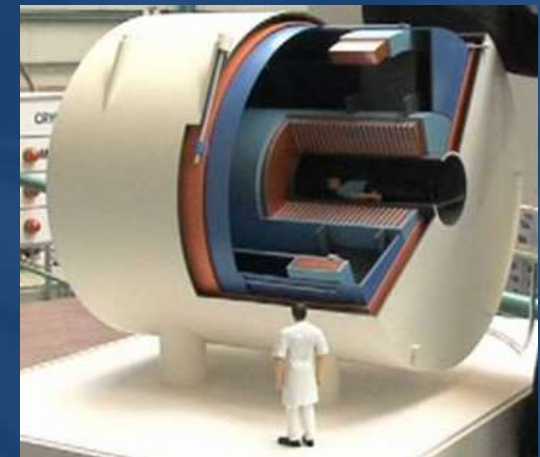
Dr. D. McRobbie, NHS Trust

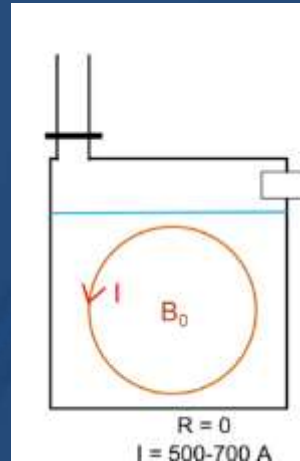
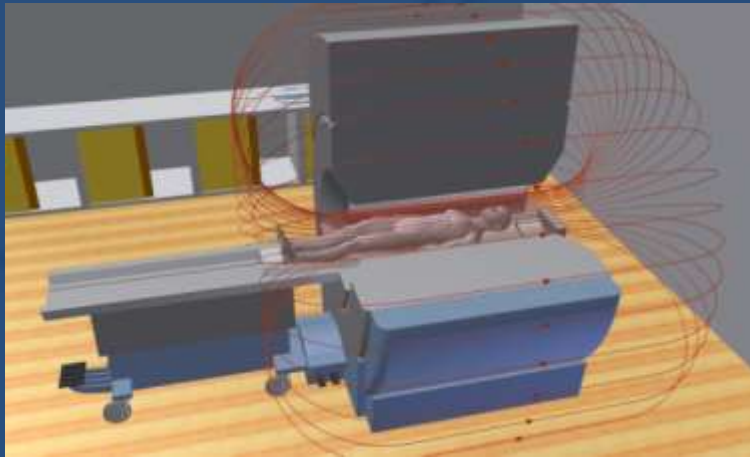
Pourquoi augmenter B_0 ?

- $SNR \propto B_0$
- En Clinique 1.5T (optimum pour la plupart des applications)

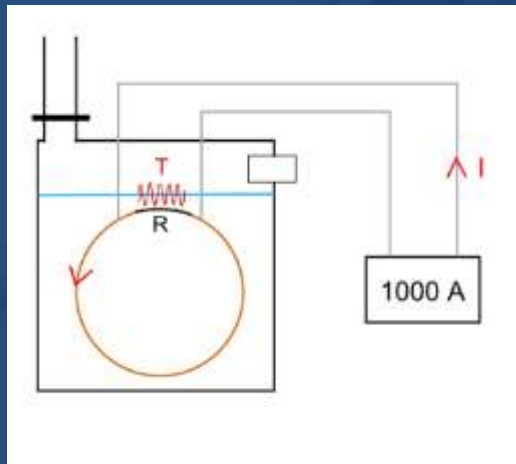
Design: ouverts 0,5-0,7T

Très haut champ 10,5T





- 500-700A > 30kW
- Matériel dédié
- Hélium Liquide -269°C
- 1500-1800 l
- (1l liquide = 700l of gaz)

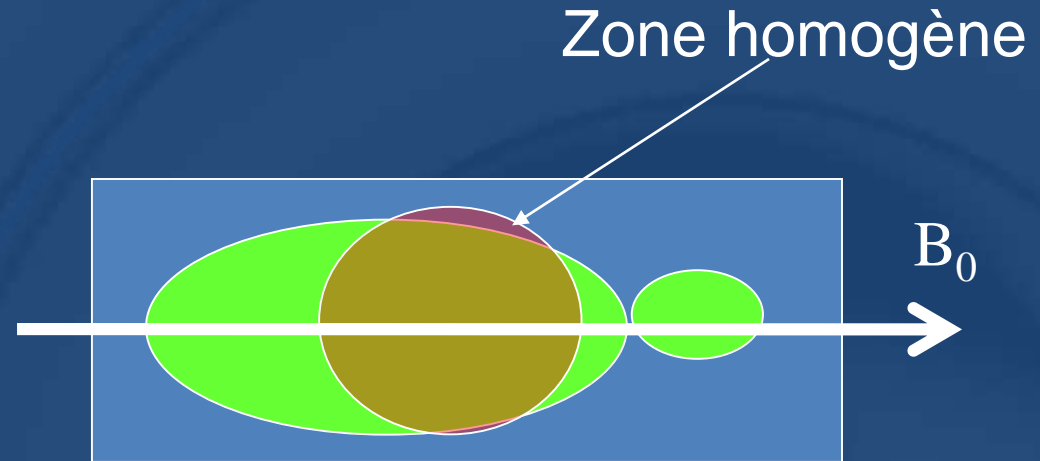
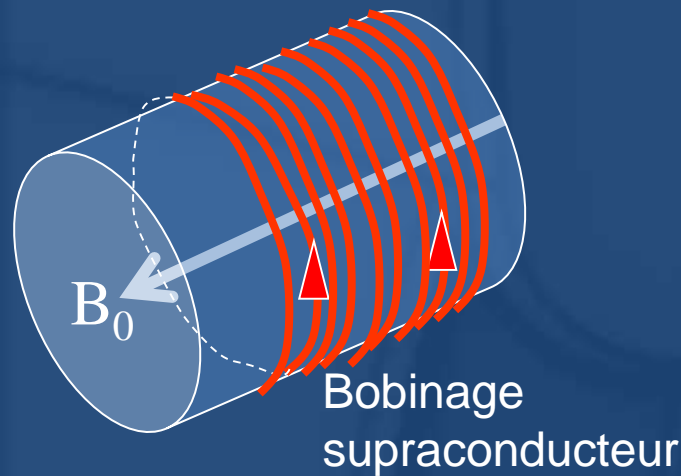


Application du champ B0 (plusieurs heures /jours)

- Générateur externe et un entrée « chaude »
- 0 A puis augmentation jusqu'à obtenir 1,5T
- Refroidissement de l'entrée chaude - 0Ω
- Courant continue sans apport externe
- Identique pour réduire le champ

Sécurité: Champ magnétique toujours présent (même hors séquence, sans bruit...), start/stop B0 = processus long et couteux ou QUENCH

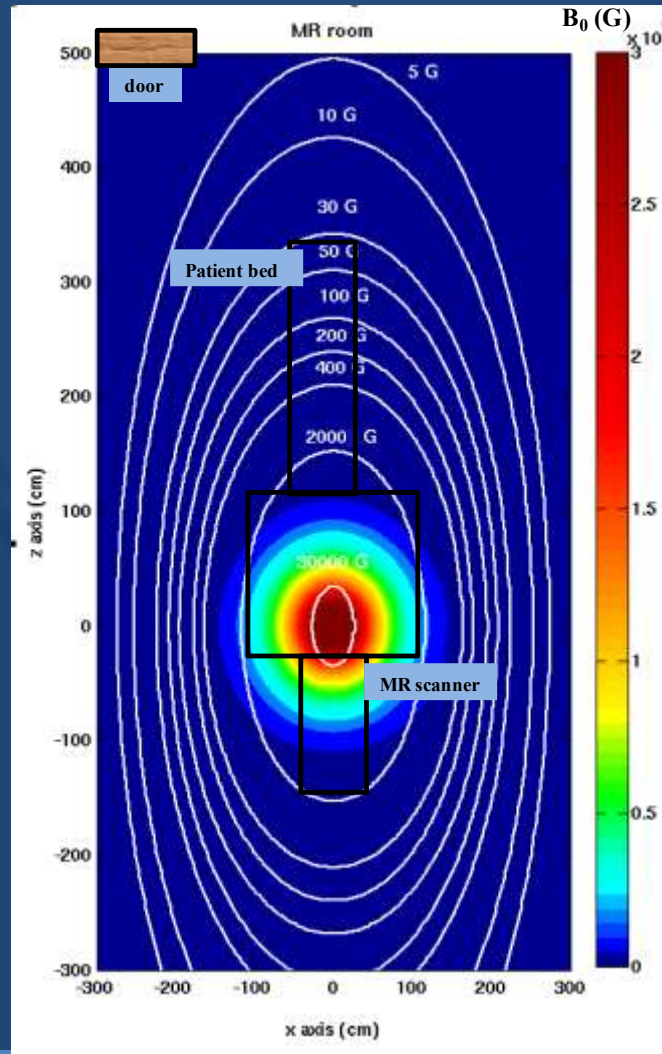
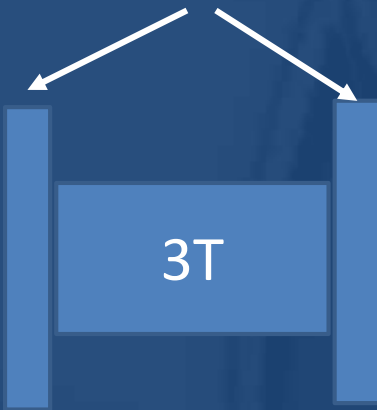
$B_0 = 1,5 \text{ T} \rightarrow$ fréquence de Larmor = 64 000 000 Hz
(30 000 fois le champ magnétique terrestre)



- B_0 est homogène seulement dans une sphère de 50 cm au milieu de l'aimant.
homogénéité en ppm (*décalage 1/1000 000, quelques mT = quelques Hz*)
- **Conséquence:** il faut toujours déplacer la région d'intérêt au milieu de l'aimant
- **Réglage de homogénéité** = SHIM (pour les séquences sensibles, pour les extrémités)



Blindage actif!



Hors aimant :
Reduction rapide
du champ magnétique

Sécurité: très fort gradient de champ = attraction très rapide



Attraction force induced on a 5 cents coin in a MRI scanner



Attraction of 5 cents coin (video available at www.healtis.com)



Torque induced on a ferromagnetic object in a MRI scanner



Paperclip in B0 (video available at www.healtis.com)

En cas d'urgence vitale : PUSH the QUENCH button

- Stoppe le champ magnétique en quelques minutes
- Vaporise l'Hélium liquide puis l'évacue hors du bâtiment
- Cout très importants!!!

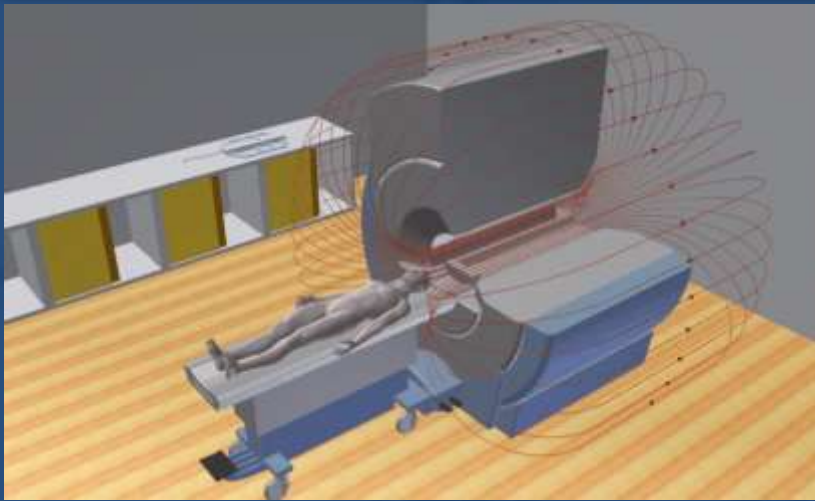
Sans urgence vitale

- Appeler le constructeur qui réduire le champ lentement pour éviter d'endommager l'IRM



Sécurité : Savoir où le bouton de quench et connaître son effet





Champ magnétique toujours présent!!!

- Attire tous les objets ferromagnétiques
- Risque principal en IRM
- 1,5T ou 3T en clinique
- 7T voire plus en recherche
- Champ homogène sur $\varnothing 50$ cm



ATTENTION: objets ferromagnétiques

- Danger pour le patient
- Montre, disquette....

Sécurité : Différents seuils à respecter
40mT pour la plupart des appareils
1m de l'entrée du tunnel souvent une bonne limite

Décret: Valeur limite d'exposition 2T

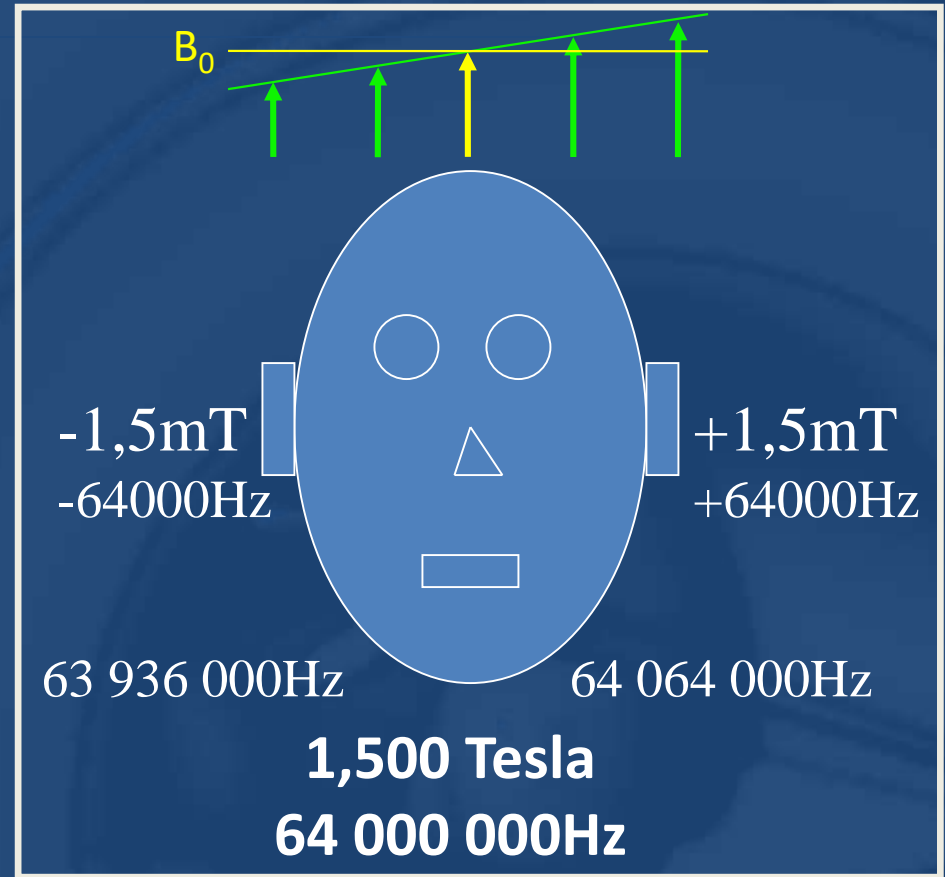
$$\nu_r = \frac{\gamma}{2\pi} * B_0$$

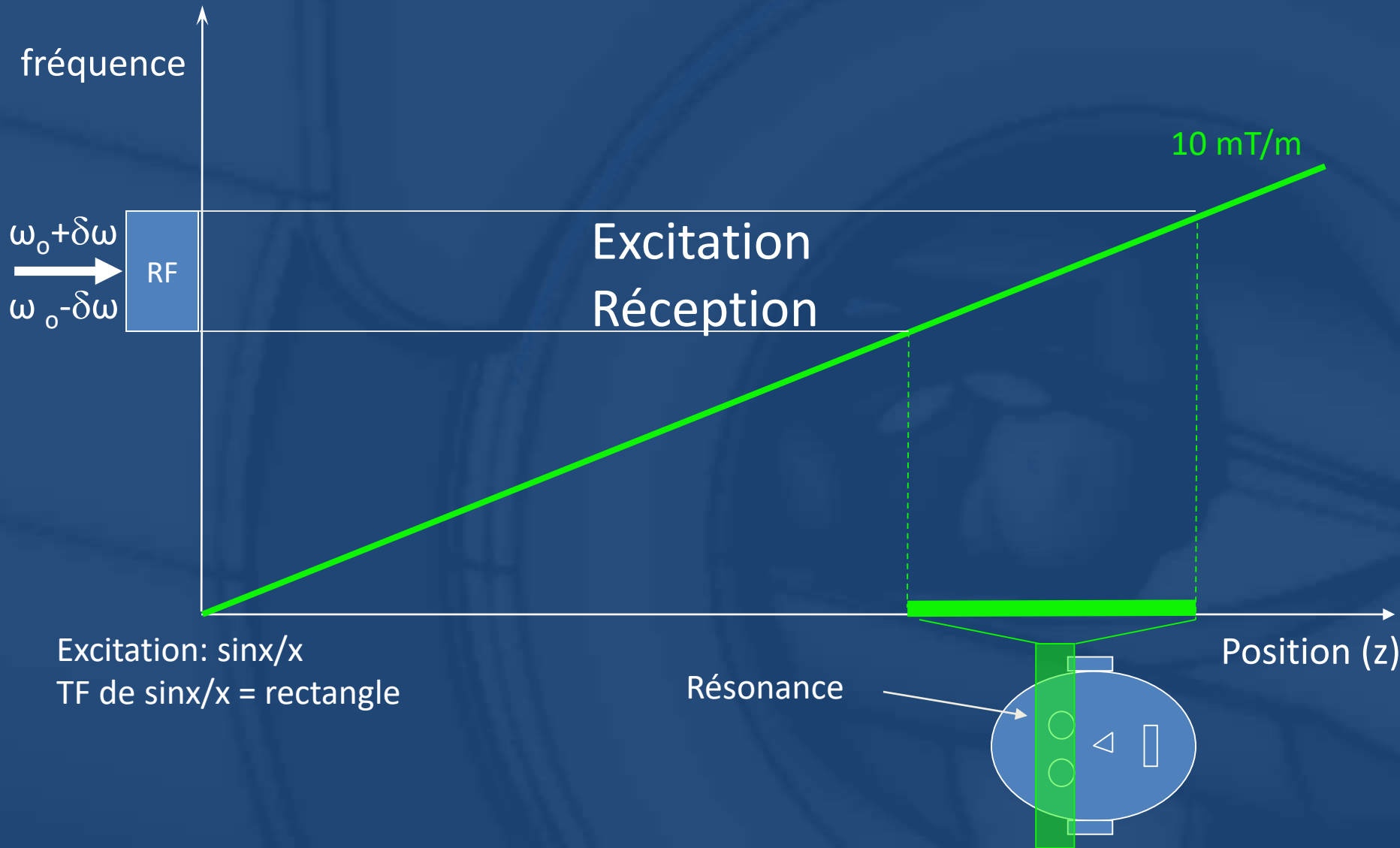
Champ magnétique statique
Fréquence = 64 000 000 Hz

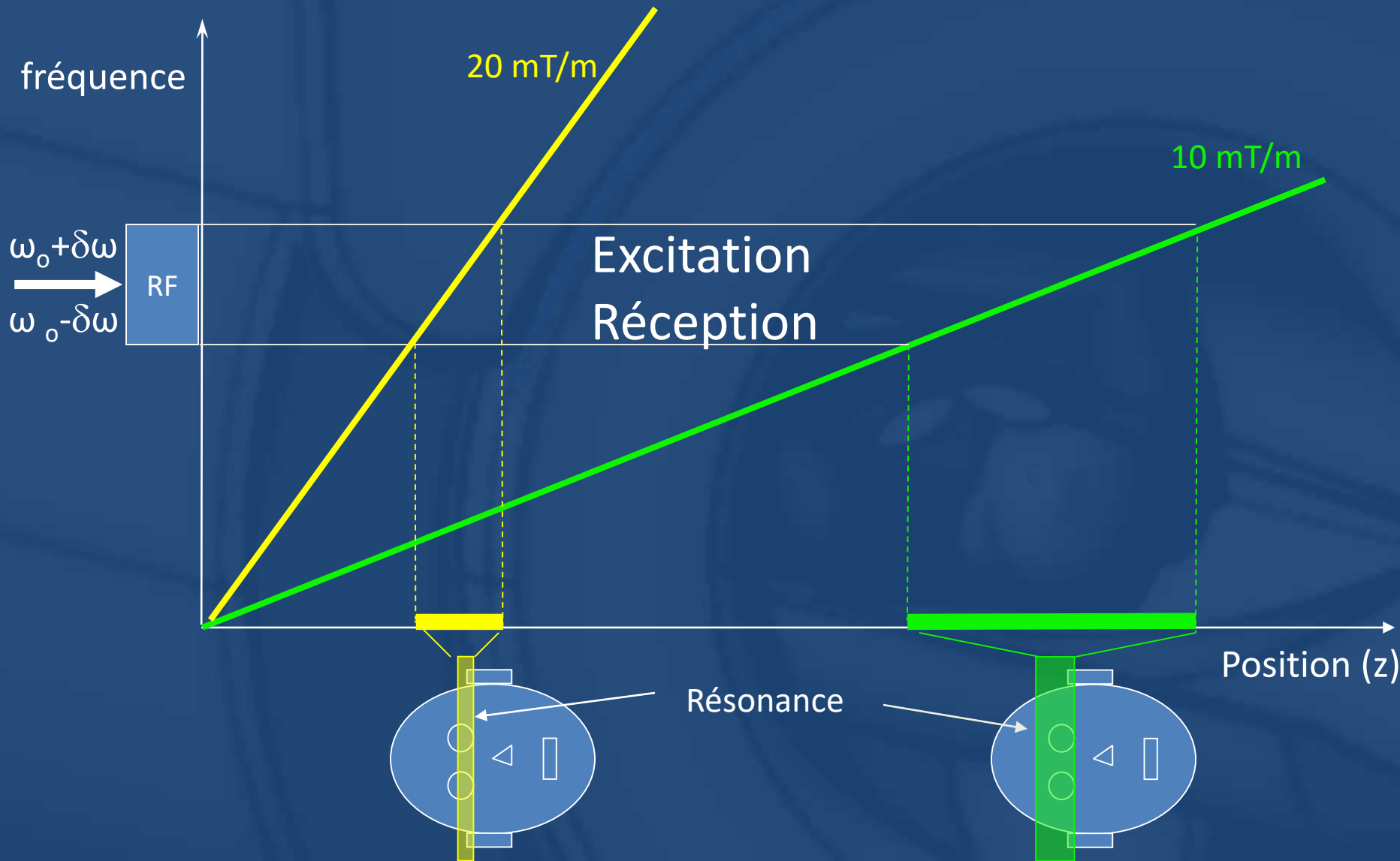
Oreille droite: 1,5T - 1,5mT
Fréquence = 63 936 000Hz

Oreille gauche: 1,5T + 1,5mT
Fréquence = 64 064 000Hz

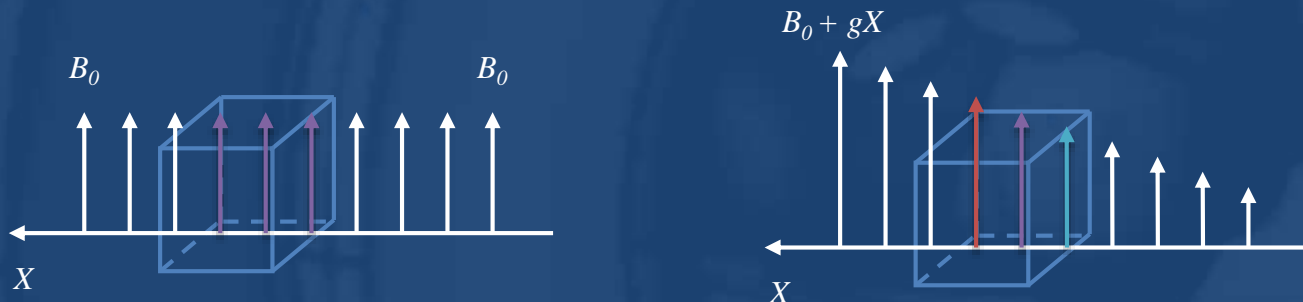
= codage spatial





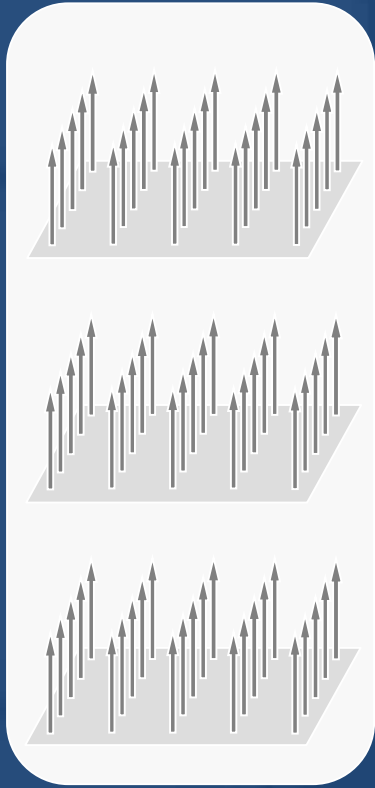


- Le signal provient de tous les spins excités (tout le patient)
- Le signal oscille à la fréquence de résonance (Larmor) $\omega_0 = \gamma B_0$
- Principe du codage spatial:
 - ▣ Faire varier B_0 dans l'espace
 - ▣ Ainsi les spins auront des fréquences de résonance dépendant de leur position dans l'espace

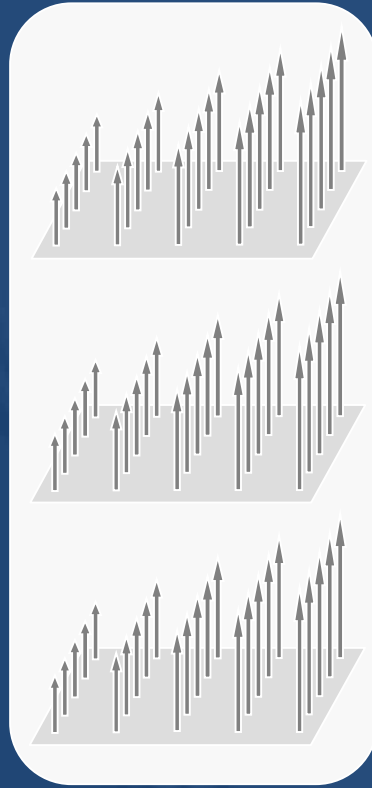


- Réalisation d'une image en 2 étapes:
 - ▣ Sélection de coupe (axe z)
 - ▣ Codage en phase et en fréquence dans le plan (xy)

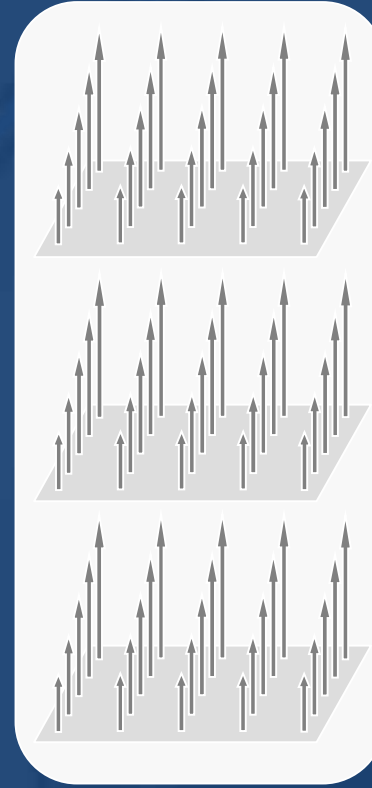
No field gradient



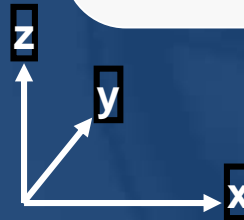
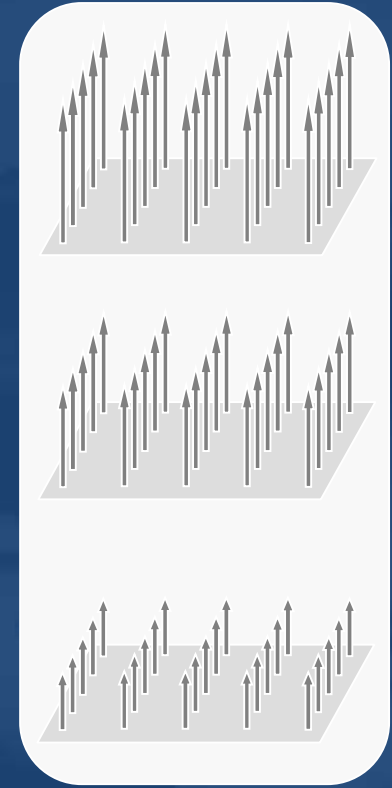
x - gradient



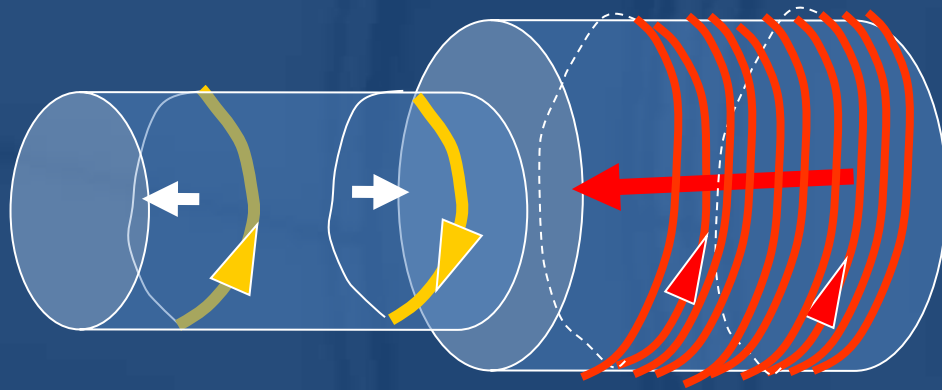
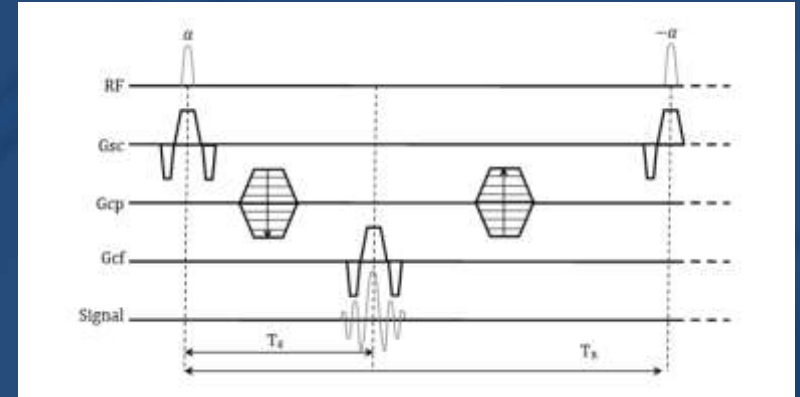
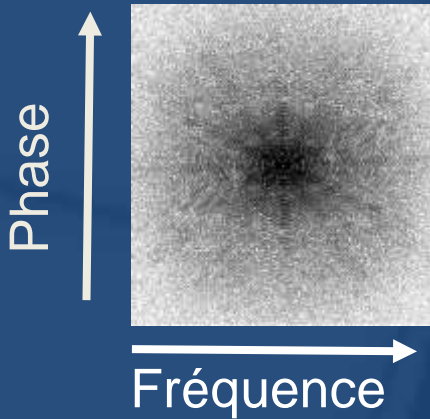
y - gradient



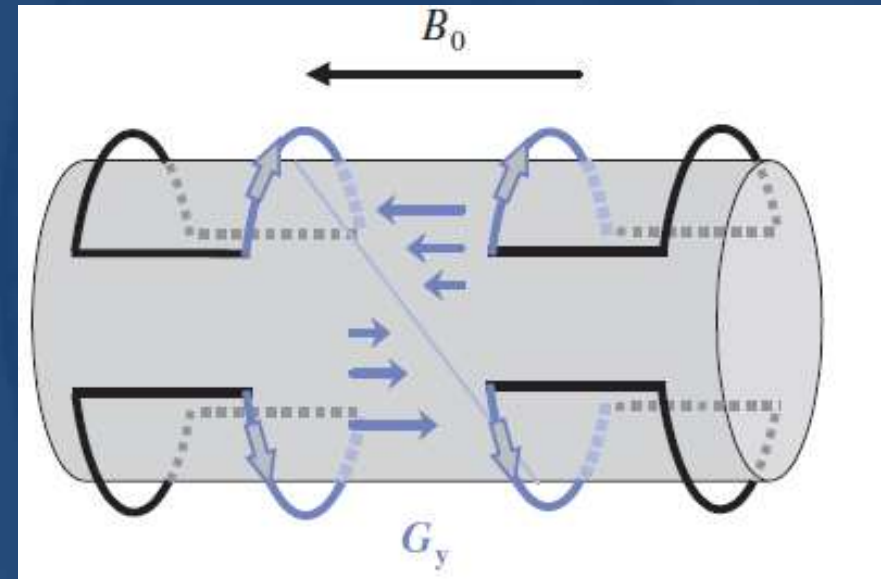
z - gradient



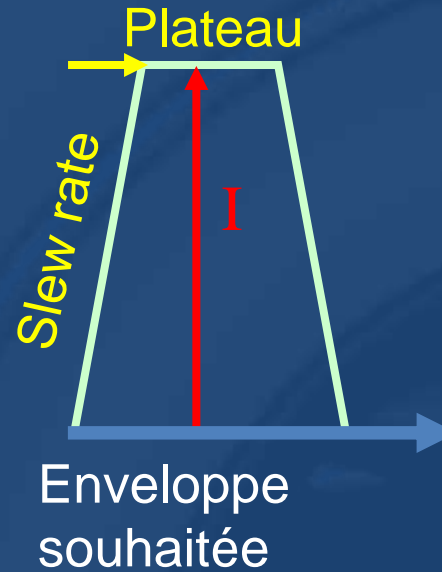
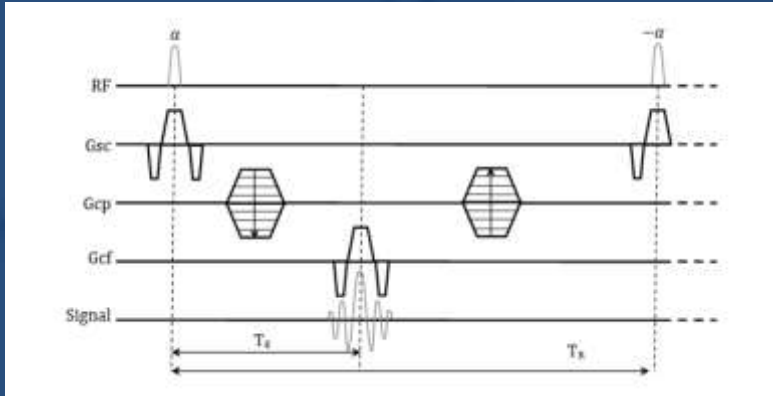
Espace de Fourier



Exemple d'un gradient G_z

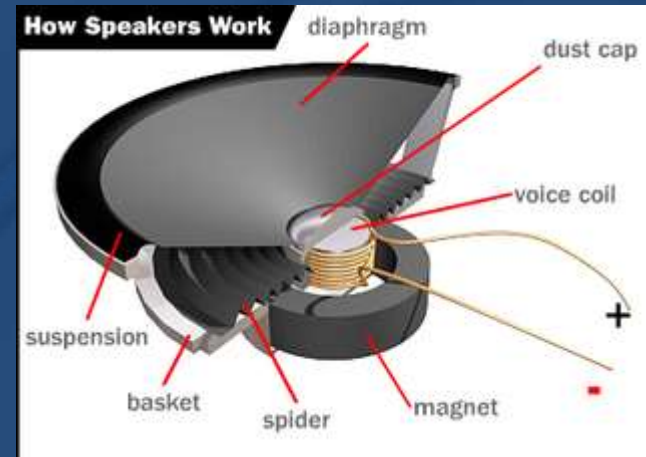
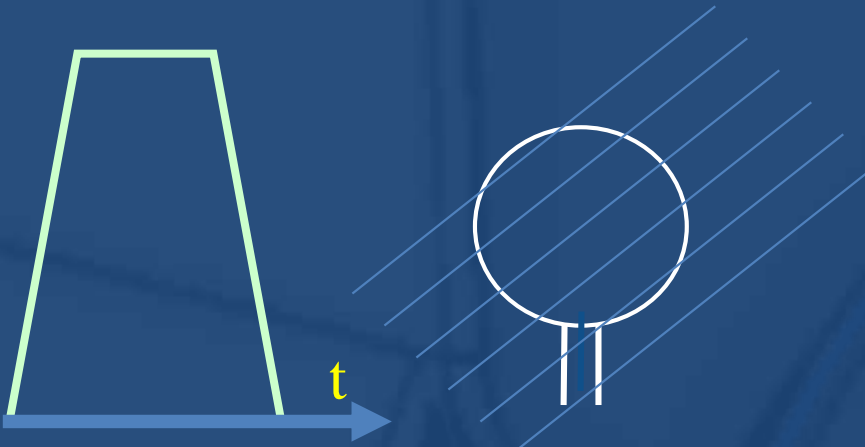


Exemple Gradient G_y (Golay coils)



- **Intensité** 50mT/m (80mT/m)
- Durée quelques ms
- **Temps de monté (Slew rate)** = 200T/m/s = 150 μ s de 0 à 200A
- **Gradient = énergie = chauffage = refroidissement à eau glacée**

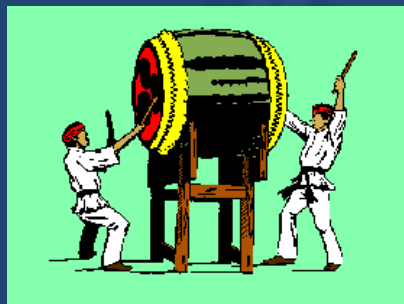




Changement de courant dans une bobine placé dans B_0 = forces = vibrations de l'IRM et (dispositif médicaux implantés)
 = création de courant de Foucaud (à compenser ou supprimer)
 (anesthésie, sédation!!)

Bruit

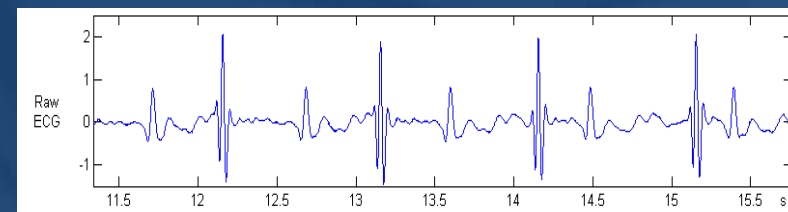
- > 140 dB



Protections indispensables



Artefacts sur signaux électriques (ECG, EEG...)

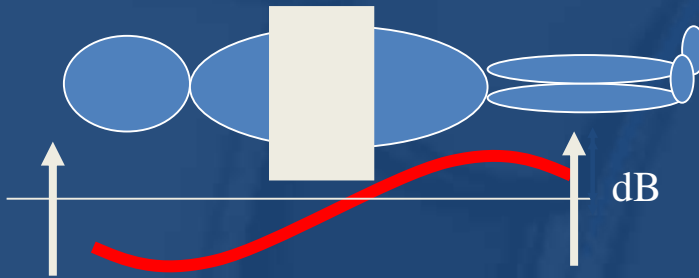


Stimulation Nerveuse Périphérique (PNS) = paralysie, tremblement, sensation désagréable..magnétosphènes

→ dB/dt commutation des gradients = tension induite dans les tissus

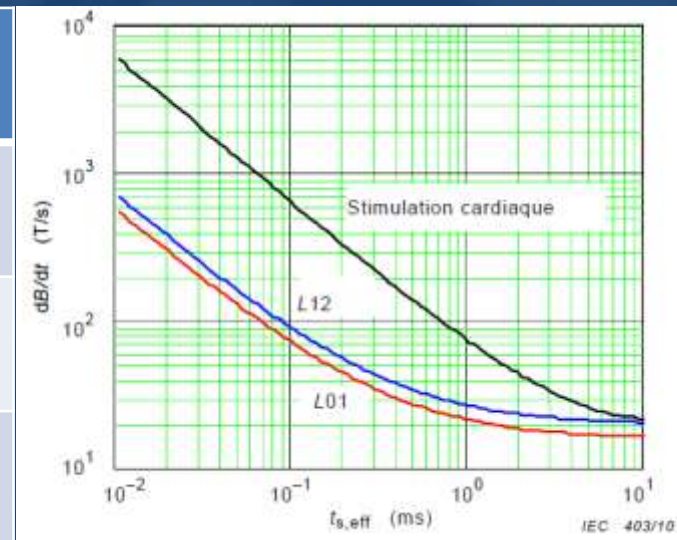
→ dB/dz gradient le plus grand hors du champ de vue

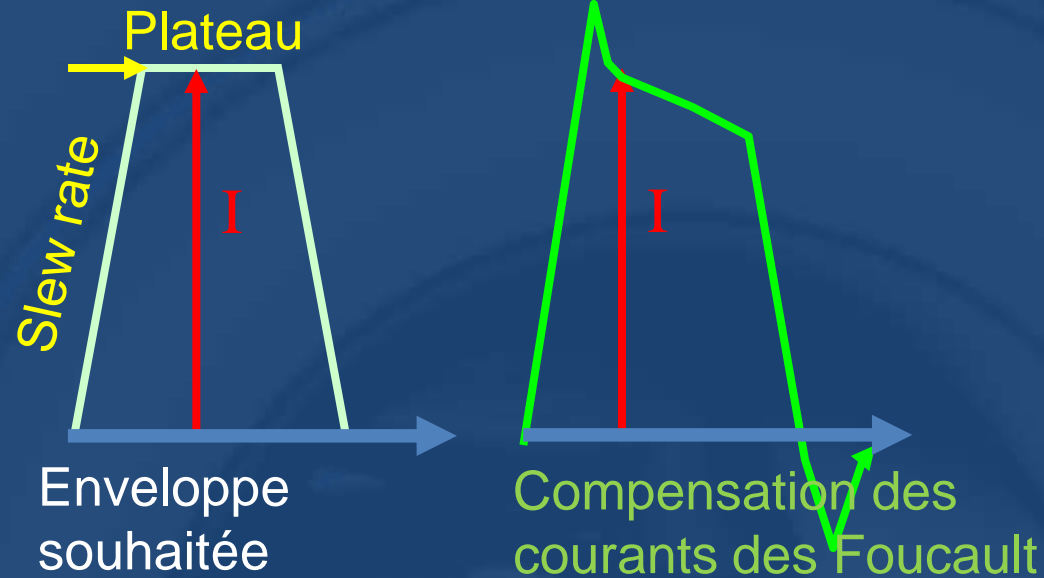
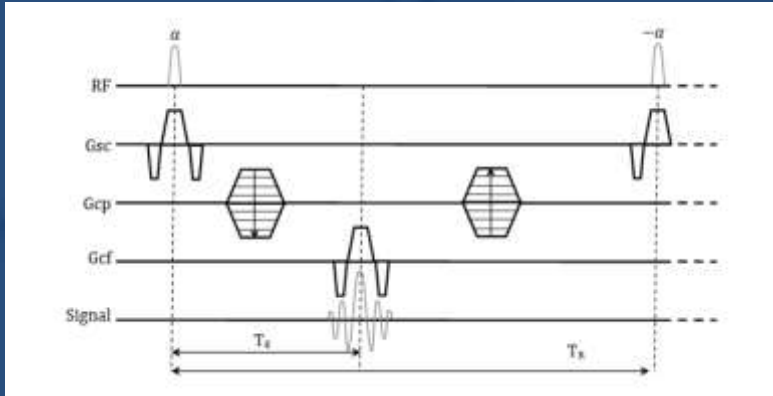
Pas de conséquence connues à long terme



IEC60601-2-33

	PNS limit	Second level mode
Normal mode	80% mean nerve stimulation threshold	$\text{dB}/\text{dt}=44 \text{ T/s}$
First level mode	100% mean nerve stimulation threshold	$\text{dB}/\text{dt}=56 \text{ T/s}$
Second level mode	>100% PNS threshold Research only	> $\text{dB}/\text{dt}=56 \text{ T/s}$





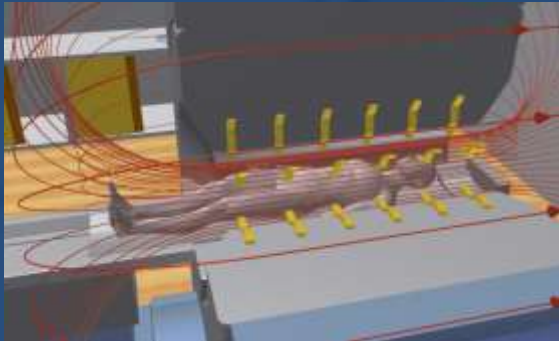
- 50mT/m, 200T/m/s
- Stimulation nerveuse périphérique
- Compensation des courants de Foucault
- Gradient = BRUIT = artéfacts sur ECG, EEG trace....

Sécurité:

Mode normal : 80% seuil stimulation = 44dB/dt

Mode 1: 100% seuil stimulation, Mode 2 >100% seuil stimulation

Etape 2

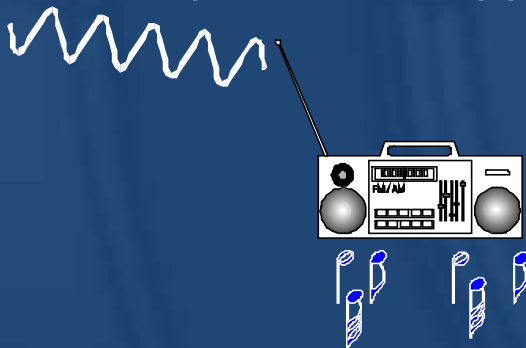


$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} B$$

- 1,5T: résonance eau = 64MHz
- 3T: résonance eau = 128MHz

Apport d'énergie radiofréquence,
Absorption d'énergie dans le corps

- 1) Ondes électromagnétiques.....radiodiffusion, lumière, micro-onde, Rx,
- 2) En IRM l'apport de l'énergie se fait par des ondes électromagnétiques
- 3) Energie= effet IRM + chaleur
- 4) Onde radiofréquence est appelée B1 en IRM



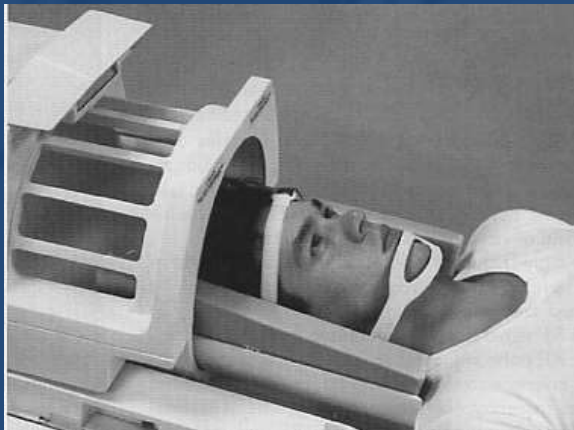
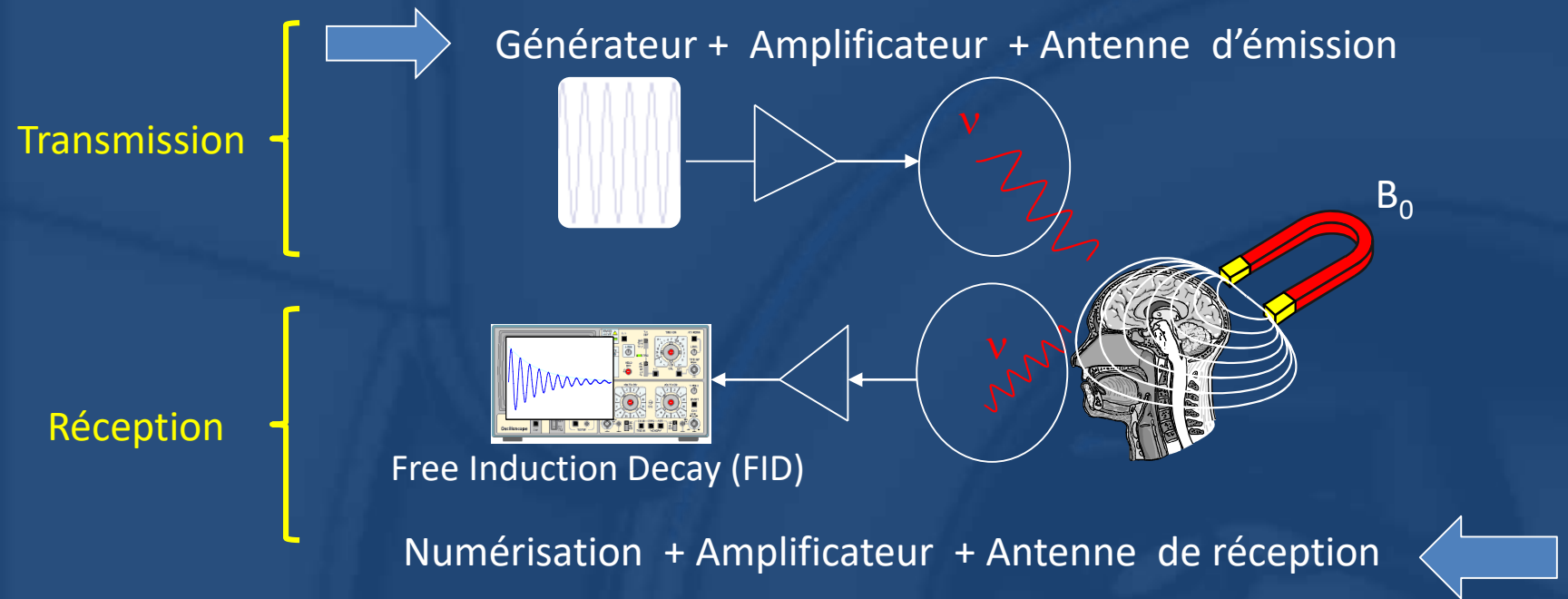
Une cage de Faraday cage stoppe la radiofréquence (pas B0)

Cuivre, et fenêtre blindées

Dans les 2 sens



Sécurité: Travailleur loin de B0 et B1 stoppé par cage de Faraday
Décret: dépasse valeurs limites en cas urgence, IRM interventionnel...



Antenne de réception

1) Longueur d'onde $\lambda=c/f$

Longueur d'onde dans l'air

- 1.5T 64MHz $\lambda_{\text{air}} = 4.7\text{m}$
- 3T 128MHz $\lambda_{\text{air}} = 2.3\text{ m}$

MAIS!

Longueur d'onde dans les tissus $\lambda = \lambda_{\text{air}} / \epsilon_r^{1/2}$

- 1.5T 64MHz $\lambda_{\text{water}} = 52\text{cm}$
- 3T 128MHz $\lambda_{\text{water}} = 26\text{cm}$

2) Champ magnétique (B_1) + Champ Electric (E) Toujours combinés



B1 = utile en IRM



E = pertes & échauffements

Propriétés magnétique des tissus:

μ_r : perméabilité relative

$$\mu_r = \chi_m + 1$$

χ_m : Susceptibilité magnétique

σ : Conductivité électrique

Propriété électriques des tissus:

ϵ_r : Permittivité relative

$$\epsilon_r = \chi_e + 1$$

χ_e : susceptibilité électrique

σ : Conductivité électrique

L'énergie RF est absorbée dans les tissus (eau) : Dépend de la conductivité et du champ électrique et de sa densité

SAR (DAS): Specific Absorption Rate (Débit d'Absorption Spécifique)

en W/kg = puissance absorbée par les tissus

(pendant une période de 6 min, en moyenne sur le corps ou par g de tissu

$SAR \propto \frac{\text{nb d'impulsion RF} \times \text{Energie déposée par impulsion}}{\text{TR} \times \text{poids du patient}}$

TR x poids du patient

$$SAR = \frac{\sigma \cdot E^2}{2\rho}$$

σ : Conductivité [S/m]

ρ : densité [kg/m³]



- Angle de bascule = fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion RF (champ B_1) = **ENERGIE**
- **SAR = Specific Absorption Rate, DAS = Débit d'Absorption Spécifique**
- **Calculé pas mesuré !!! Mettre le vrai poids du patient.**

	Normal	Niveau 1	Niveau 2
Corps entier	2W/kg	4W/kg	>4W/kg
Tête	3,2W/kg	3,2W/kg	>3,2W/kg
Local	10W/kg	20W/kg	>20W/kg
Température	+0,5°C	+1°C	>1°C

ATTENTION SAR $\propto B_0^2$

- **Si limite: réduire angle de bascule, nombre d'impulsions RF, durée, écho de gradient mieux que écho de spin....**
- **Attention aux pulses de saturation**

1) Hard pulse

- Utilisé pour le calcul de SAR

2) Sélection de coupe (Slice selection)

- Impulsion Sinc
- 90° pour séquence écho de spin
- Faible bascule $^\circ$ pour écho de gradient & SSFP

3) Refocusing

- 180° ou train de 180° pour FSE
- Energie importante = réduction de 180

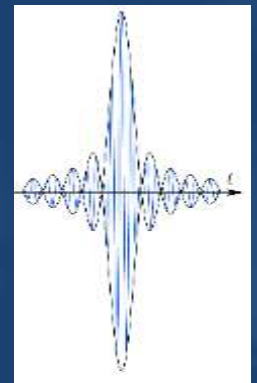
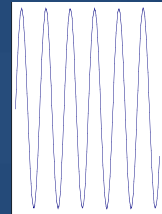
4) Saturation

- 90° centré sur une fréquence (Graisse)

5) Inversion

- 180° pour inversion de l'eau/du sang

6) Plein d'autres variantes et formes



Sécurité : le SAR est estimé pas mesuré!

Radiofréquence absorbée par les tissus (eau) : Dépend de la conductivité et du champ électrique et de sa densité + perfusion des tissus, refroidissement dans le tunnel de l'IRM, température de la pièce.

> 33kW installé

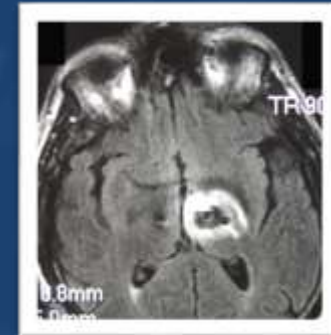
SAR est calculé pas mesuré = entré du poids du patients important

$$\text{SAR} \propto B_0^2$$

SAR augmente beaucoup avec des dispositifs médicaux implantés



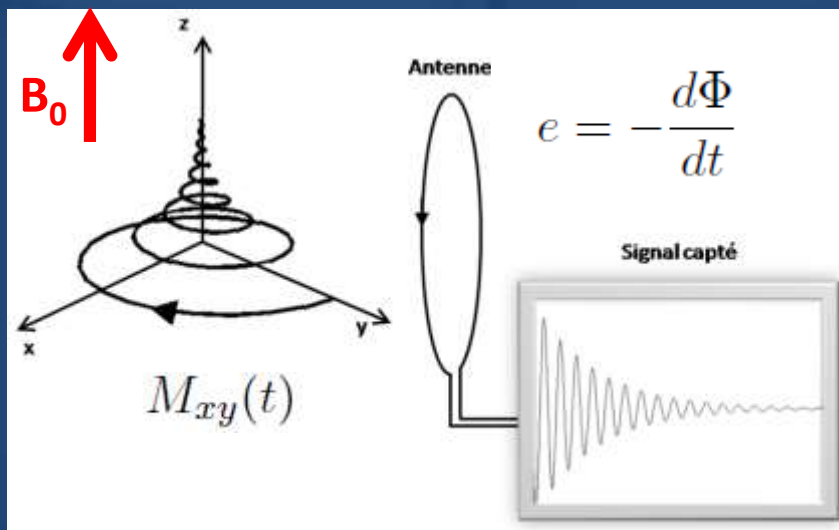
Identification code bar Z. C. Jacob, et al , *Radiology* 2010.



Tip of neurostimulator
Courtesy of Ken Baker, Ph.D.

Sécurité: $\text{SAR} \propto B_0^2$, mode normal contrôlé < 1°C

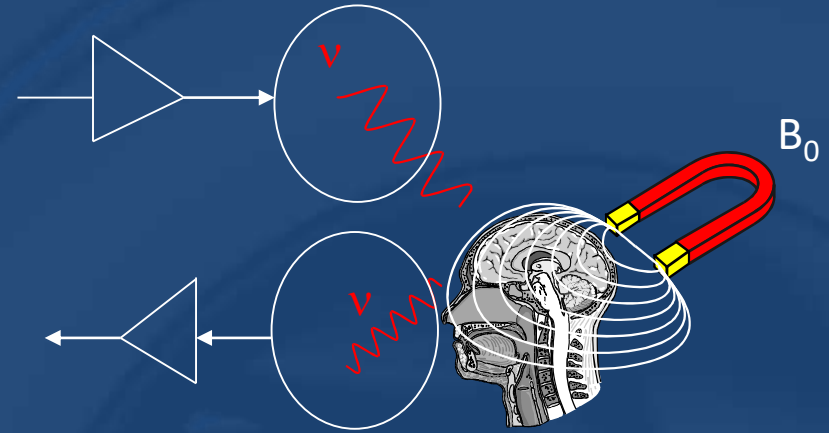
L'aimantation transversale M_{xy} est mesurable avec une antenne de réception radio-fréquence (RF)



Free Induction Decay (FID)



- Une antenne RF peut fonctionner en :
 - ▣ Transmission
 - ▣ Réception
 - ▣ Transmission & Réception



- Propriétés requises
 - ▣ Homogénéité
 - ▣ Rapport signal sur bruit

- Deux types :

- ▣ Antennes volumiques
- ▣ Antennes de surface

Bobines de Helmholtz



Selles de cheval



Cage d'oiseau





Antennes volumiques
Transmission + réception



Cage
d'oiseau



Antenne des
surface Souvent
seulement
réception



La boucle RF doit être perpendiculaire à B_0



Le champ radiofréquence doit être homogène et pénétrer suffisamment

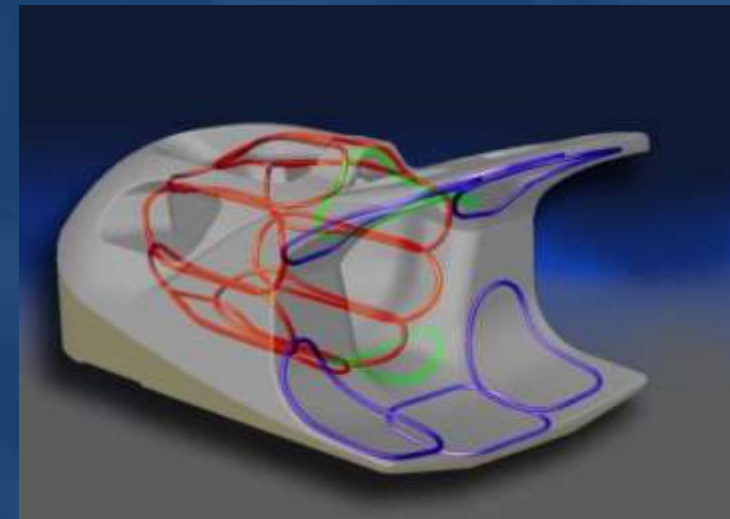
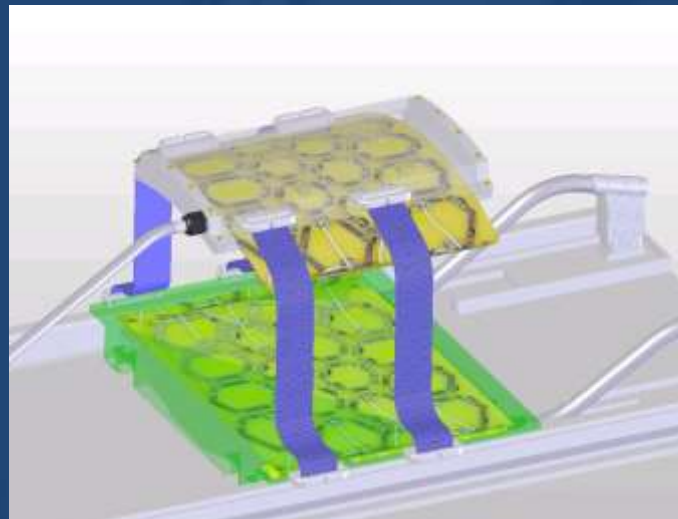
- Diamètre de la boucle RF (voir imagerie parallèle)

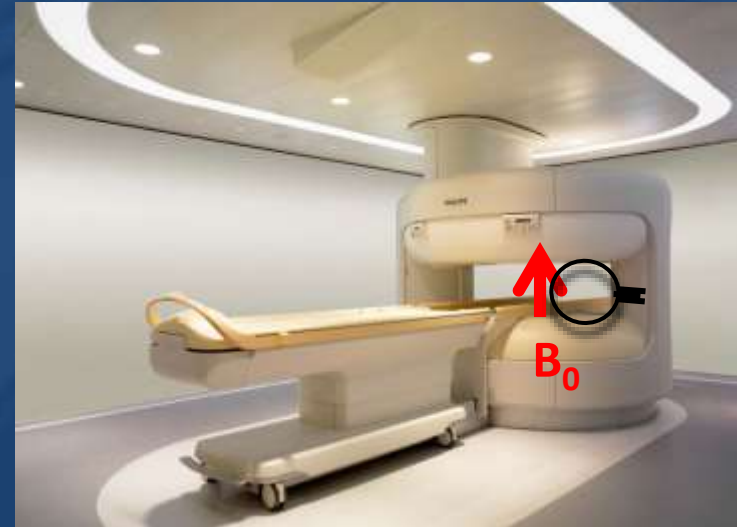
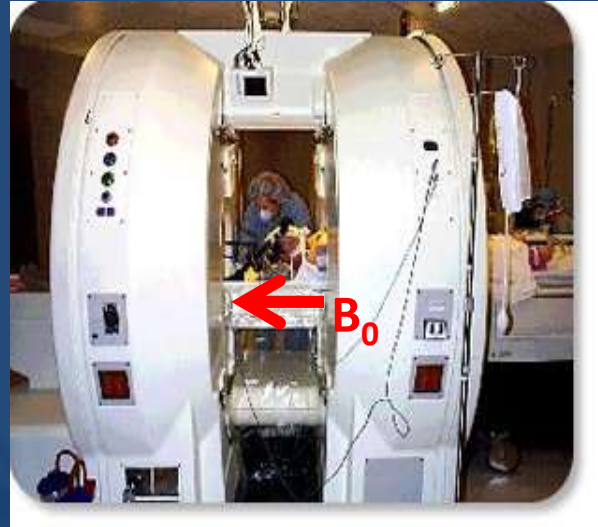
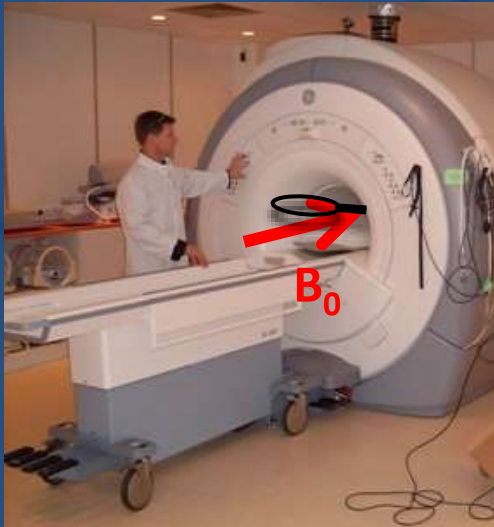
Nombre d'éléments d'antennes

- 8, 16, 32128
- Accélération en imagerie parallèle (SENSE, GRAPPA....)



B_0





Comment placer une antenne
Idéalement ?

- 64MHz ou 128MHz, Durée de l'impulsion quelques ms
- Différents types d'impulsions (90°, 180°, sélective ou non...)
- SAR (DAS) contrôle par la machine (bien indiquer le poids)
- Echauffement/ disfonctionnement possible en cas de dispositifs implantés
- Boucle de l'antenne doit être perpendiculaire à B0
- Antenne transmission, Antenne réception, Antenne transmission & réception
- Antenne réseau

Sécurité:

Mode normal : $< 0,5^{\circ}\text{C}$, Mode 1: 1°C , Mode 2 $>1^{\circ}\text{C}$



1) Quelques rappels du cours précédent

- Origine du signal
- Conditions de fonctionnement



2) Eléments matériels d'une IRM

- Champ magnétique statique (B_0)
- Gradient de champ magnétique (G_x , G_y , G_z)
- Ondes électromagnétiques (B_1)



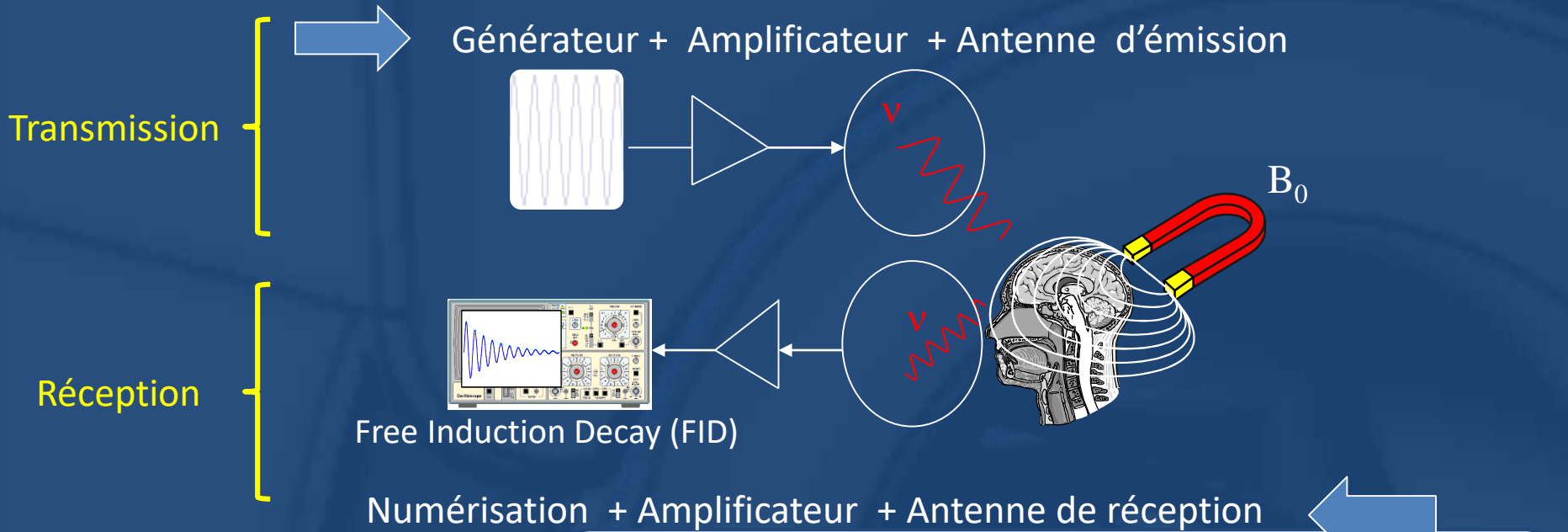
3) Réglages avant acquisition

- Energie (SAR)
- Signal/bruit

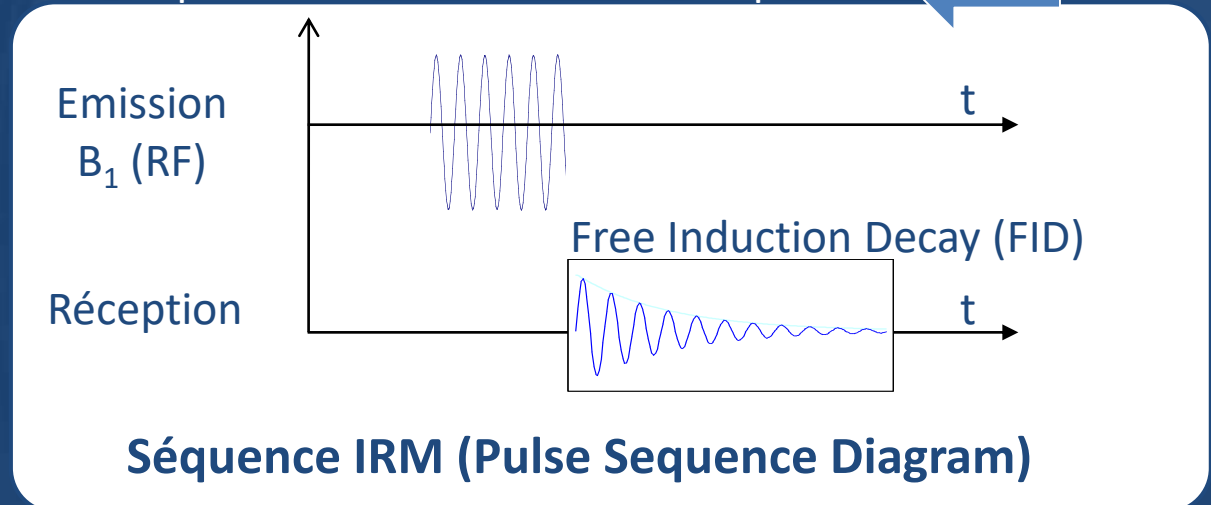


4) Imagerie parallèle

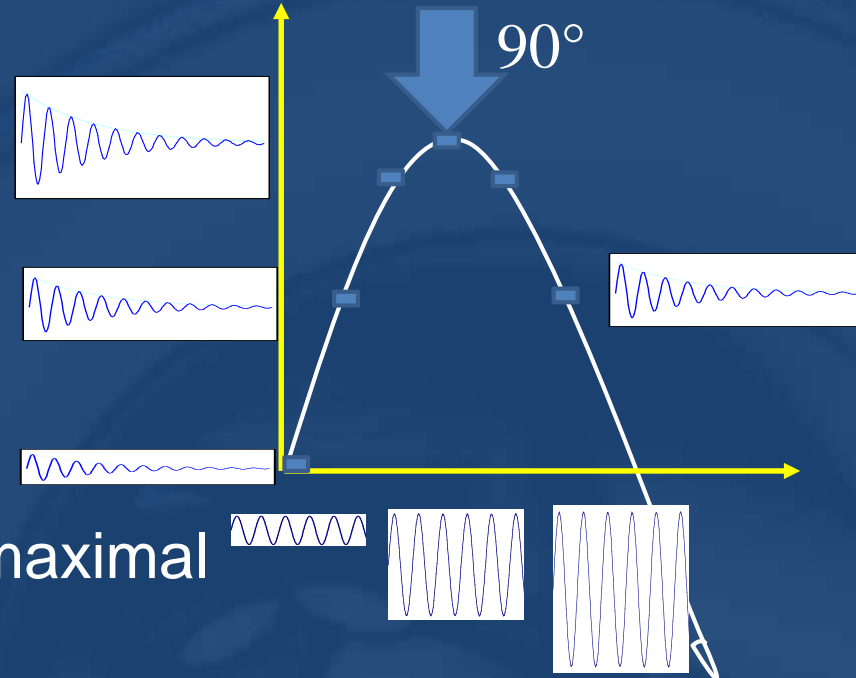
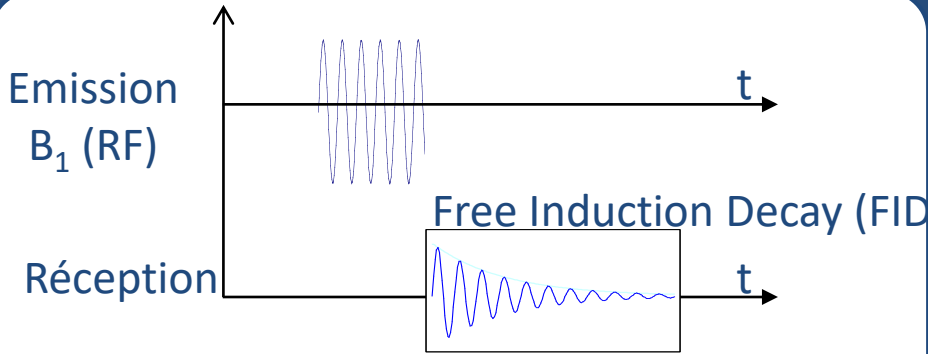
- Principe
- Calibration
- Effets



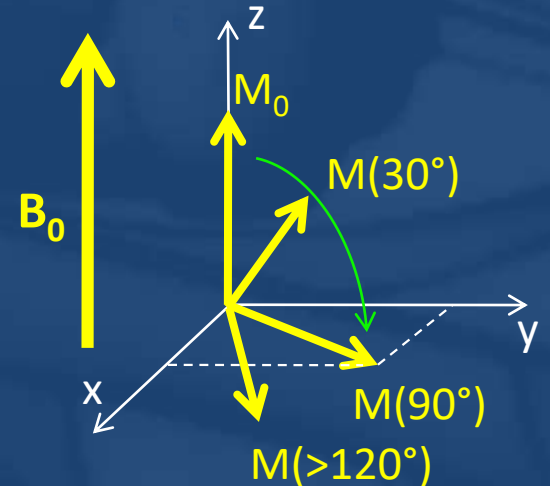
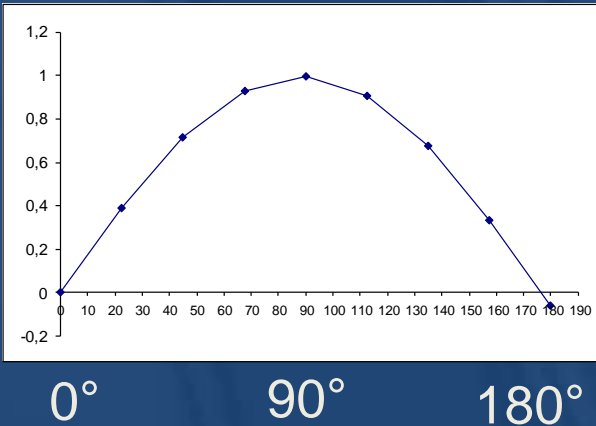
$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} * B$$

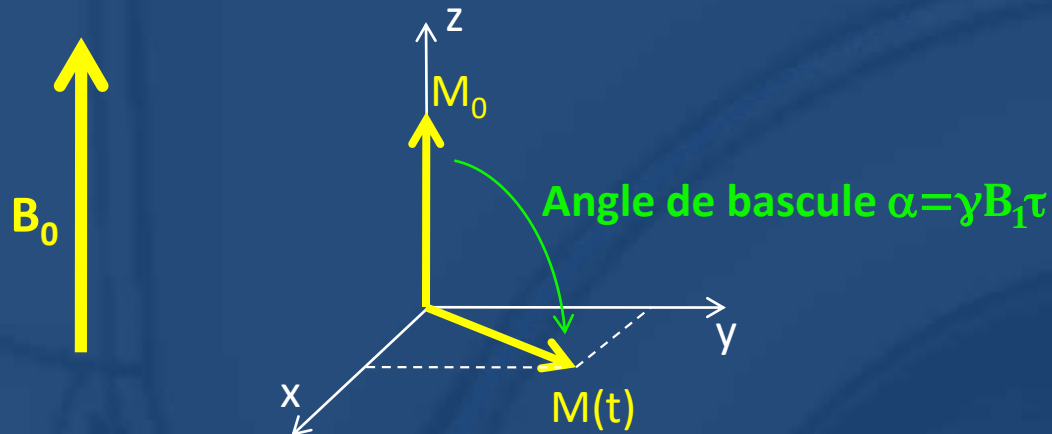


$B_0 = 1,500$ Tesla, $\nu = 63\,940\,125$ Hz (B_0 change dans la temps)

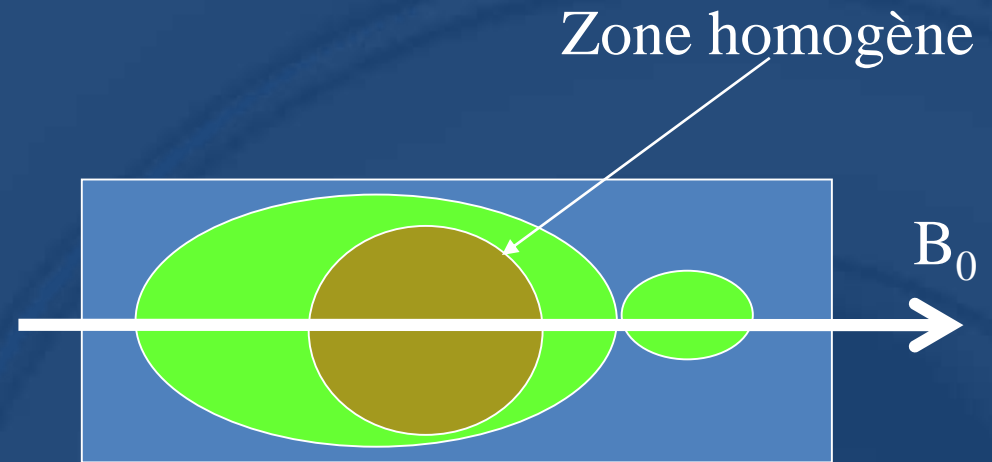


90° plan transversal = signal FID maximal



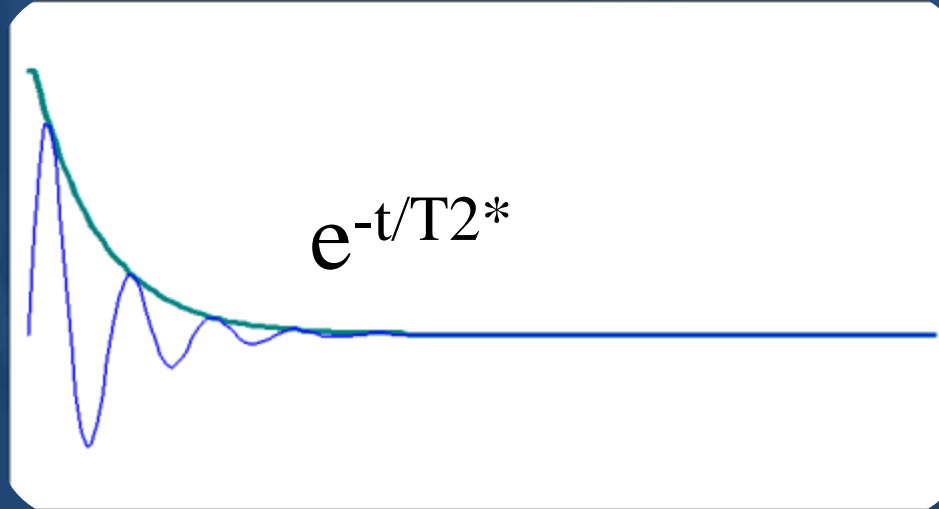
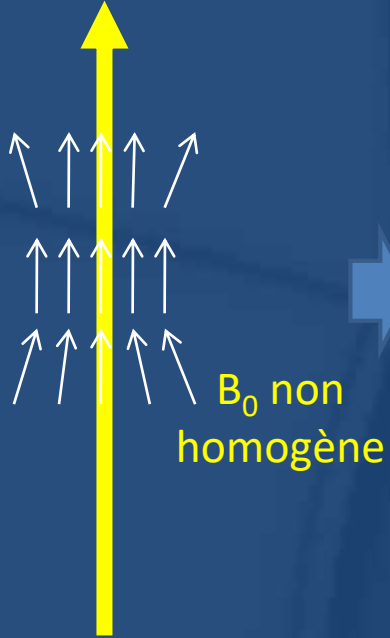


- Angle de bascule = fonction de l'amplitude et de la durée de l'impulsion RF (champ B_1) = **ENERGIE**
- **90° = impulsion qui permet de transférer le maximum d'énergie au patient** (=> maximum de signal dans l'image)
L'aimantation résultante passe totalement dans le plan transversal
- Petit angle de bascule :
 - ▣ Moins d'énergie est transmise
 - ▣ Retour à l'équilibre plus rapide (on peut recommencer une nouvelle expérience plus vite)



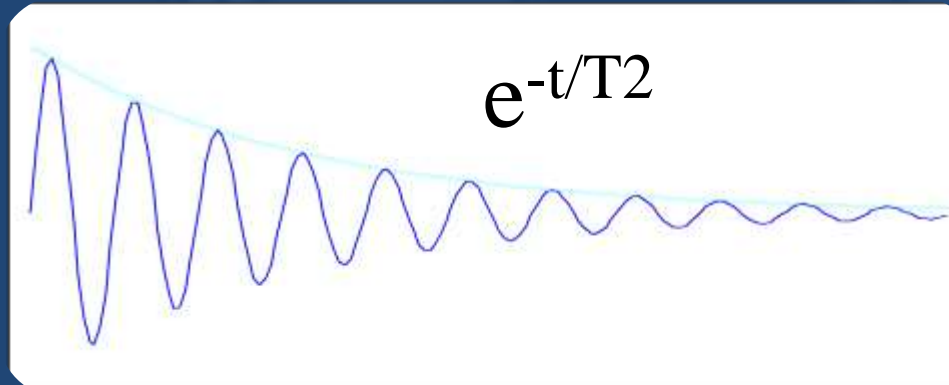
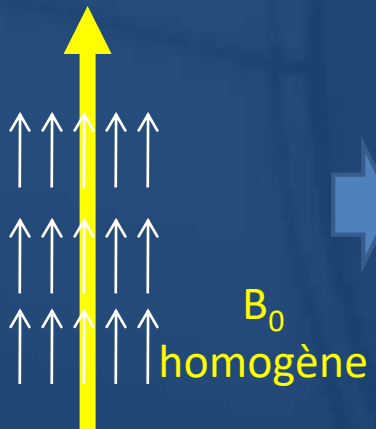
- B_0 est homogène seulement dans une sphère de 40-50 cm au milieu de l'aimant.
homogénéité en ppm (*décalage 1/1000 000, quelques mT = quelques Hz*)
- Conséquence: il faut toujours déplacer la région d'intérêt au milieu de l'aimant
- Réglage de homogénéité = SHIM (pour les séquences sensibles, pour les extrémités)
- Placer une fenêtre de Shim sur l'objet d'intérêt
- Pour spectroscopie
- Pour séquence $T2^*$ ou EPI

Champ magnétique imparfait, + courant dans bobines de Shim



$$T_2^* < T_2$$

Résultat: FID plus long, (+ T_2 que T_2^*)



- Quantité de signal sur 1 TR (en utilisant tous les paramètres de la séquence)
- SNR = OK , Scan possible
- SNR trop faible = volume du voxel trop petit....ou paramètres pas adaptés
- Paramètres idéaux (FOV, Matrice, TR, TE....) seront ajustés pour respecter le SAR et le SNR



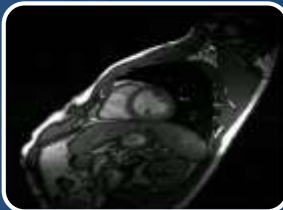
1) Quelques rappels du cours précédent

- Origine du signal
- Conditions de fonctionnement



2) Eléments matériel d'une IRM

- Champ magnétique statique (B_0)
- Gradient de champ magnétique (G_x, G_y, G_z)
- Ondes électromagnétiques (B_1)



3) Réglages avant acquisition

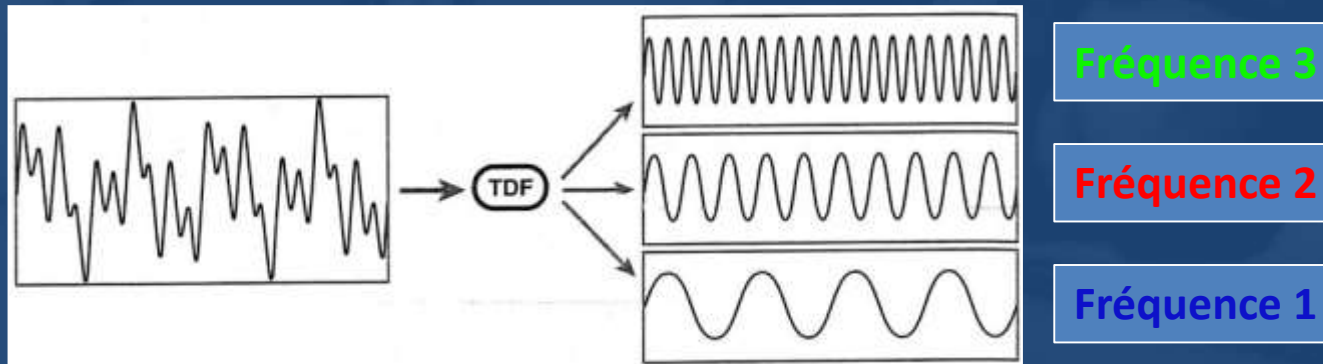
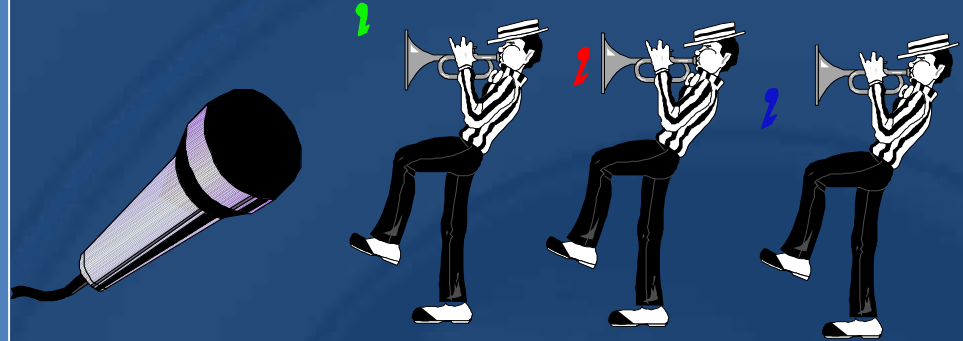
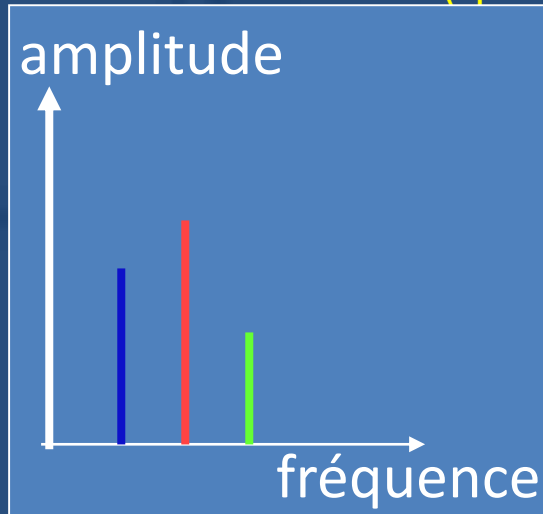
- Angle de bascule
- Energie
- Signal/bruit



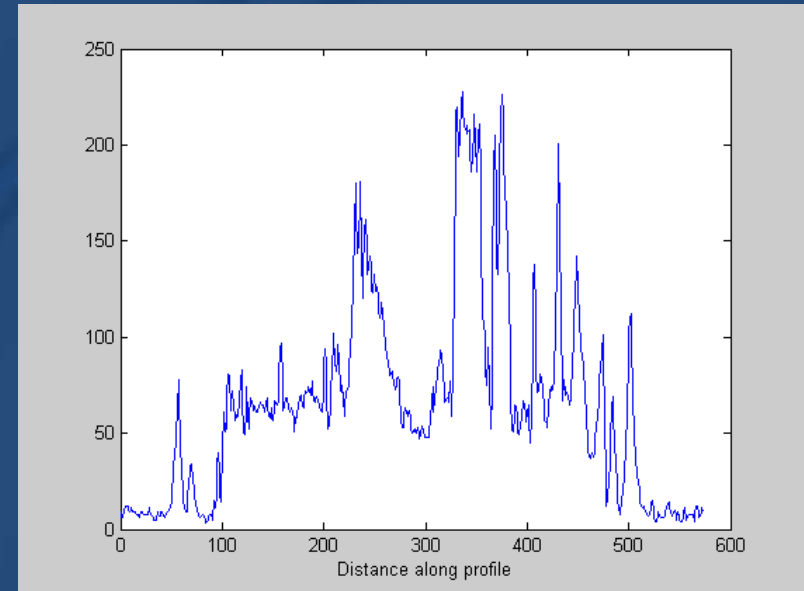
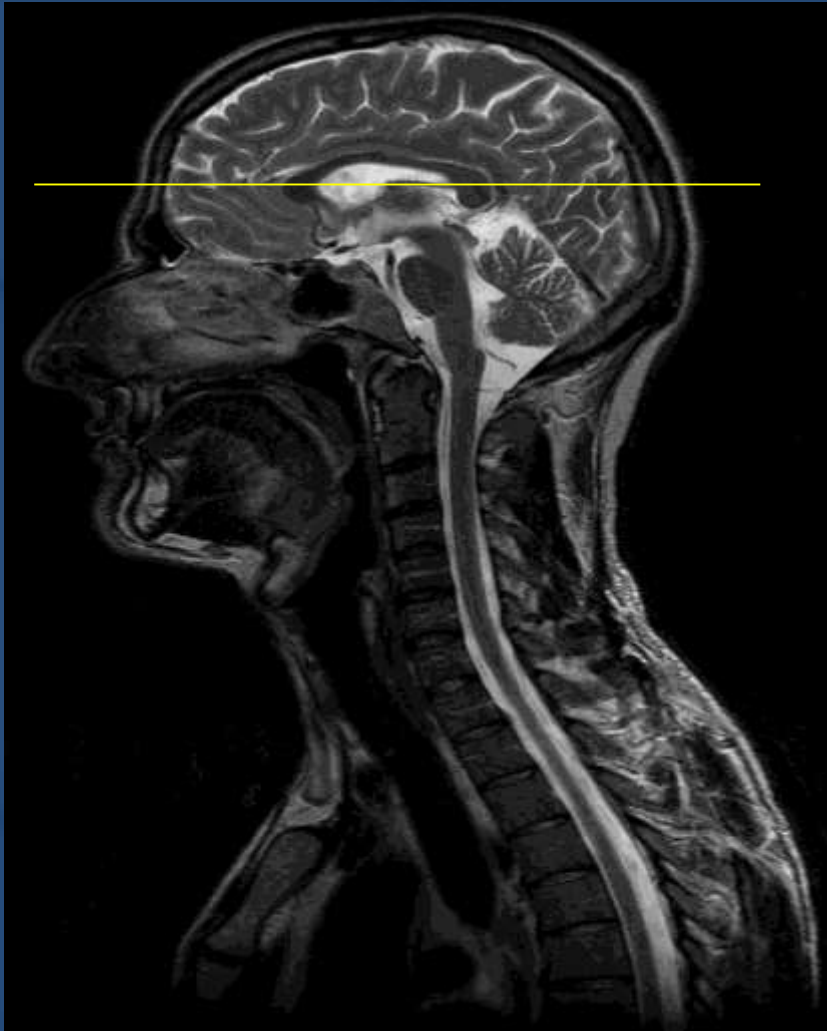
4) Imagerie Parallèle

- Principe
- Calibration
- Effets

Analyseur de fréquence
Transformée de Fourier (spectre)

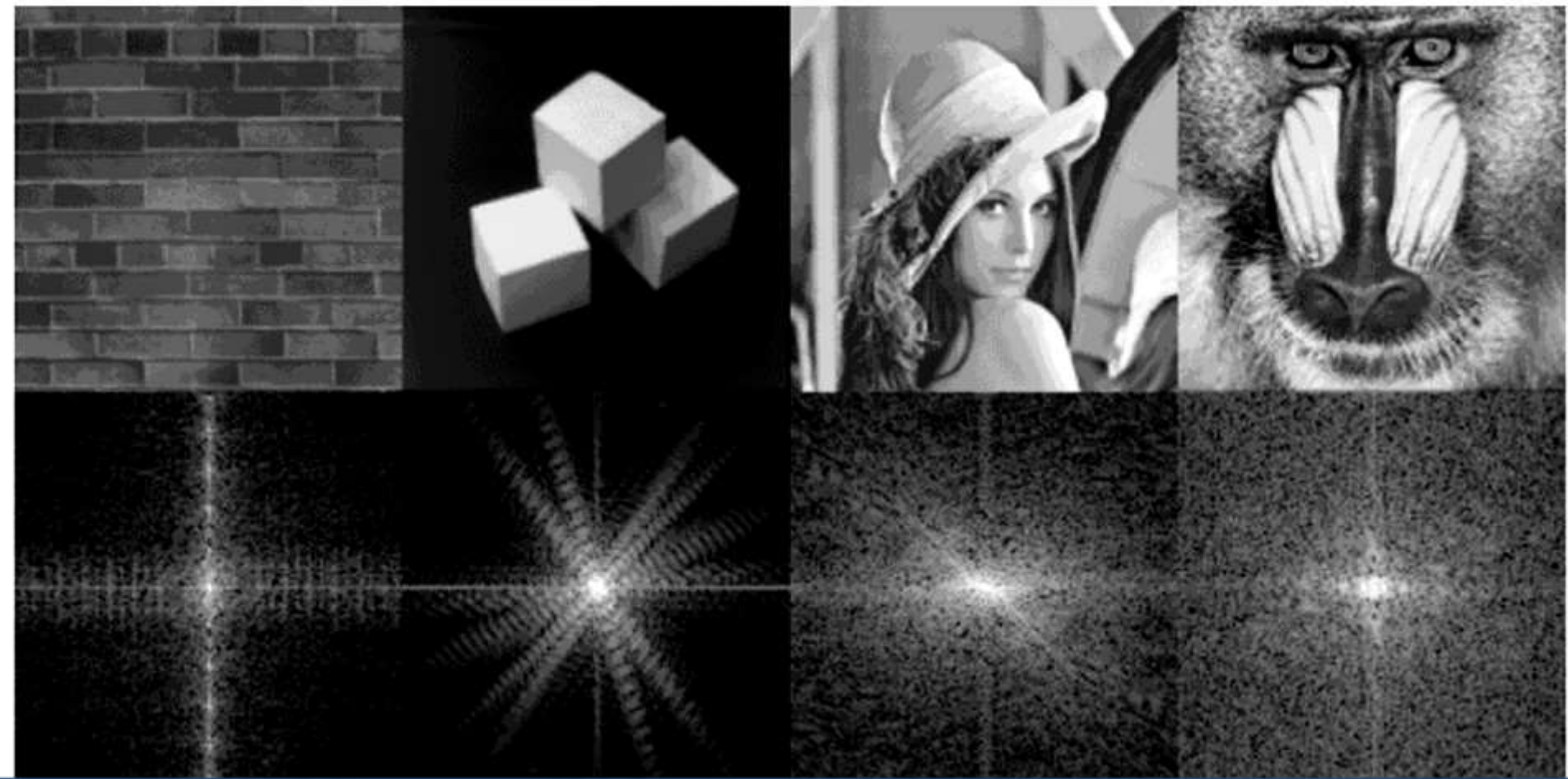


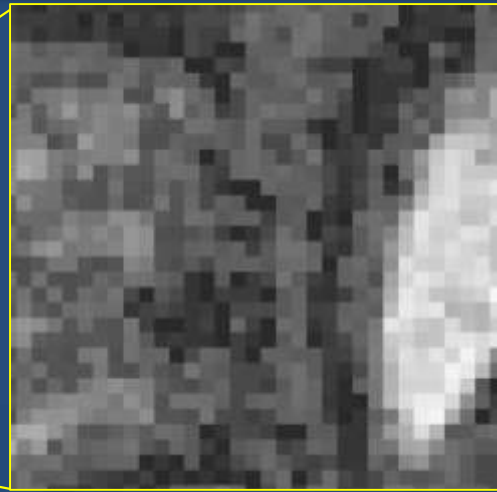
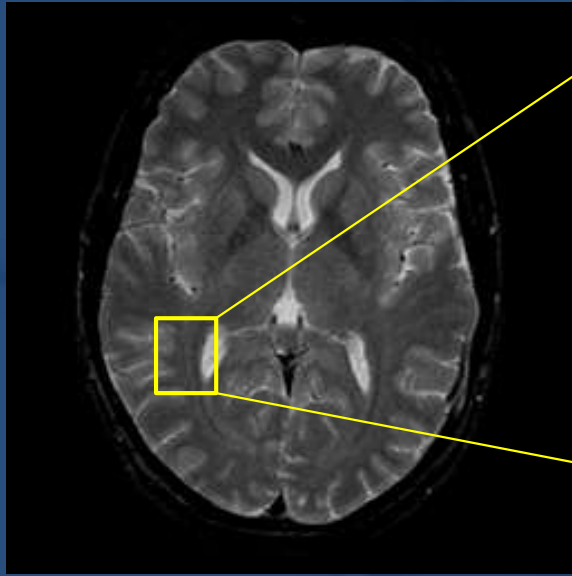
- Représentation du contenu fréquentiel d'un signal = décomposition en fonctions de base (sinus)



Profil des niveaux de gris sur une ligne

Changements lents = fréquences spatiales basses
Changements rapides = fréquences spatiales élevées

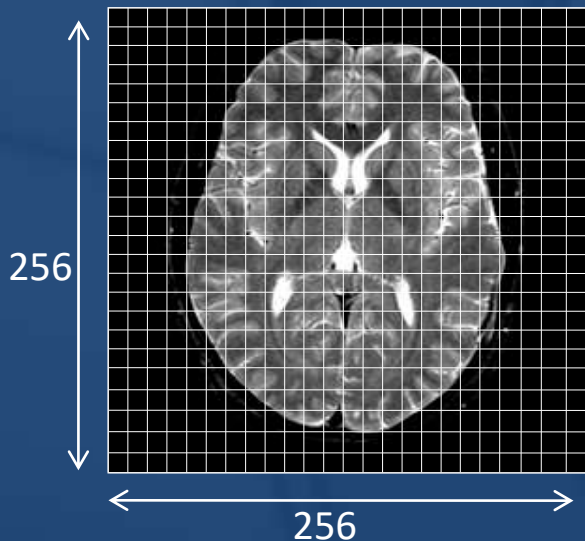




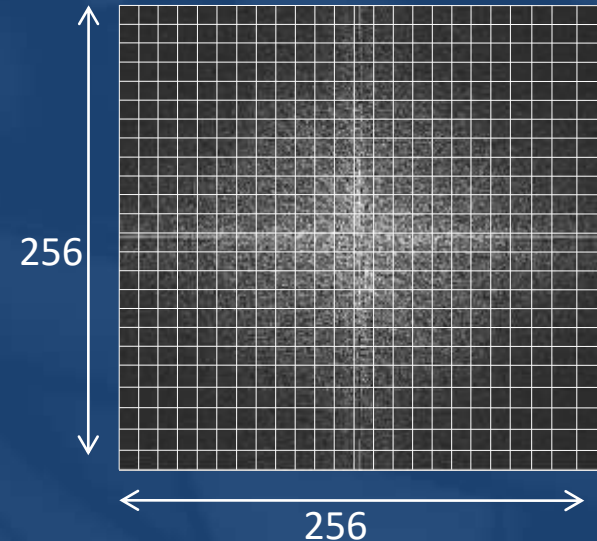
$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

Image

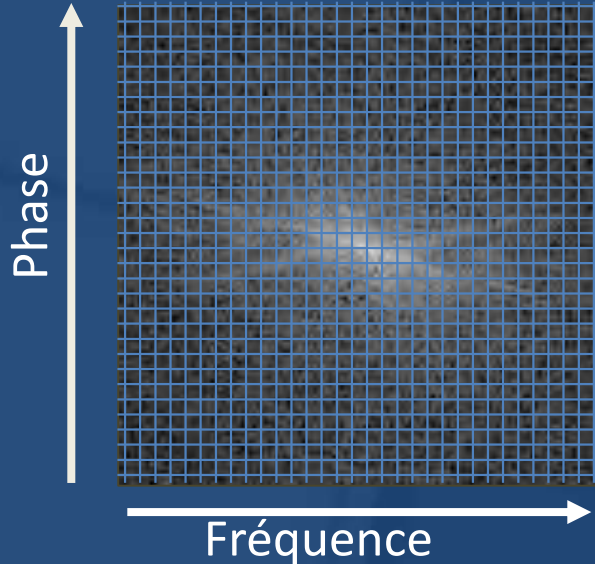
Espace de Fourier
Spectre 2D de l'image



↔
Transformée de
Fourier2D
Temps!



Espace k



Transformée de Fourier



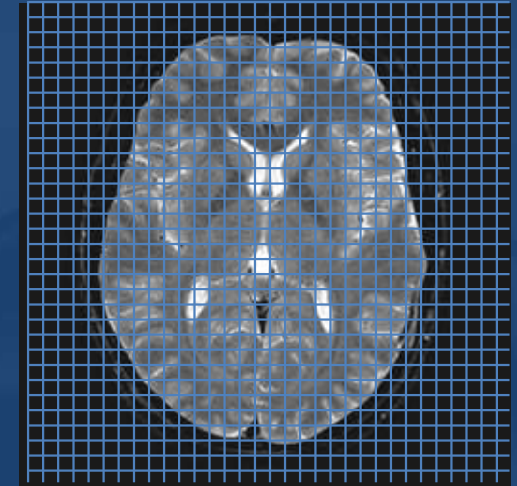
$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$



Transformée de Fourier inverse

$$f(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{+i\omega t} d\omega$$

Espace Image

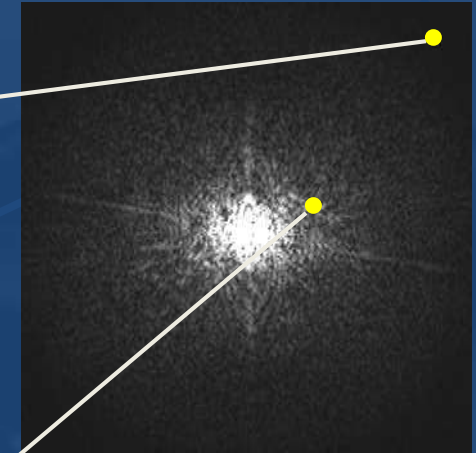
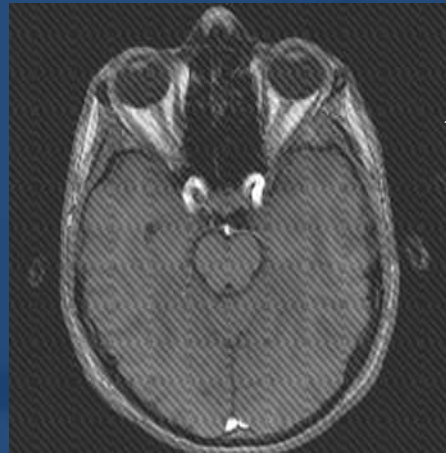


- Temps (t)
- Point: Information complexe $s=a+j$
- Plus de notion de temps
- Pixel: information complexe $S=A+jB$

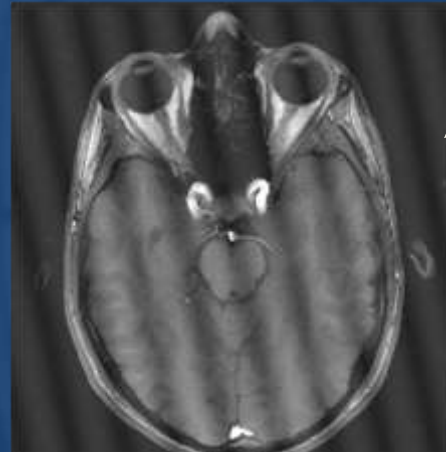
- **Même dimension de la matrice (k et image)**
- **1 point dans l'espace k affecte tout l'espace image**

Plan image

Plan de Fourier



Un seul point corrompu dans l'espace de Fourier affecte toute l'image !



Une ligne de l'espace de Fourier affecte toute l'image (mouvement = artefacts)

Image originale



Spectre 2D de l'image
(= contenu fréquentiel)

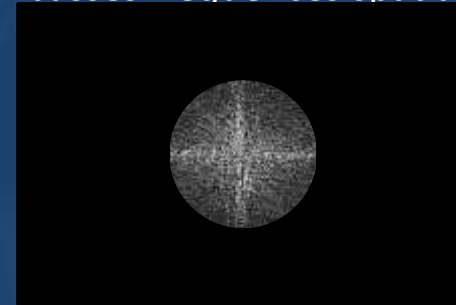


Transformée de
Fourier 2D

Contraste



Centre du plan de Fourier
= basses fréquences spatiales

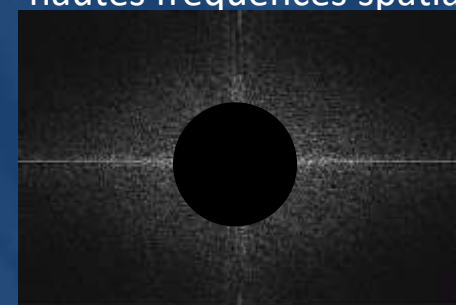


Transformée de
Fourier inverse 2D

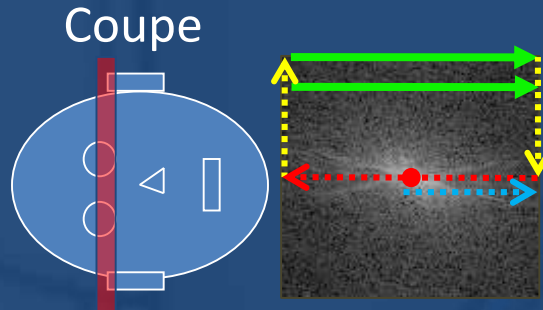
Détails



Périphérie du plan de Fourier
= hautes fréquences spatiales



Transformée de
Fourier inverse 2D



IRM = acquisition lente... plusieurs secondes à plusieurs minutes

Pour plus de signal, plusieurs fois la même acquisition

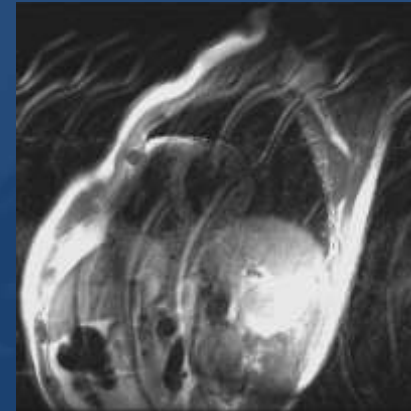
= pas de mouvements

= coopération du patient sinon anesthésie

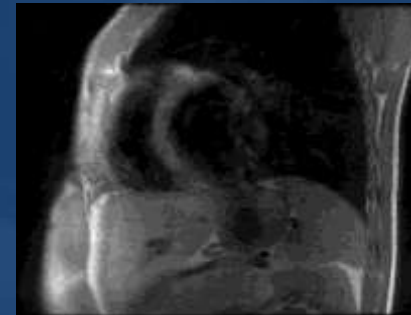
= synchronisation cardiaque ou respiratoire

= beaucoup d'effort pour accélérer l'acquisition (imagerie parallèle,...)

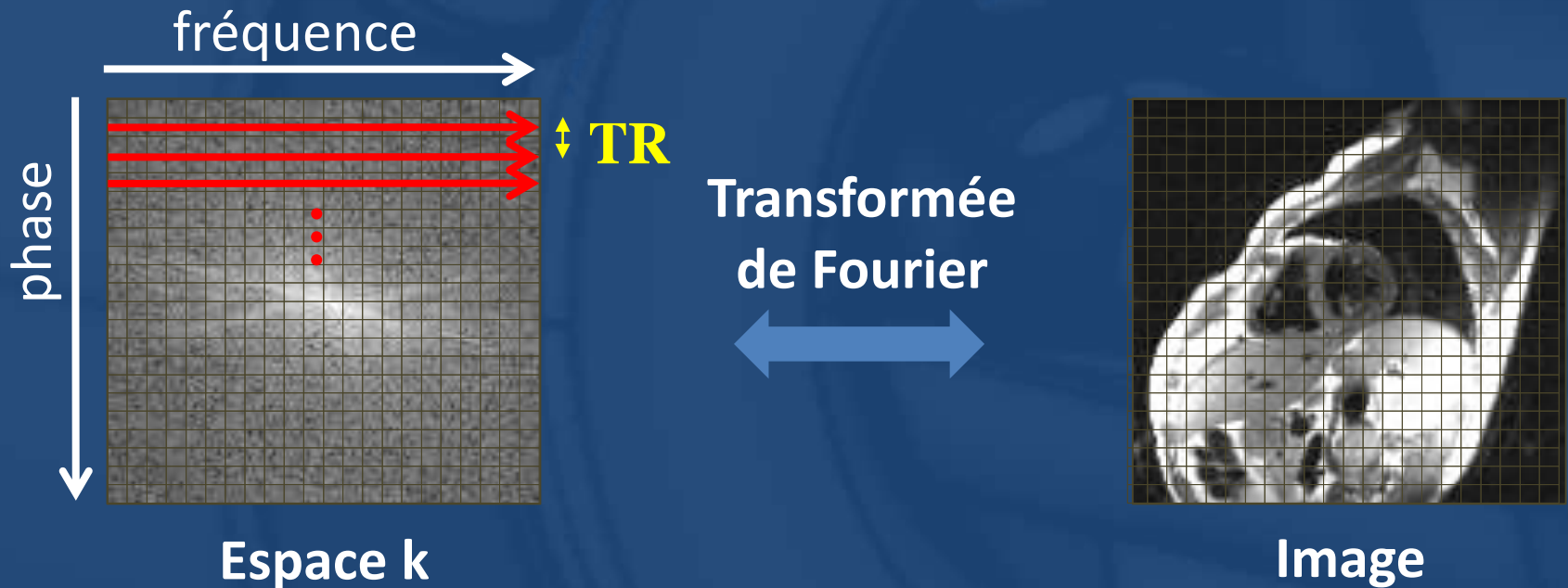
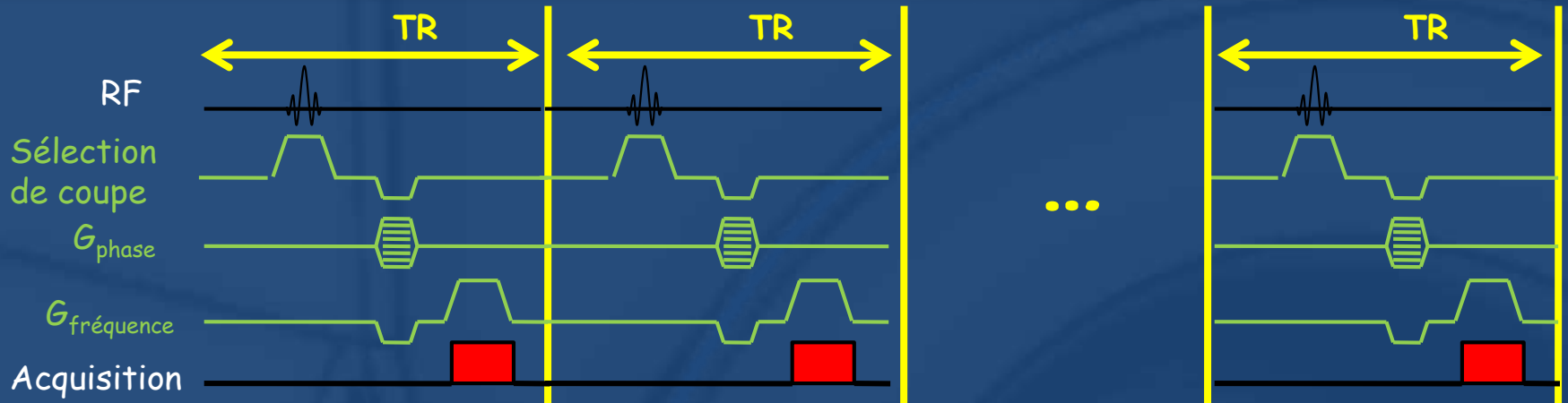
Mouvement respiratoire



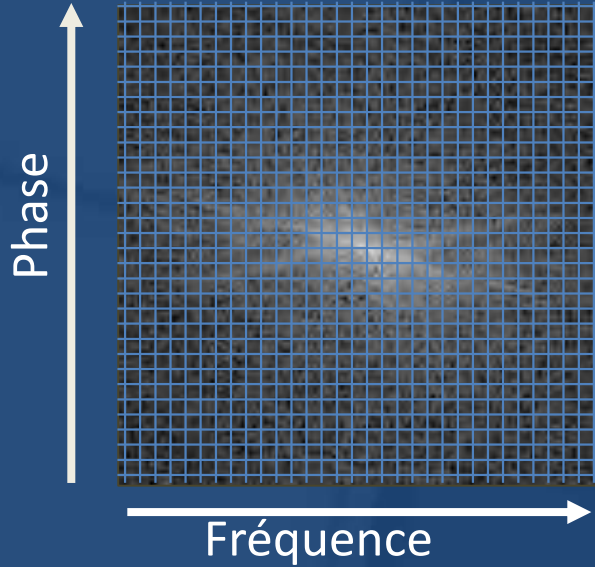
Mouvement cardiaque



Remplissage de l'espace de Fourier



Espace k



Transformée de Fourier

$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

= information complexe S=A+jB



Espace Image

Magnitude =
racine($A^2 + B^2$)



Phase =
Arctg (B/A)



Mesure de vitesses



Analyse des flux

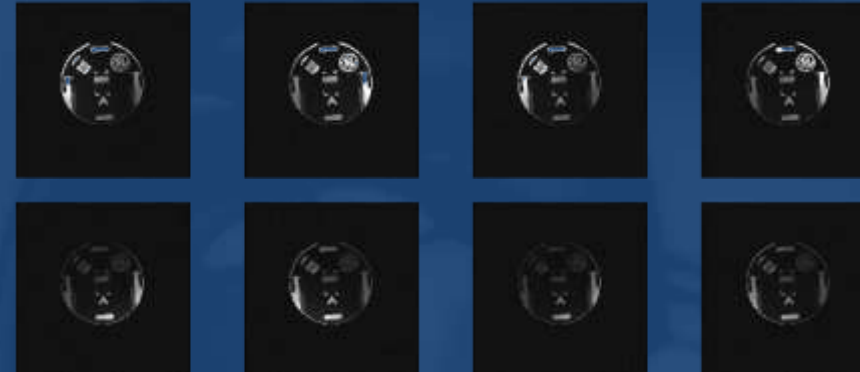




Antenne de volume
(antenne corps)

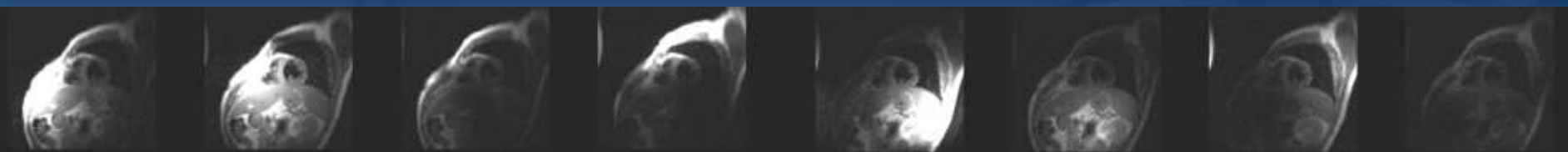


Antennes de surface
(antenne cardiaque 8 canaux)



- Généralement
 - ▣ Transmission : antenne volumique (excitation homogène)
 - ▣ Réception : antennes de surface (rapport signal sur bruit élevé localement)

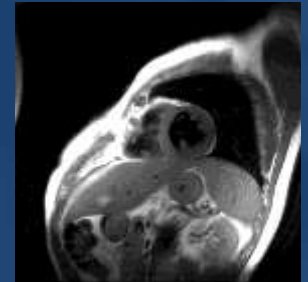
- Le bruit en IRM provient de l'ensemble du patient (agitation thermique)



- Somme des signaux ! (avant imagerie parallèle)

Chaque antenne donne un signal déphasé

$$signal = \sqrt{I_{c1}^2 + I_{c2}^2 + I_{c3}^2 + I_{c4}^2 + I_{c5}^2 + I_{c6}^2 + I_{c7}^2 + I_{c8}^2}$$

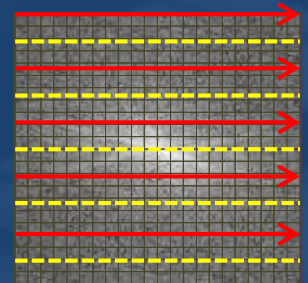


- Comment combiner ces canaux ?

(=> sensibilité des antennes)

- Peut-on exploiter la redondance d'information pour accélérer l'acquisition ?

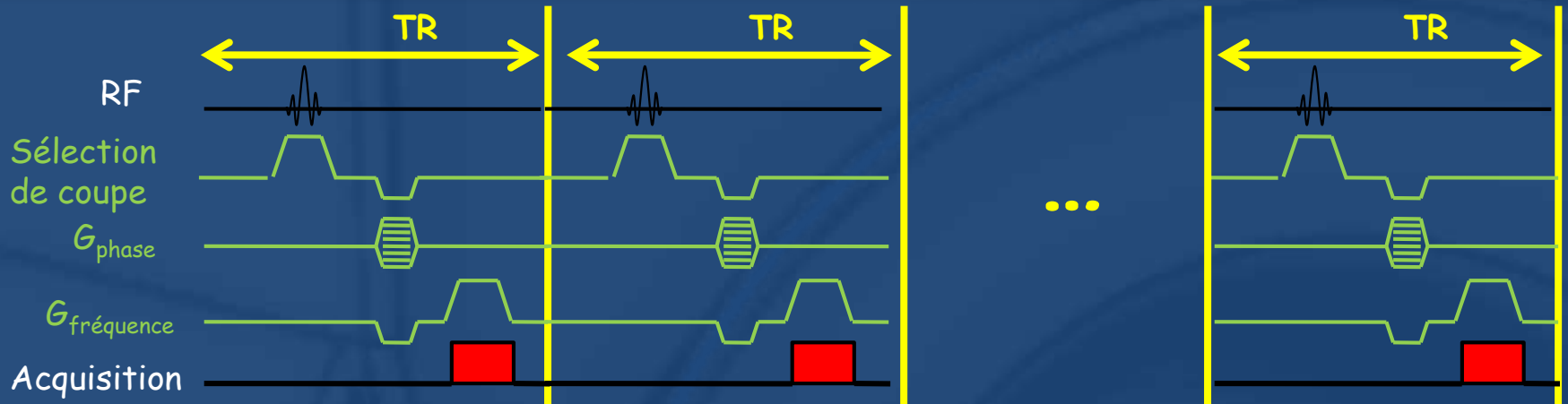
(=> sous-échantillonnage)



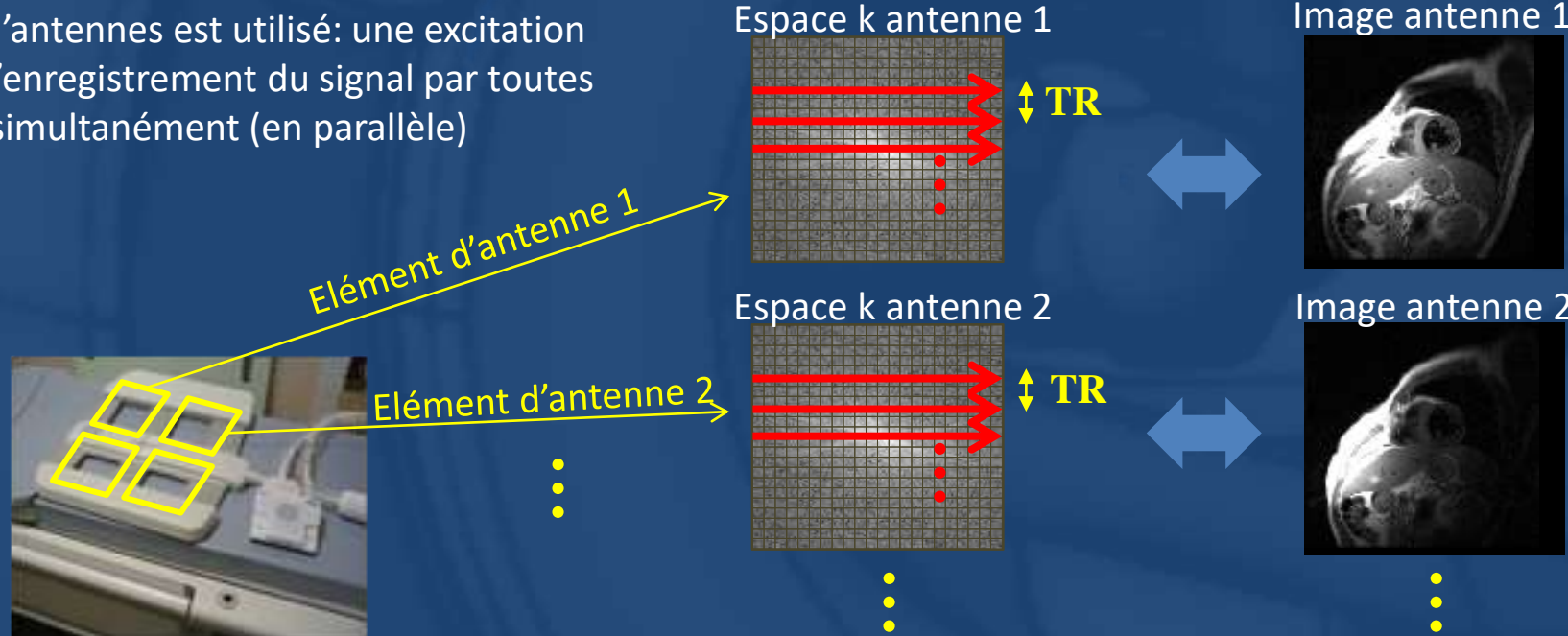
Espace k

Acquisition IRM avec antennes multiples

IRM parallèle



Si un réseau d'antennes est utilisé: une excitation est suivie de l'enregistrement du signal par toutes les antennes simultanément (en parallèle)



Acquisition à basse résolution

(antennes de surface)

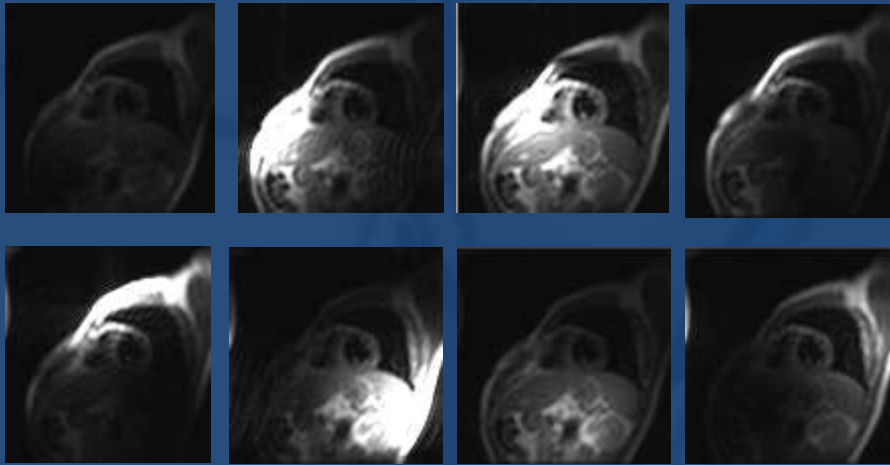
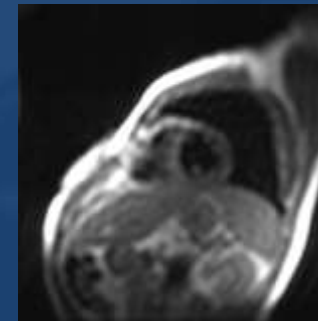


Image homogène basse résolution

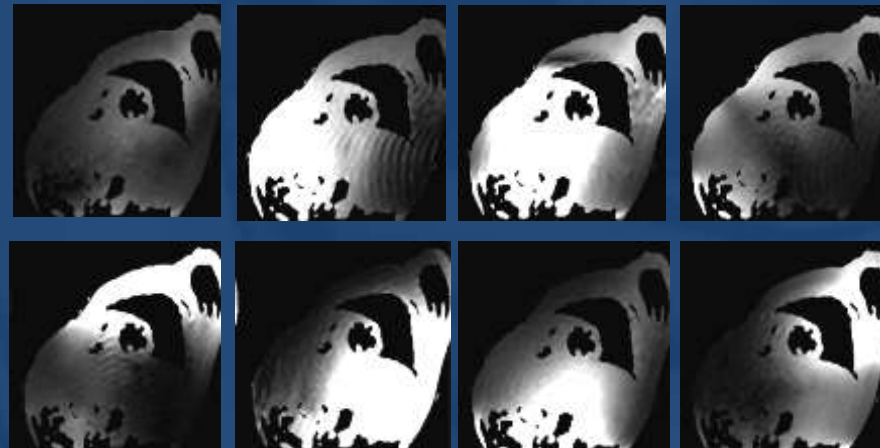
(antenne volumique)



/

Carte de sensibilité des antennes

=



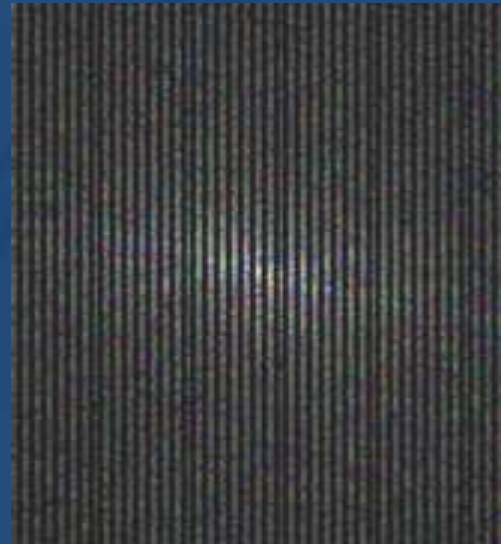
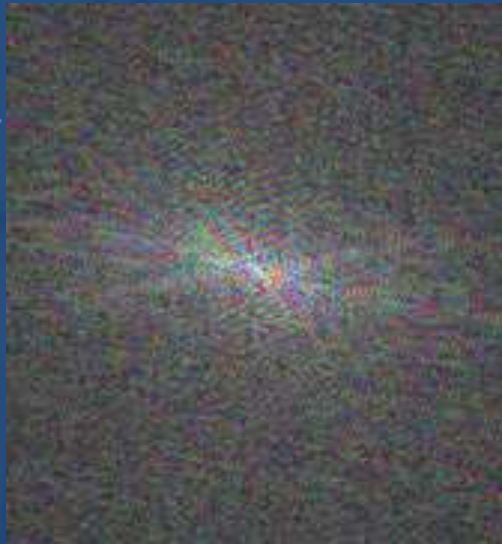
Toutes les lignes

1 ligne sur 2

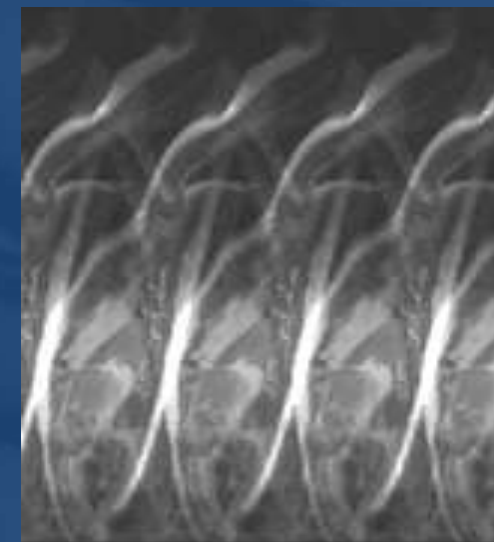
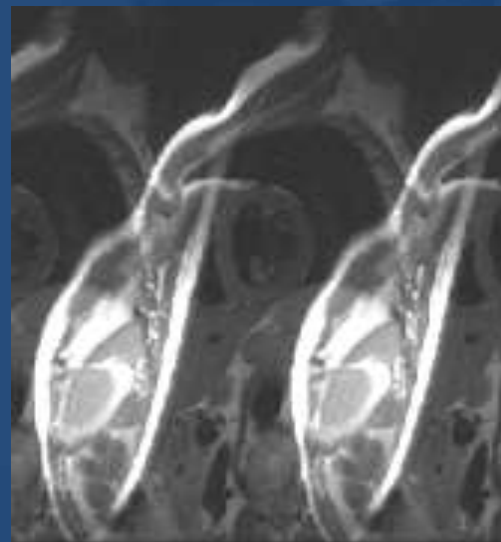
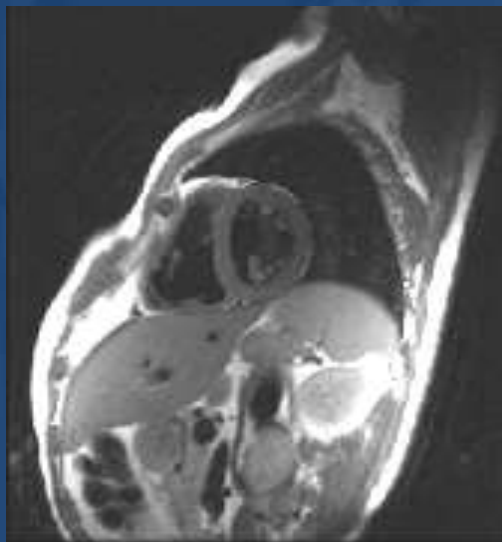
1 ligne sur 4

phase
fréquence

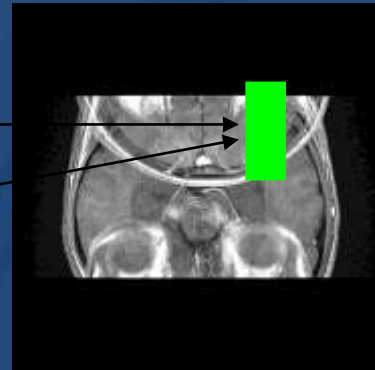
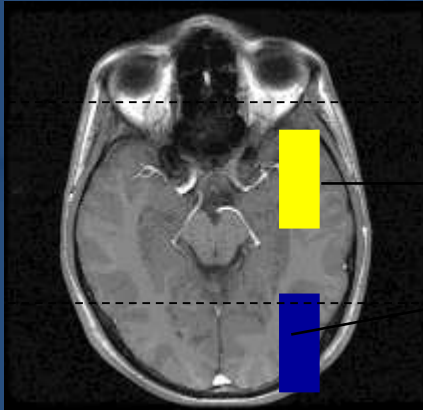
Espace k



Image



Signal = info réel + info repliée



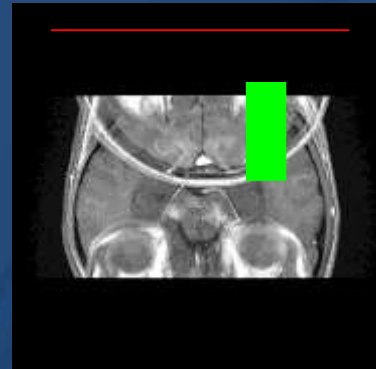
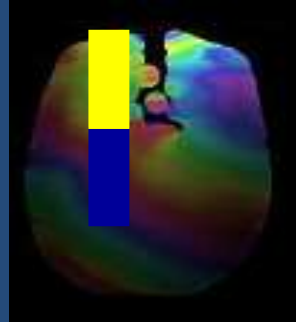
1 antenne

Signal = info réel + info repliée

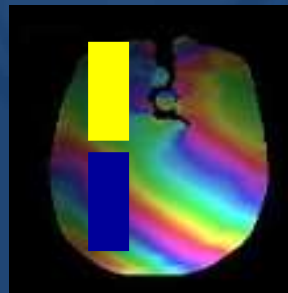
Rien à faire pour « déplier » l'image
 ↗ FOV (↘ pas de phase)

Antenne 1

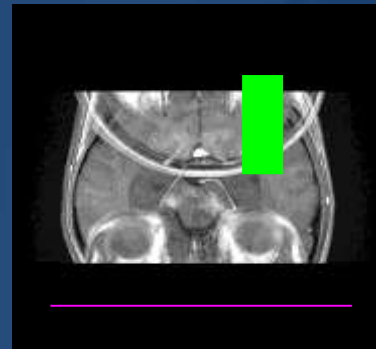
sensibilité 1



Antenne 2



sensibilité 2

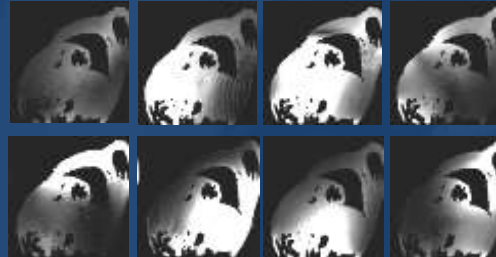


Antenne 1: Signal 1 = Réel * sensibilité 1 + repliée * sensibilité 1
 Antenne 2: Signal 2 = Réel * sensibilité 2 + repliée * sensibilité 2

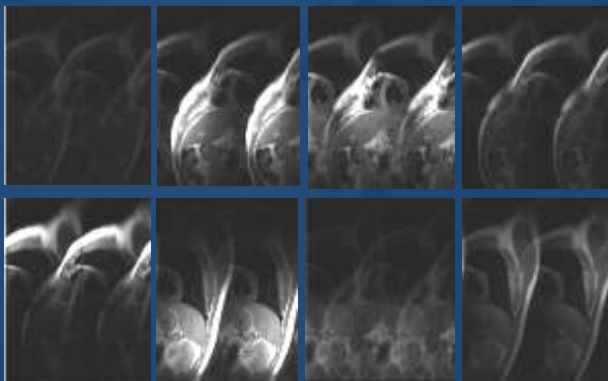
- Exemple :
 - 8 antennes de réception => 8 espaces k
 - On n'acquière qu'une ligne de phase sur 2 dans l'espace k => chaque antenne produit une image « repliée »
- Reconstruction IRM parallèle permet de « déplier » l'image

Sensibilités des antennes

(information supplémentaire)

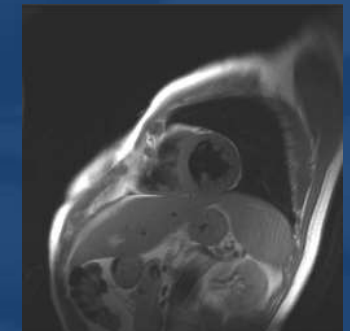


Images repliées

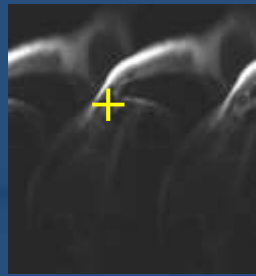


Reconstruction
imagerie parallèle

Image dépliée



Antenne 1



Replié1

=



Sens1

x



Déplié1

+



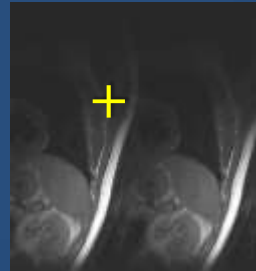
Sens1

x



Déplié2

Antenne 2



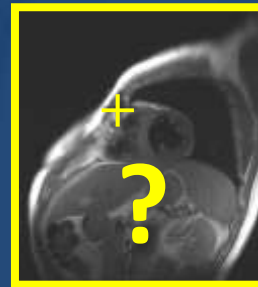
Replié2

=



Sens2

x



Déplié1

+



Sens2

x

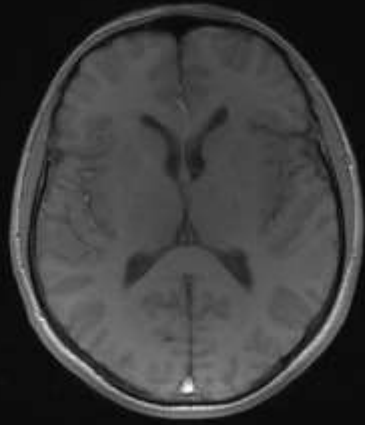


Déplié2

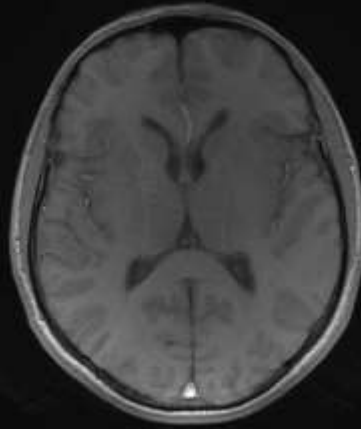
Images repliées et sensibilités d'antennes connues, image dépliée inconnue

2 équations, 2 inconnues => le problème a une solution si les antennes ne sont pas trop mal positionnées (2 équations linéairement indépendantes)

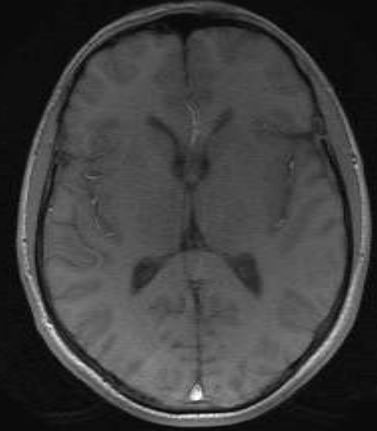
SENSE R=2 ; 1min 41 s



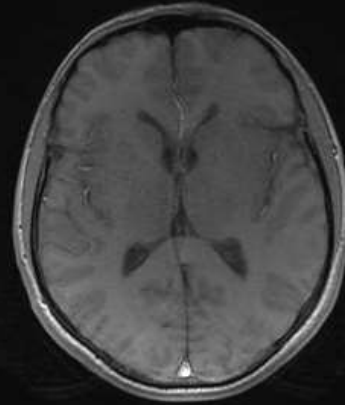
SENSE R=3



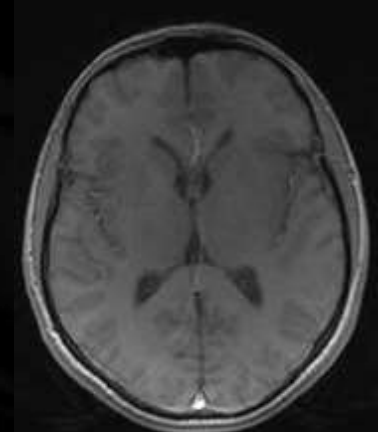
SENSE R=4 ; 52 s



SENSE R=5 42 s



SENSE R=6 34 s



SNR \searrow en fonction de R Compromis /mouvement

SNR $\nearrow \sqrt{NEX}$ Attention 4 fois pour fois 2

- **L'utilisation de réseaux d'antennes de surface permet d'améliorer le rapport signal/bruit des images** (redondance d'information)

- **On peut utiliser cette redondance d'information pour réduire le temps d'acquisition**
 - ▣ Séquence de calibration pour mesurer les cartes de sensibilité des antennes (une fois pour toutes en début d'examen)
 - ▣ Acquisition accélérée de l'espace k
 - ▣ Reconstruction d'image parallèle (SENSE...)

- **L'IRM parallèle permet d'échanger du temps d'acquisition contre du rapport signal/bruit**
 - ▣ On peut faire une acquisition lente avec rapport signal/bruit élevé
 - ▣ On peut faire une acquisition plus rapide (2x, 3x, ...) si on accepte de sacrifier un peu de rapport signal/bruit



1) Quelques rappels du cours précédent

- Origine du signal
- Conditions de fonctionnement



2) Éléments matériels d'une IRM

- Champ magnétique statique (B_0)
- Gradient de champ magnétique (G_x, G_y, G_z)
- Ondes électromagnétiques (B_1)



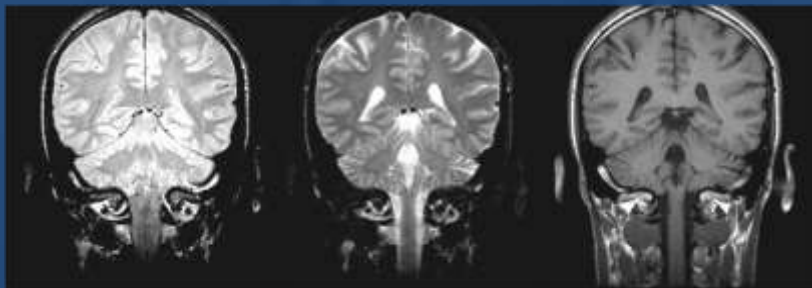
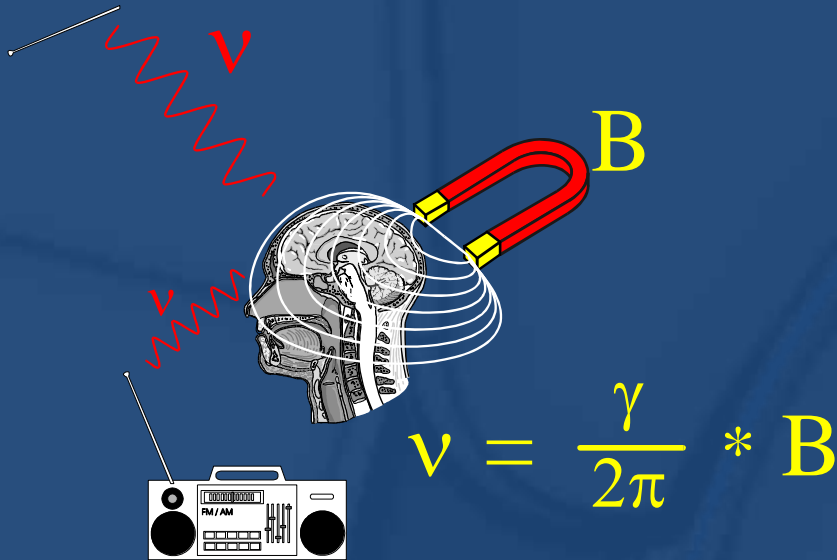
3) Réglages avant acquisition

- Energie (SAR)
- Signal/bruit



4) Imagerie parallèle

- Principe
- Calibration
- Effets



1) Physique de l'IRM

- Comprendre d'où vient le signal
- Relaxation T_1 , T_2 , T_2^*
- Acquisition = séquence

2) Formation de l'image

- Excitation d'une coupe
- Codage en fréquence
- Codage en phase

3) Contraste(s) en IRM

- Pondération T1 ou T2
- Image des vrais valeurs T1 ou T2
- Suppression signal (eau, graisse)
- Nouveaux contrastes (diffusion, SSPF, perfusion, Susceptibilité magnétique.....)

<http://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/RMN> - IRM pas à pas



Jacques FELBLINGER, Freddy ODILLE

j.felblinger@chru-nancy.fr

freddy.odille@inserm.fr



«*MR SAFE*»

An item that poses no known hazards in all MR environments.



«*MR
CONDITIONAL*»

An item that has been demonstrated to pose no known hazards in specified conditions of use.



«*MR UNSAFE*»

An item that is known to pose hazards in all MR environments.

FDA proposes a new label: Safety in MRI NOT evaluated

Labelling of an implant: MR conditional



«*MR
CONDITIONAL*»

An item that has been demonstrated to pose no known hazards in specified conditions of use.

Field conditions that define the specified MR environment include **field strength, spatial gradient, dB/dt slew rate, RF fields, and Specific Absorption Rate (SAR)**. Additional conditions, including specific configurations of the item may be required.

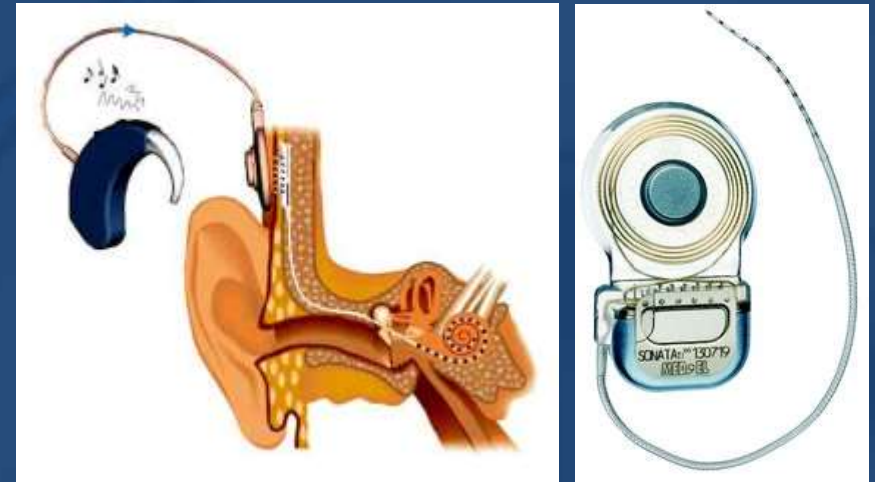
MRI safety Information should give all these parameters

Passive implants

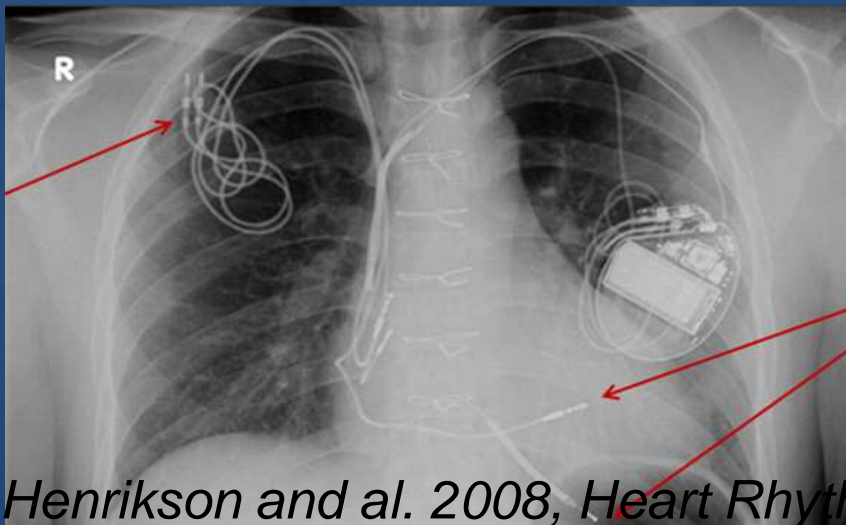
Active implants (= passive + electronics)



Stents, clips, orthopedic....
Prosthetic hip, knee,



Abandoned leads = Passive?



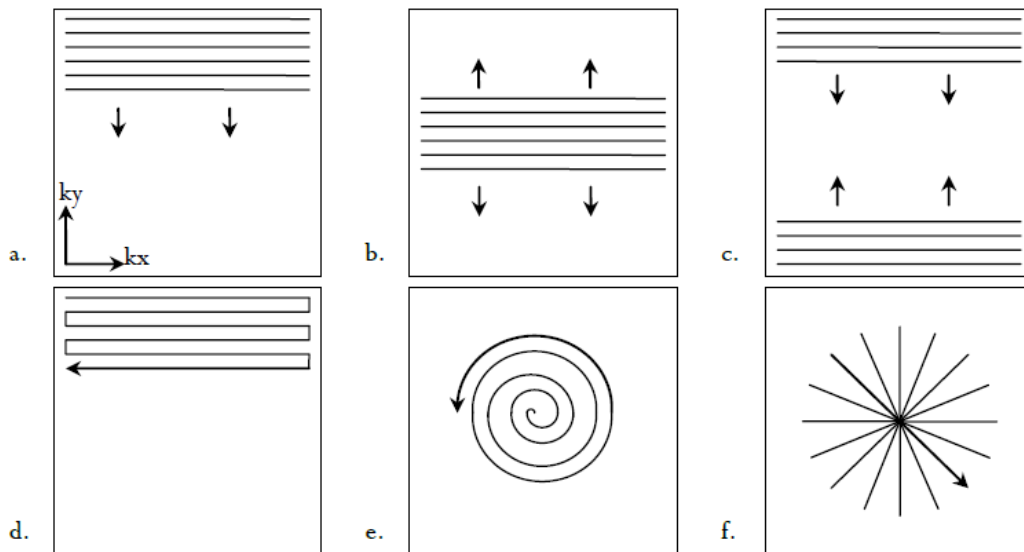
Henrikson and al. 2008, Heart Rhythm

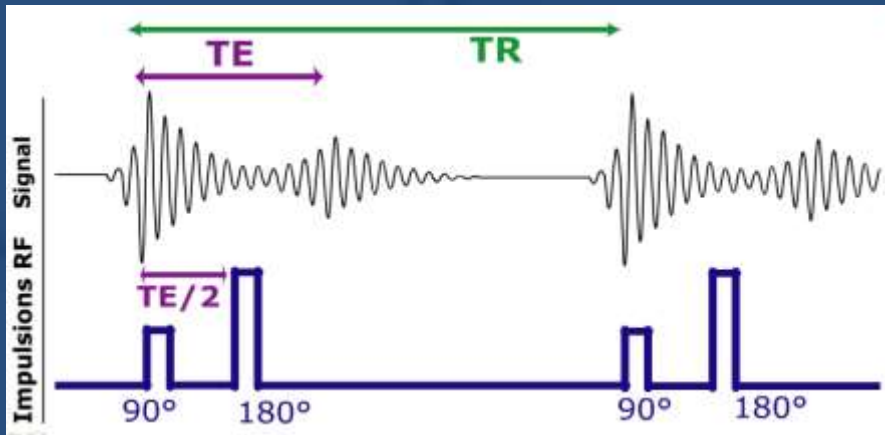


Active hearing help (part inside)
Pacemaker, defibrillator....

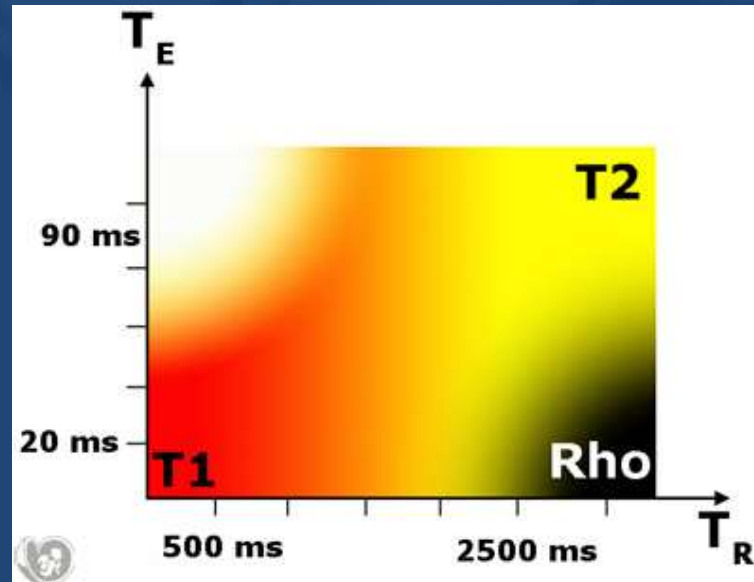
- **Echo de spin** (inversion à 180°)
- **Echo de gradient** (inversion par gradient)
- **Echo planar** (EPI)
- **SSFP**
- **(spectroscopie)**

Remplissage cartésien, spiral ou radial



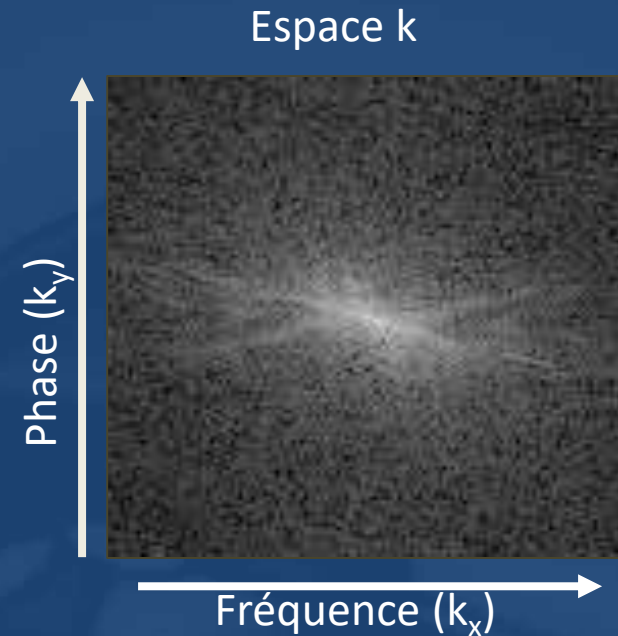


- **TE = temps d'écho**
(temps entre l'excitation RF et l'acquisition)
- **TR = temps de répétition**
(temps entre 2 excitations RF)

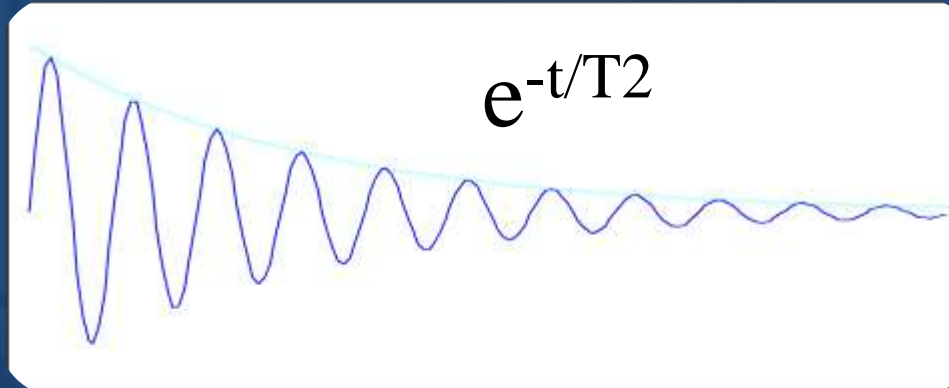
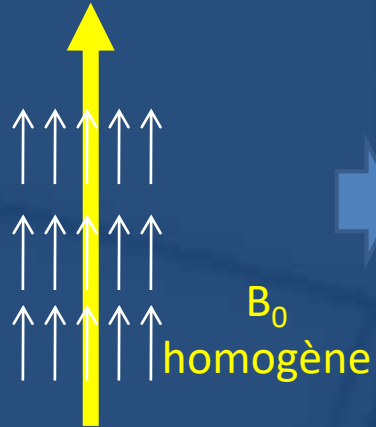


- Séquences en écho de gradient : même principe mais pondération T_2^* au lieu T_2

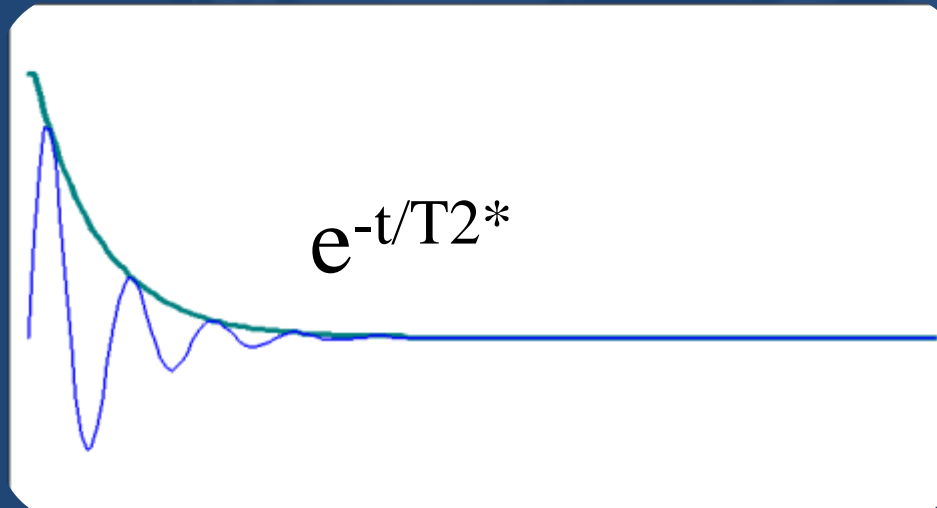
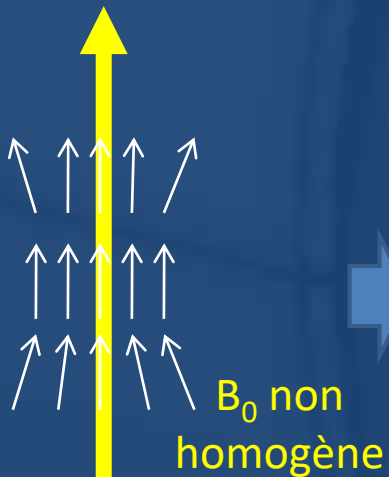
- Gradient appliqué pendant la lecture fait varier la fréquence de résonance => **déplacement dans l'espace k dans la direction k_x**
- Gradient appliqué pendant une courte durée fait varier la phase => **déplacement dans l'espace k dans la direction k_y**
- Impulsion 90° => **déplacement au centre de l'espace k**
- Impulsion 180° => **déplacement vers le point symétrique par rapport au centre de l'espace k**



Cas 1 (idéal) Champ magnétique parfait: décroissance T_2

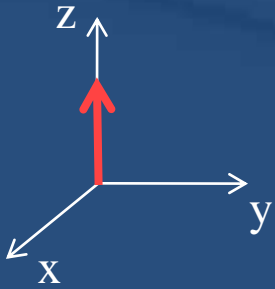


Cas 2 (réalité) Champ magnétique imparfait, molécules complexes : décroissance T_2^*

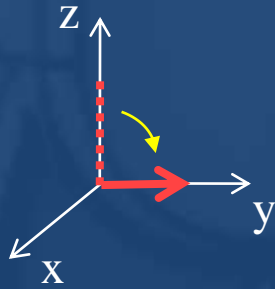


$$T_2^* < T_2$$

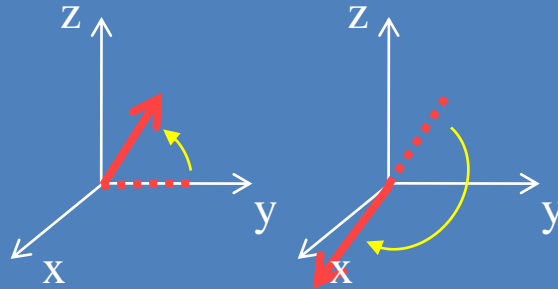
Aimantation
initiale



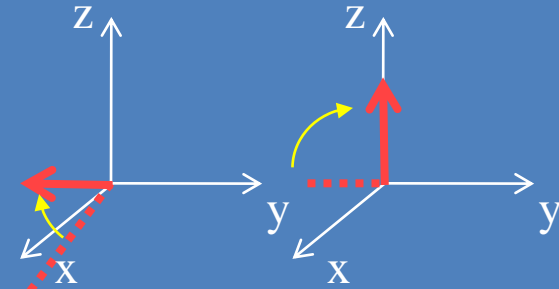
Excitation
Impulsion RF 90°



Inversion
Impulsion RF 180°



Refocalisation
Echo



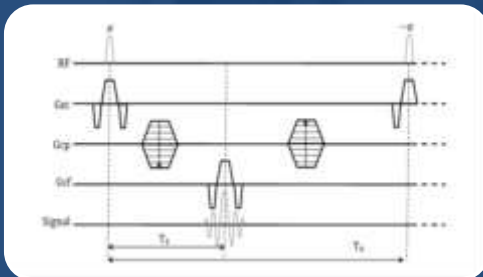
RELAXATION...

MRI

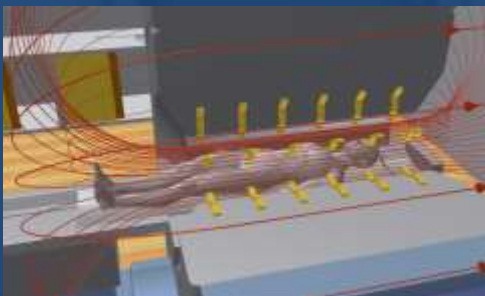
- High magnetic field 1.5T, 3T, ...



- Gradients of magnetic fields 80mT/m, ...



- Radiofrequency 64MHz, 128MHz, ...



Implant

- **Magnetic properties:**

μ_r : relative permeability

χ_m : magnetic susceptibility

$$\mu_r = \chi_m + 1$$

- **Mechanical properties:**

ρ : volumetric mass density

E_{young} : Young's modulus

- **Thermal properties:**

κ : thermal conductivity

c : specific heat

- **Electrical properties:**

σ : electric conductivity

ϵ_r : relative permittivity

χ_e : electrical susceptibility

$$\epsilon_r = \chi_e + 1$$

