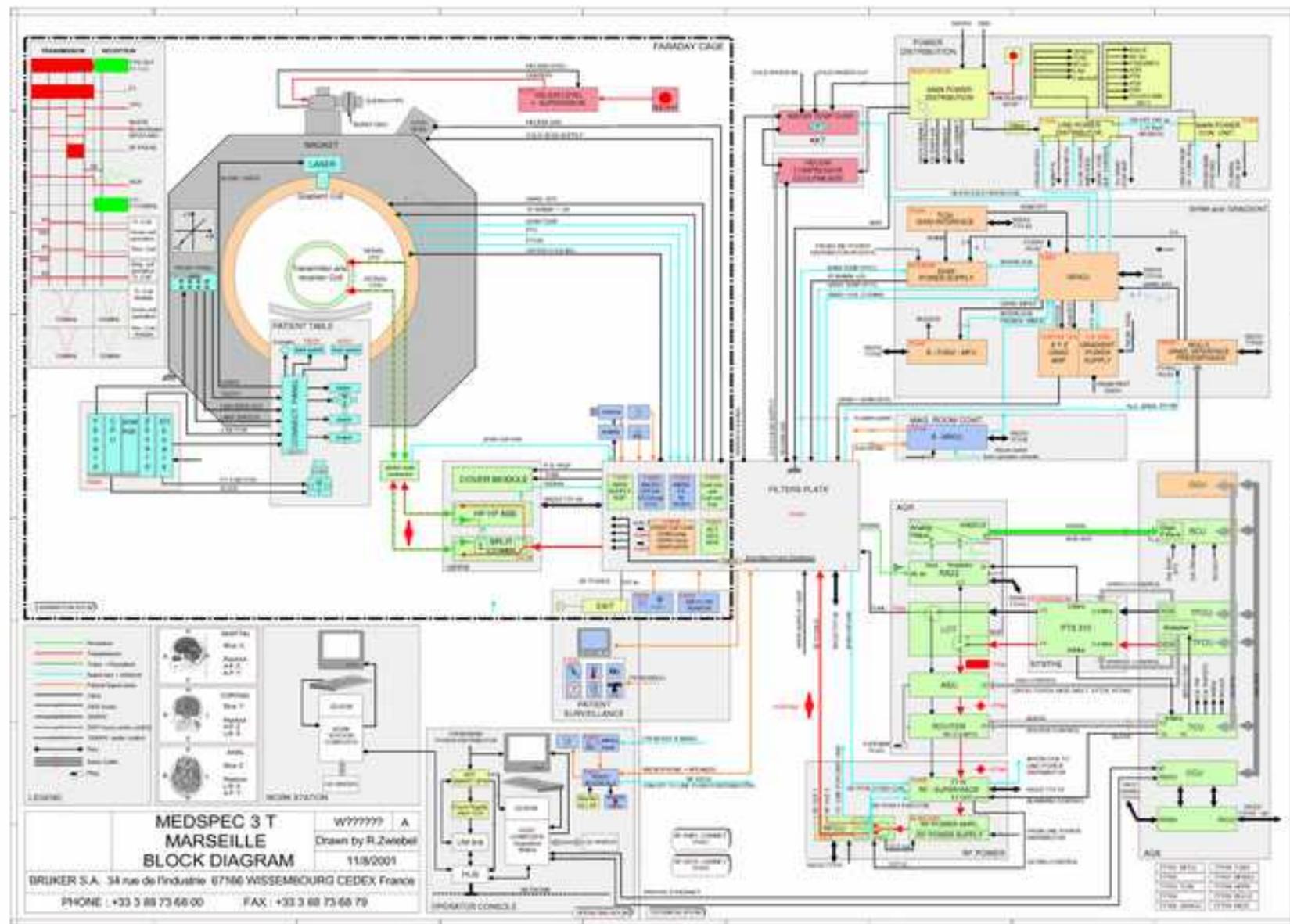


INSTRUMENTATION EN

I(IMAGERIE) par **R**(RESONANCE) **M**(MAGNETIQUE)

Muriel ROTH

Centre d'IRM fonctionnelle de Marseille



L'aimant

Le système radio-fréquence

Les gradients de champ magnétique

La qualité des images

L'aimant est constitué

- d'une bobine de courant (supraconductrice ou résistive),
- d'un système cryogénique (enceinte à vide, tête froide),
- d'un blindage (actif ou passif),
- d'un système de shims passifs (homogénéité du champ B_0),
- de bobines de shims actifs (homogénéité de B_0 avec un patient).



Les aimants résistifs

Aimants à bas champ ($<1T$)

Coût modéré

Forte consommation électrique mais possibilité d'arrêter le champ



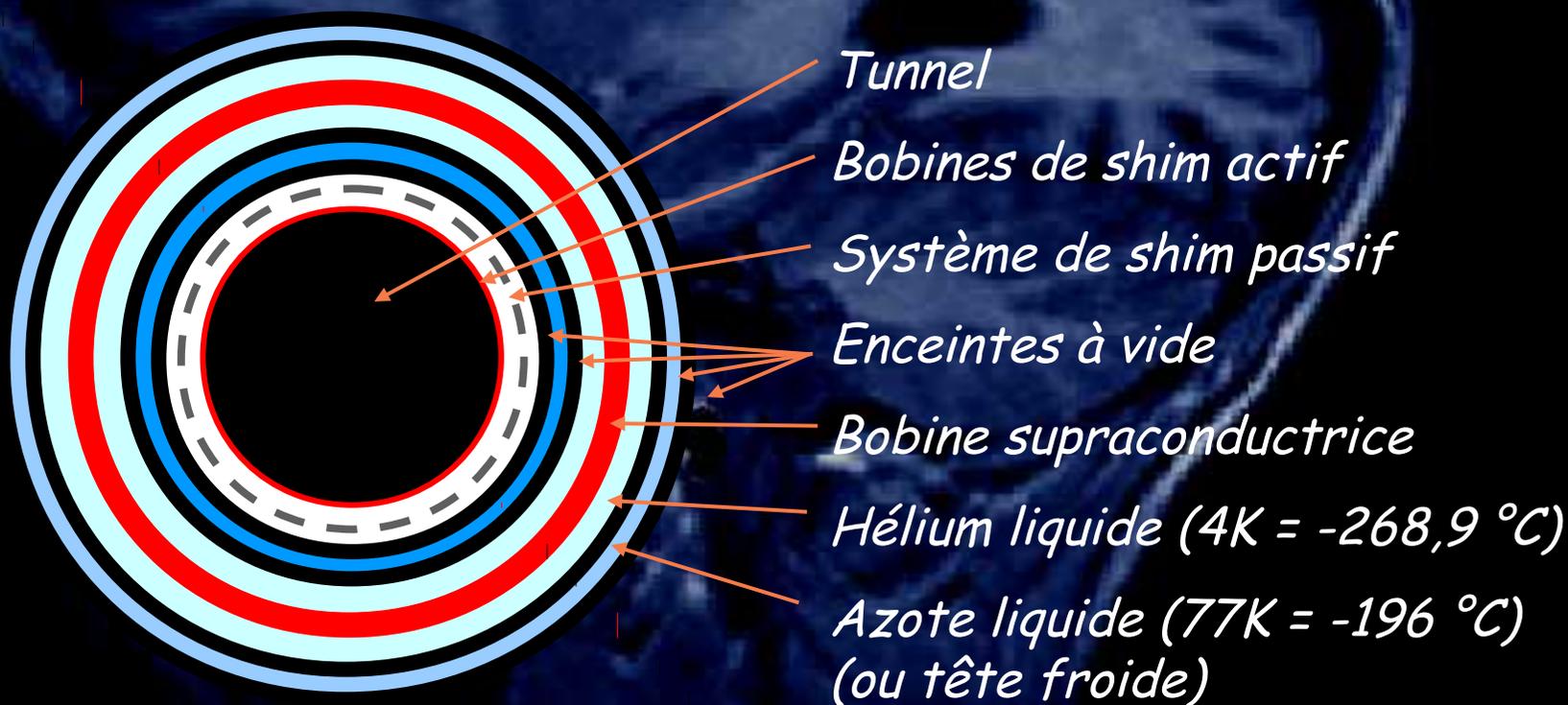
Les aimants supraconducteurs

Consommation en liquides cryogéniques

Coût élevé

Pas de possibilité d'arrêter le champ

(sauf urgence : "quench" par réchauffement de la bobine)

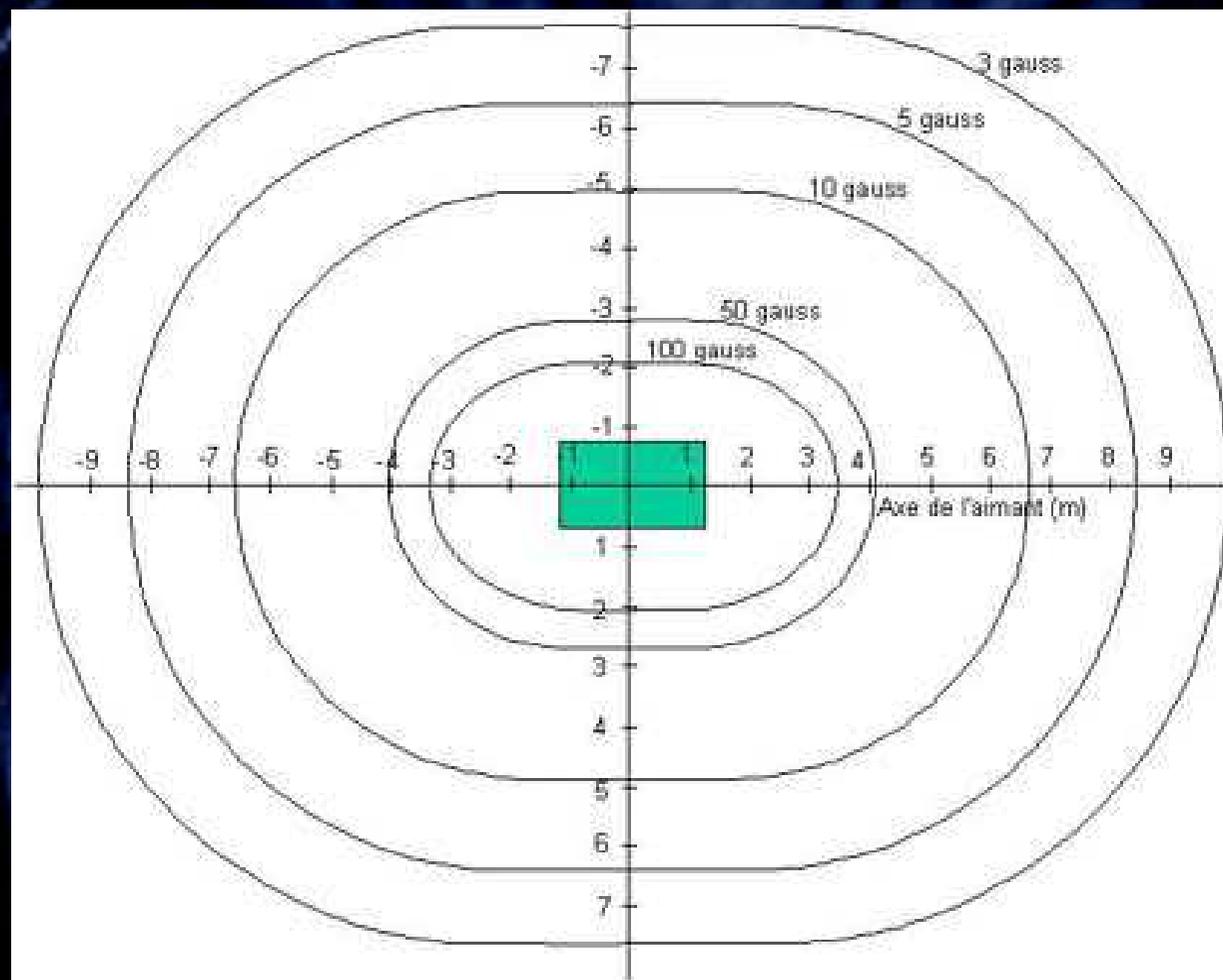


Le blindage passif



Aimant 3T blindé par ~20 tonnes d'acier

Les lignes de champ



Le système de shim passif

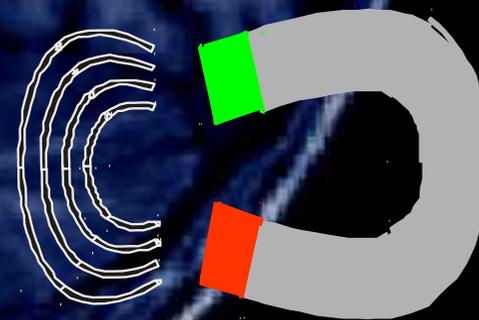


Positionnement de petites plaques de métal pour rendre le champ magnétique le plus homogène possible

Champ magnétique intense



DANGER pour les personnes porteuses de pacemakers, implants métalliques,...



Attention aux objets ferromagnétiques !

Les dangers des champs magnétiques



Attention : champ magnétique intense !

Il faut **impérativement** faire remplir un questionnaire médical de compatibilité IRM :

- par tous les sujets,
- **MAIS AUSSI** par tous les manipulateurs.

Les aimants cliniques (1 ou 1,5 T)



Philips



Siemens



General Electric

Les aimants de recherche (3T ou plus)



Aimant tête 3 teslas

Aimant petit animal 4,7 teslas



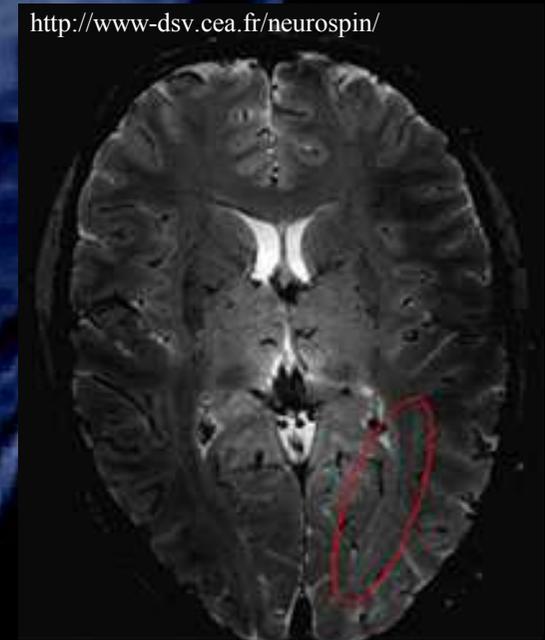
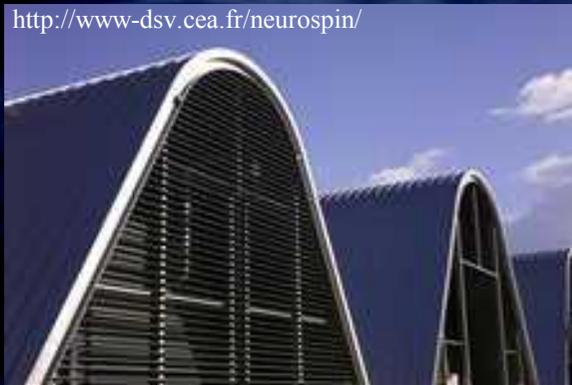
Les aimants ouverts pour l'IRM interventionnelle



Les défis technologiques

Etats-unis : 7.8 ou 9.4 T pour l'homme
11.7 ou 14 T pour l'animal

Projet neurospin - CEA Saclay : 11.7 T pour l'homme
17 T pour la souris



Beaucoup de contraintes notamment :
 B_0 inversement proportionnel au diamètre
Homogénéité du champ difficile
Pénétration RF plus faible

L'aimant

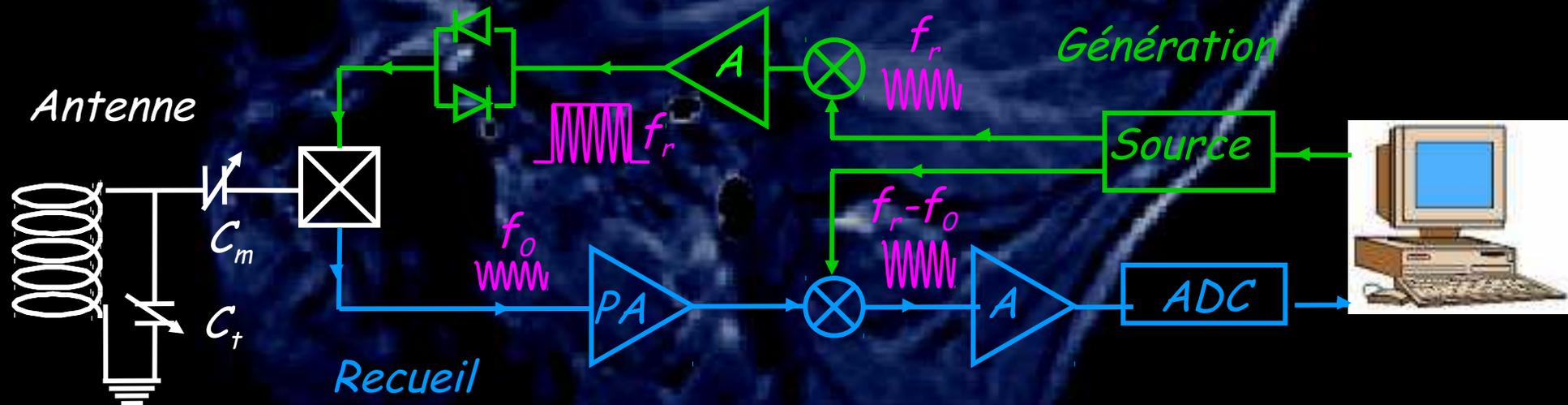
Le système radio-fréquence

Les gradients de champ magnétique

La qualité des images

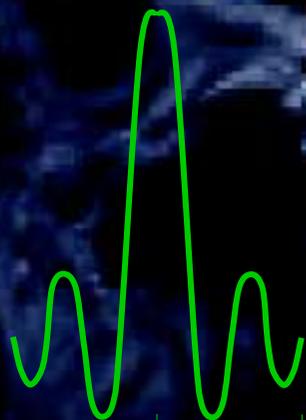
Le système radio-fréquence est constitué

d'un ou de plusieurs générateurs de radio-fréquence (RF),
d'antennes RF homogènes pour l'excitation,
d'antennes RF sensibles pour la réception du signal,
de pré-amplificateurs (PA) et d'amplificateurs (A),
de convertisseurs analogique-digital (ADC).

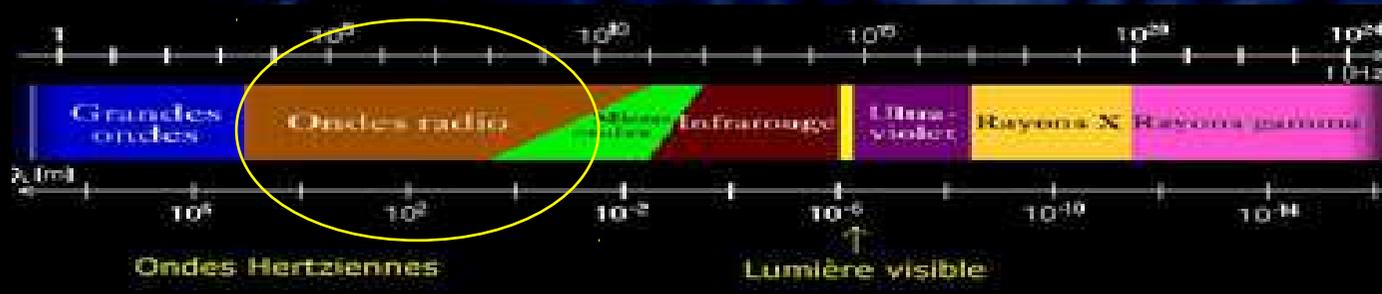


Le générateur RF

Le générateur RF permet d'obtenir des impulsions de courant de forme variable oscillant autour de la fréquence de résonance.



Risques dus à la RF



Non ionisant !

L'absorption d'énergie RF dans les tissus peut produire des échauffements locaux (analogues aux fours micro-ondes)

Contrôle : SAR (Specific Absorption Rate)

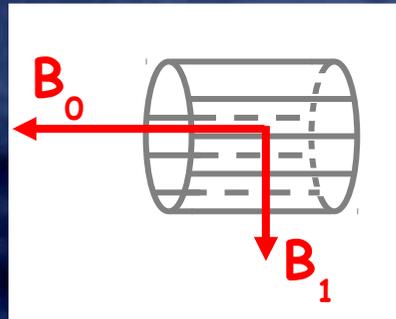
= puissance déposée par rapport au poids du patient

SAR < 10 W/Kg pour le corps entier

SAR < 1.5 W/Kg pour la tête

Les antennes RF pour l'excitation

Cage d'oiseau



Antenne = circuit « bouchon » ou (R, L, C) résonant

Accord à la fréquence de résonance du proton et adaptation en impédance aux circuits électroniques

Antenne adaptée à la taille de l'échantillon pour augmenter le rapport S/B

Les antennes RF pour l'excitation

Antenne corps entier

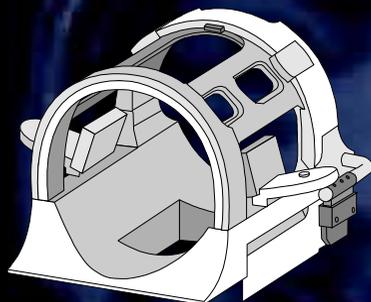


Antenne tête standard

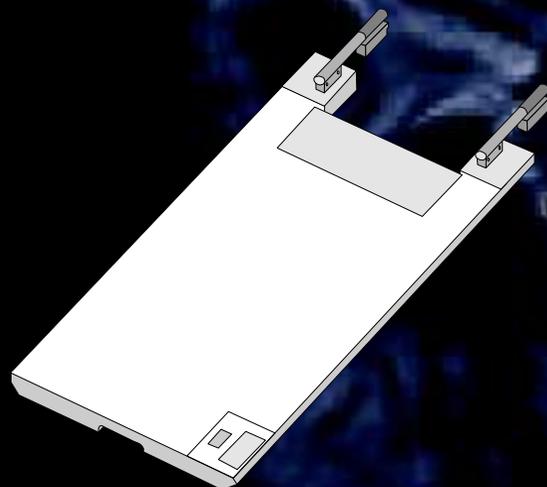


Antenne tête 8 canaux

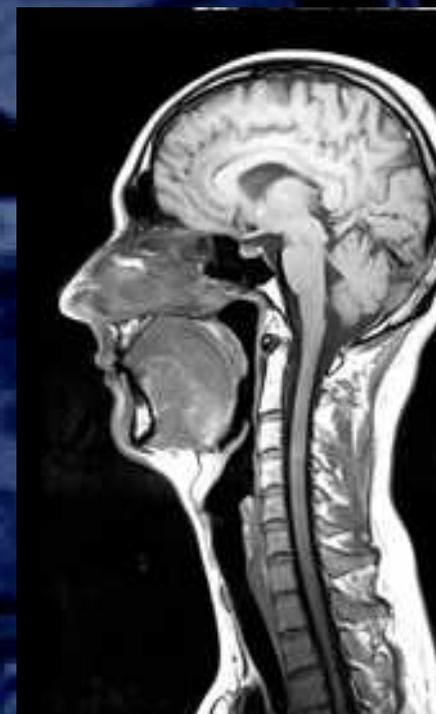
Les antennes RF pour la réception



Antenne tête
(2 canaux)



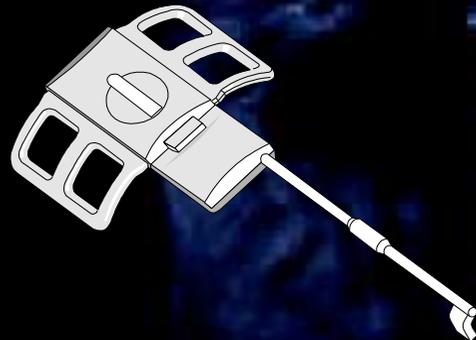
Antenne rachis
(4 canaux)



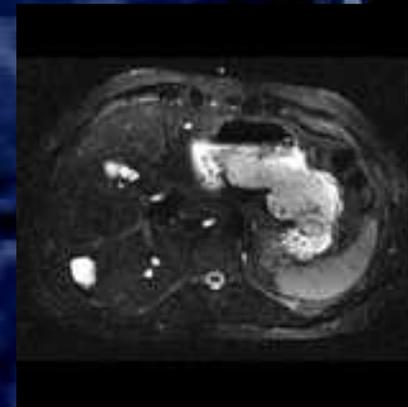
Les antennes RF pour la réception



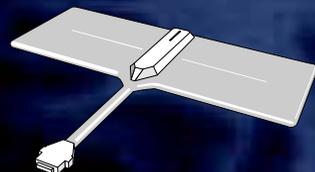
Antenne cou
(2 canaux)



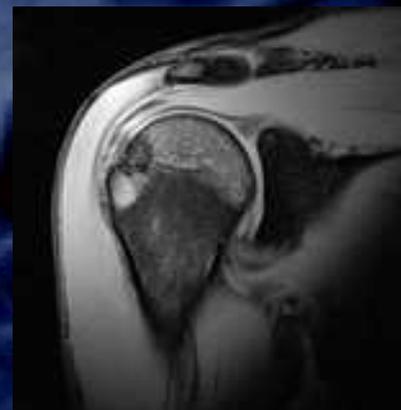
Antenne thorax-
abdomen-pelvis
(2 canaux)



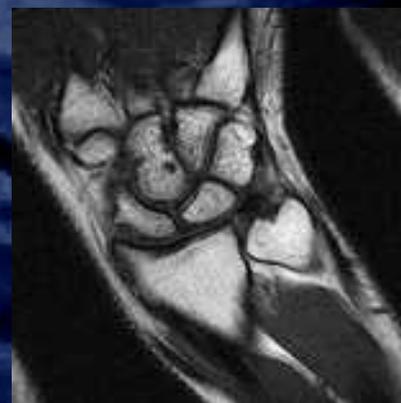
Les antennes RF pour la réception



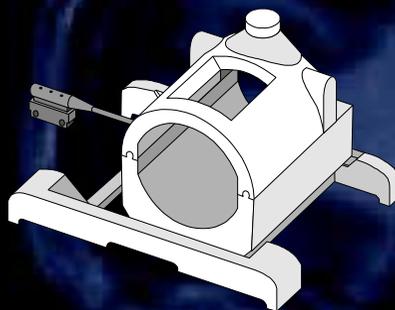
Antenne flexible



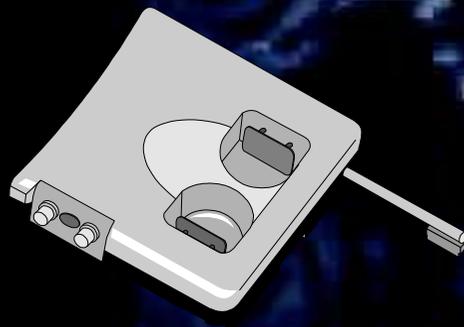
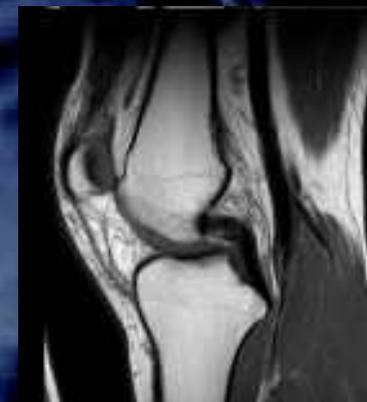
Antenne anneau flexible



Les antennes RF pour la réception



Antenne extrémité
émettrice-réceptrice
(2 canaux)



Antenne seins



Le convertisseur analogique-digital

Fréquence d'échantillonnage (> 1 MHz)
Dynamique de réception (16 ou 32 bits)
Réception en réseau (plusieurs ADC)



L'aimant

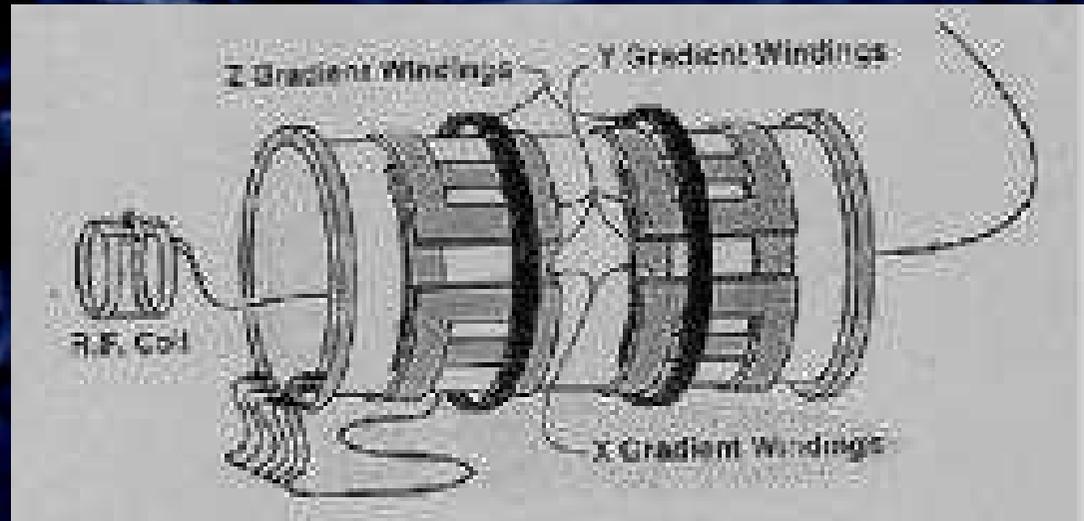
Le système radio-fréquence

Les gradients de champ magnétique

La qualité des images

Le système de gradients est constitué :

- d'un générateur de courant très performant,
- de bobines générant des gradients dans les 3 directions,
- de bobines de correction de linéarité des gradients,
- d'un moulage en résine anti-vibrations (bruit acoustique),
- d'un circuit d'eau de refroidissement,



Les caractéristiques des gradients

Amplitude maximale (autour de 20 mT/m)

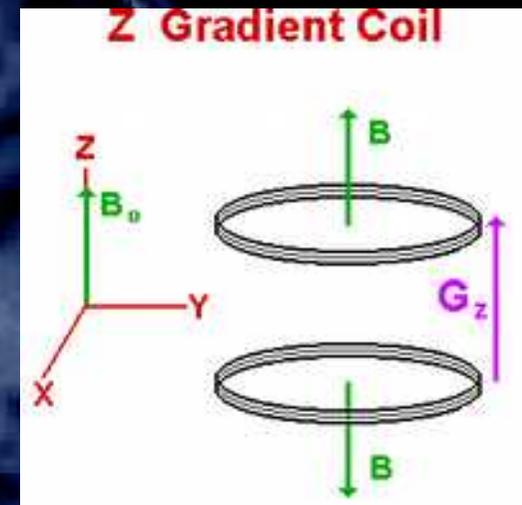
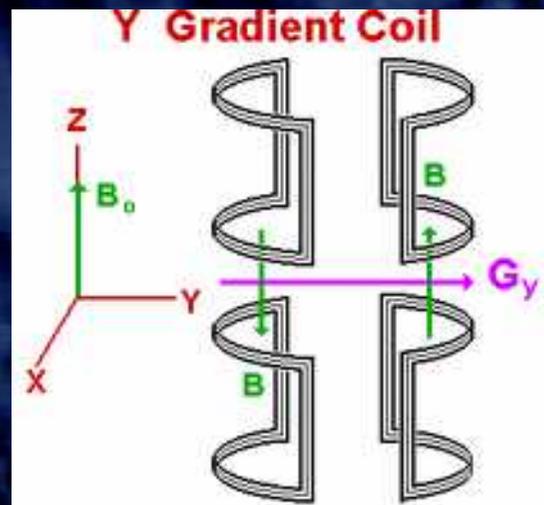
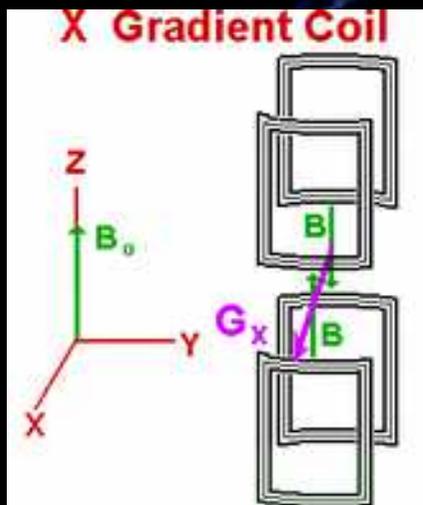
Temps de montée (autour de 100 μ s)

Disponibilité (proche de 100%)
(possibilité de commutation rapide des gradients)



*Bruit de gradients de champ
lors de commutations rapides*

Les bobines de gradients



<http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr/nmr-main.htm>

Le fourreau de gradient



L'aimant

Le système radio-fréquence

Les gradients de champ magnétique

La qualité des images

Paramètres caractéristiques

Résolution spatiale

δ = taille des pixels/voxels

Rapport signal sur bruit

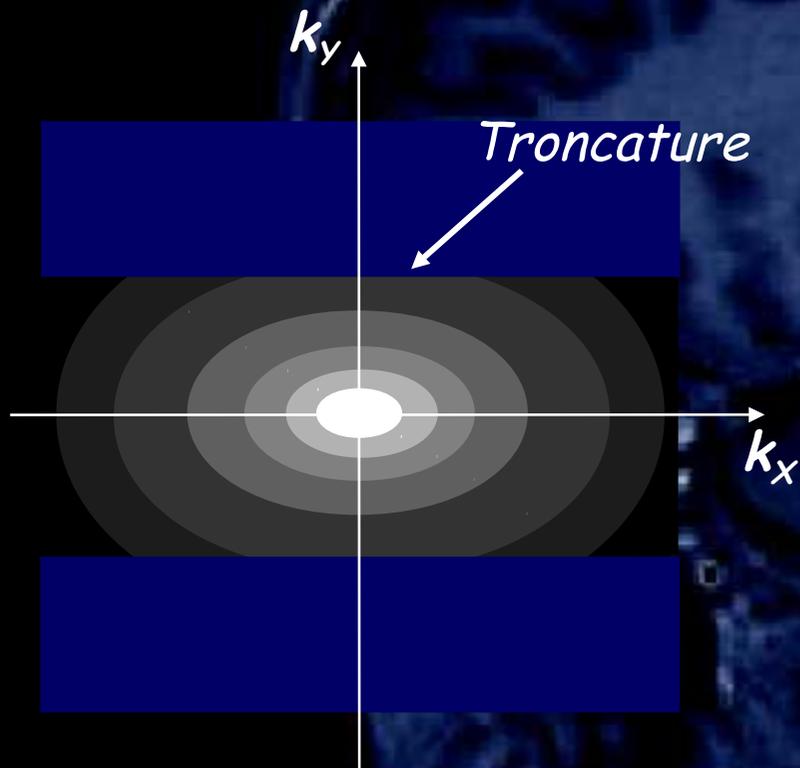
$$SNR = X \cdot \delta \cdot \sqrt{N_{exp}} \cdot \sqrt{BW}$$

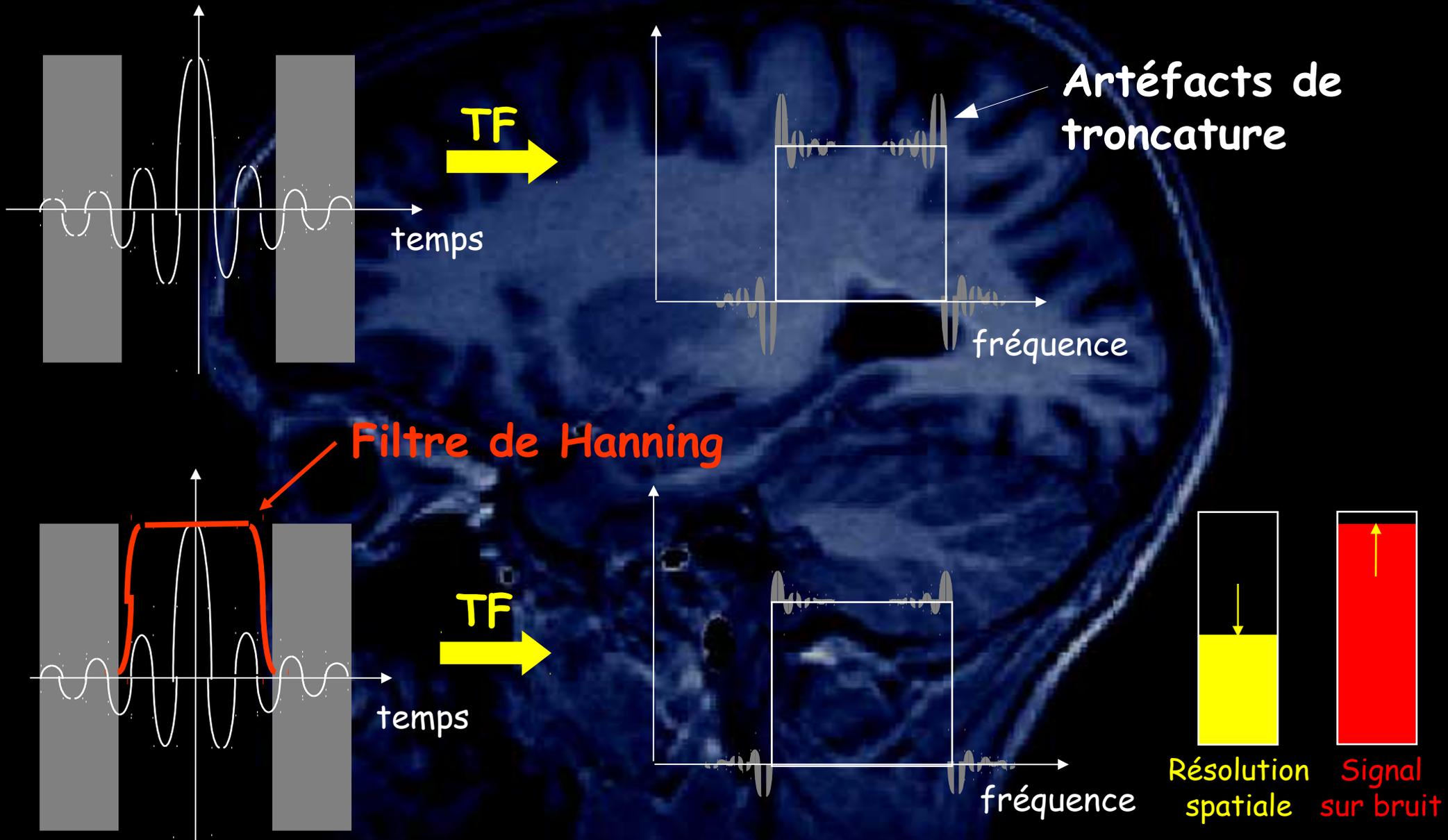
- bruit lié à l'antenne de réception
- résistance du patient
- paramètres de la séquence
- paramètres des tissus
- champ magnétique B_0

Contraste

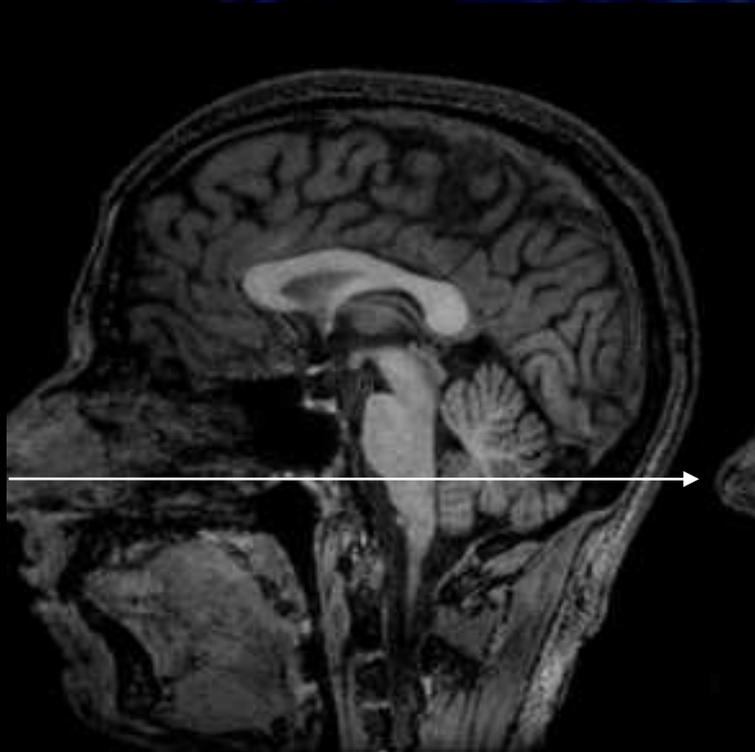


Artefacts de troncature



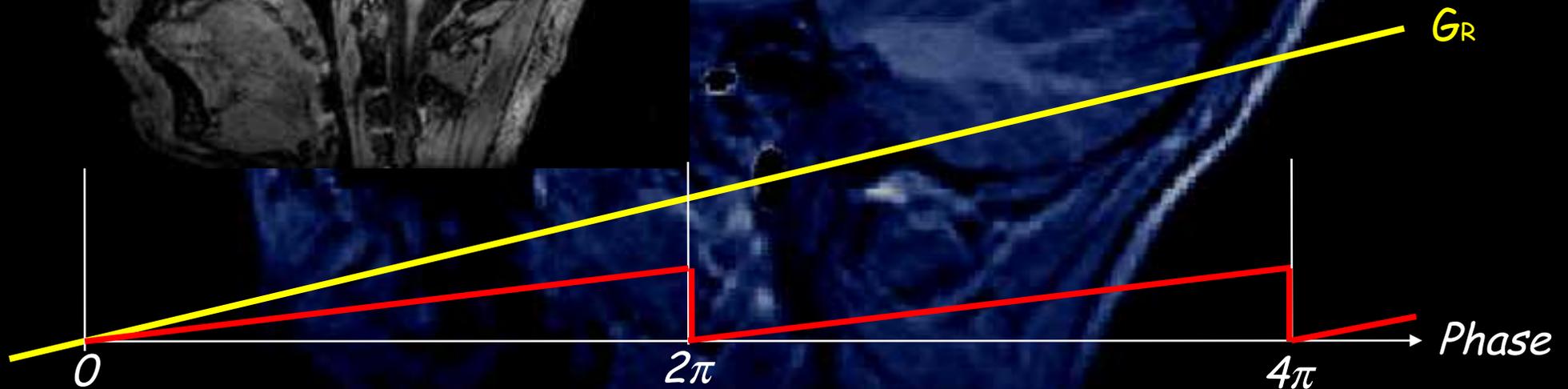


Artefacts de repliements



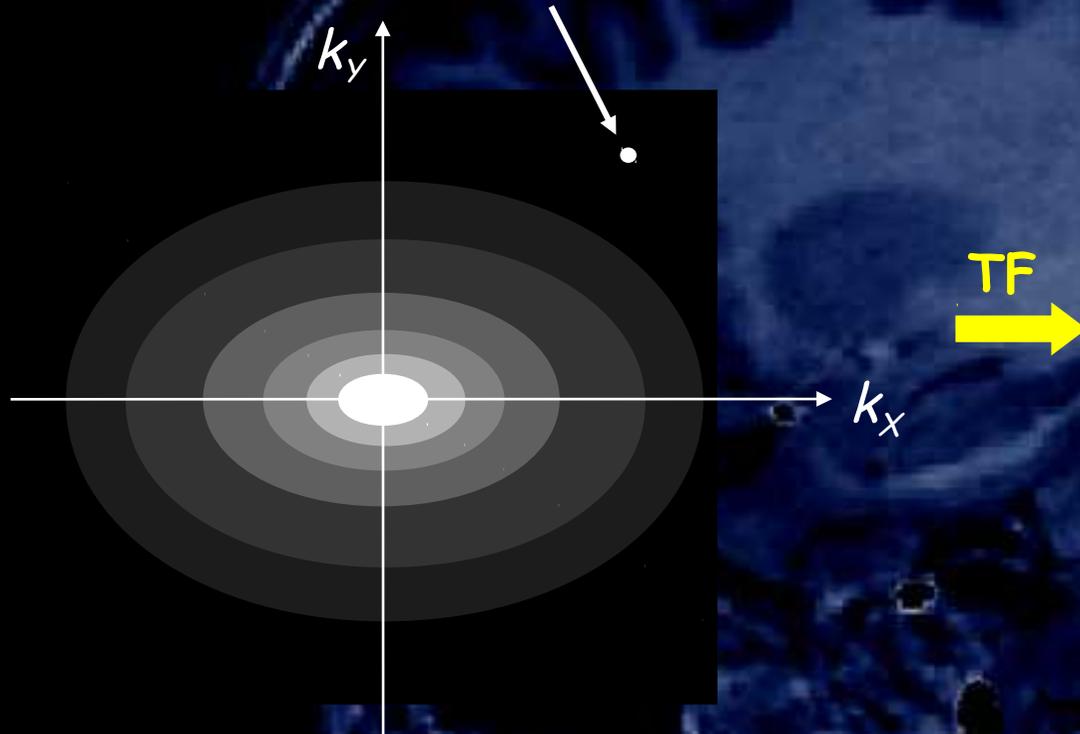
Correction :

Suréchantillonnage en lecture
=> FOV plus grand



Spikes

Signal hyper-intense :

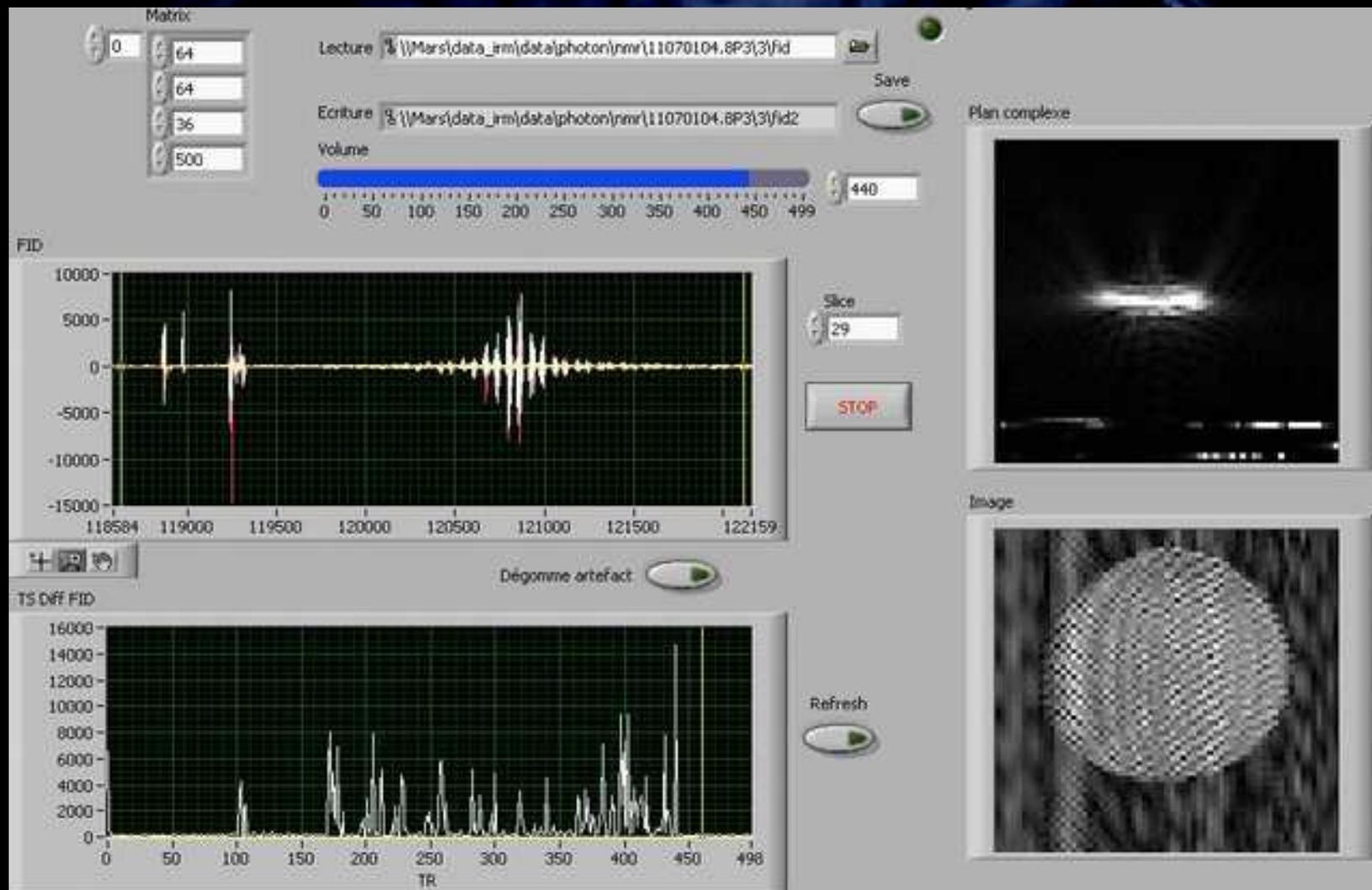


Apparition de rayures :



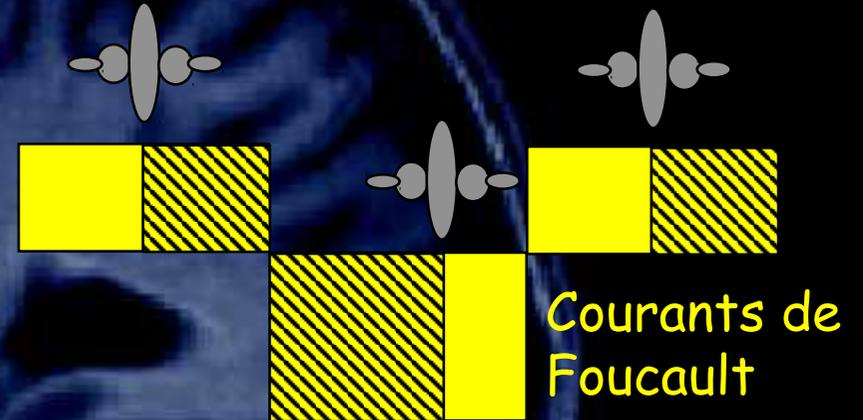
Les spikes sont créés par des décharges électrostatiques dans les antennes RF ou dans les bobines de gradients qui sont souvent liées à un mauvais taux d'humidité dans la salle d'examen (il faut entre 50 et 65% d'humidité).

Spikes

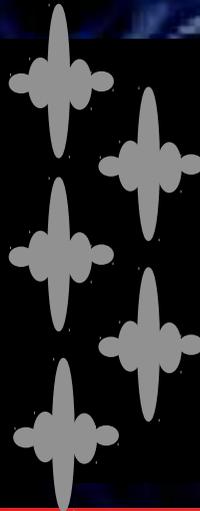


Images fantômes

En EPI, si les valeurs positives et négatives des gradients sont différentes :



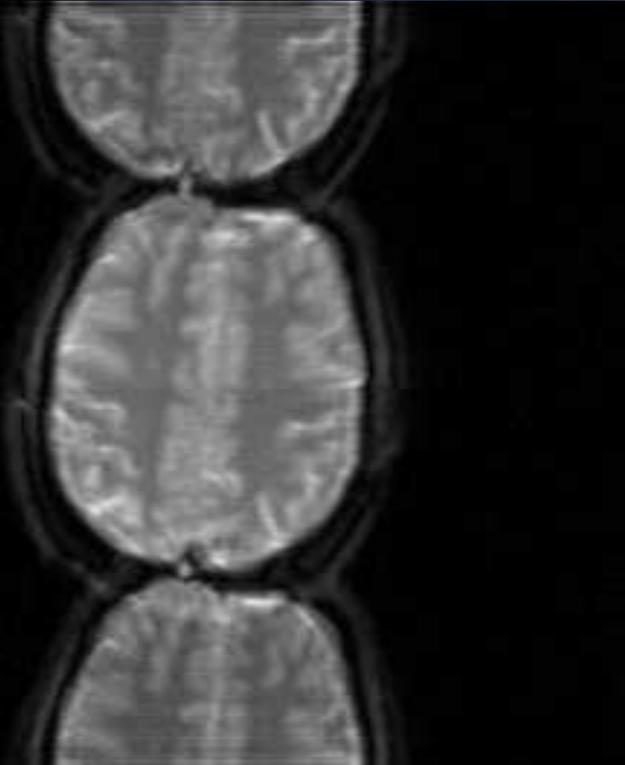
Echos décalés



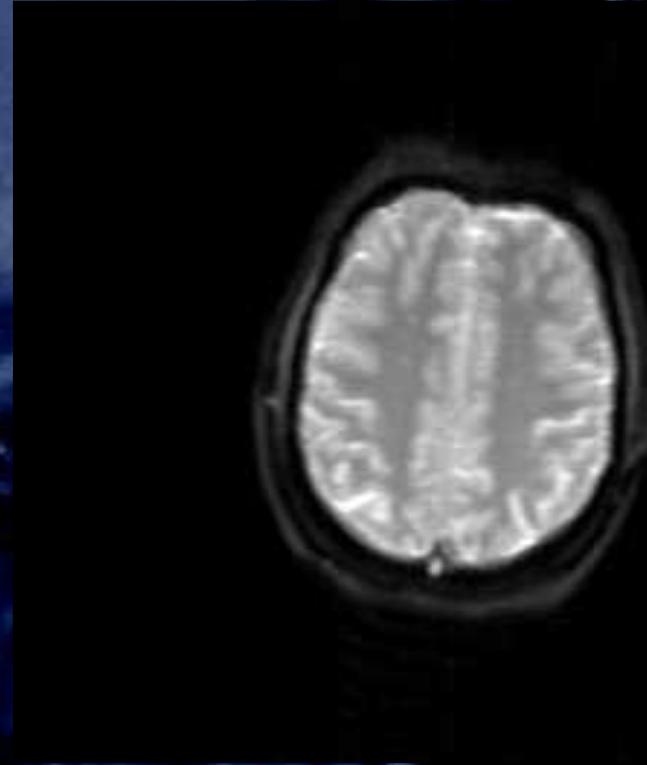
Fantômes N/2



Erreur de phase

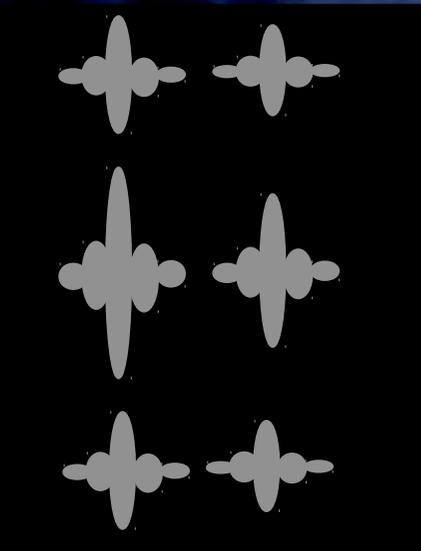


Correction de la phase

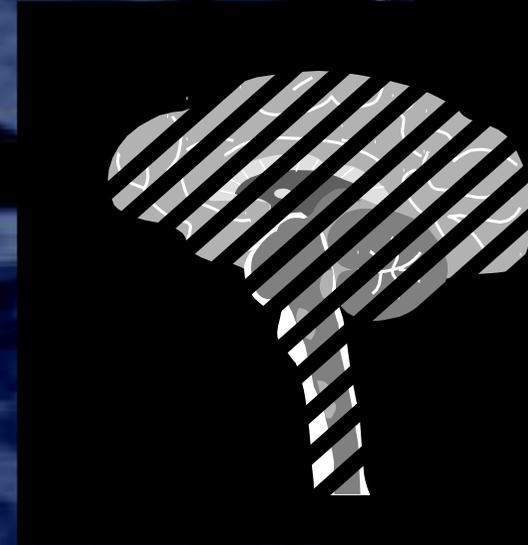


Echo stimulé

Signal crée par 2 impulsions RF de 90°.



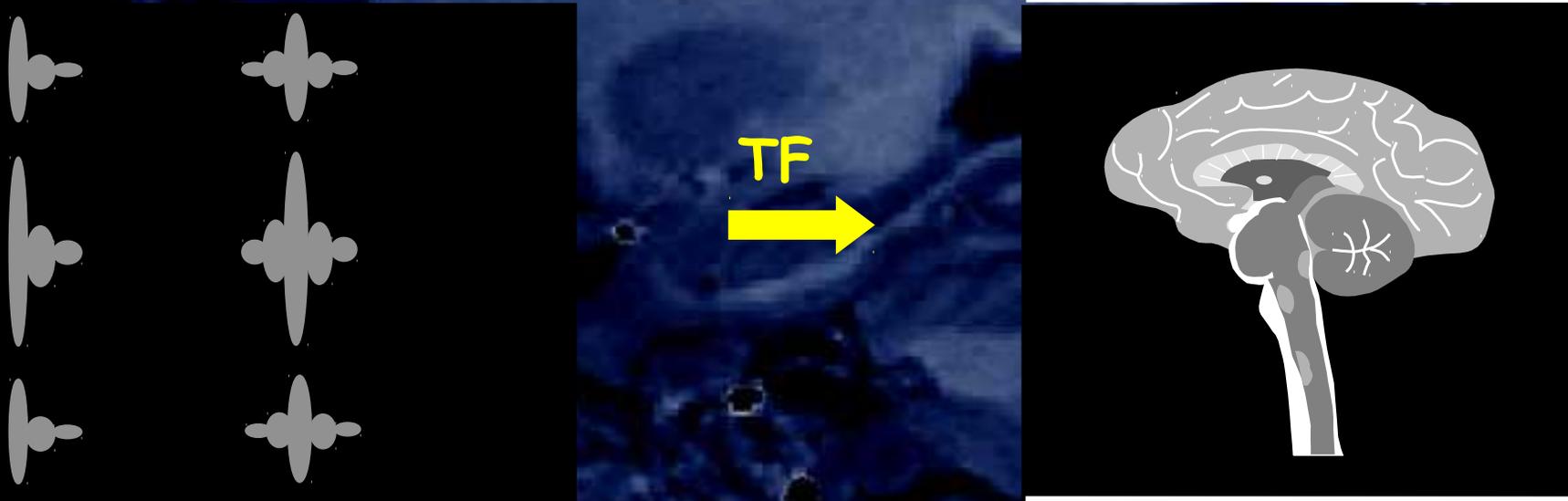
TF
→



Pour éliminer les échos stimulés, il faut modifier la séquence d'acquisition (augmenter le TR, baisser l'angle d'impulsion, gradients de spoiling, ...).

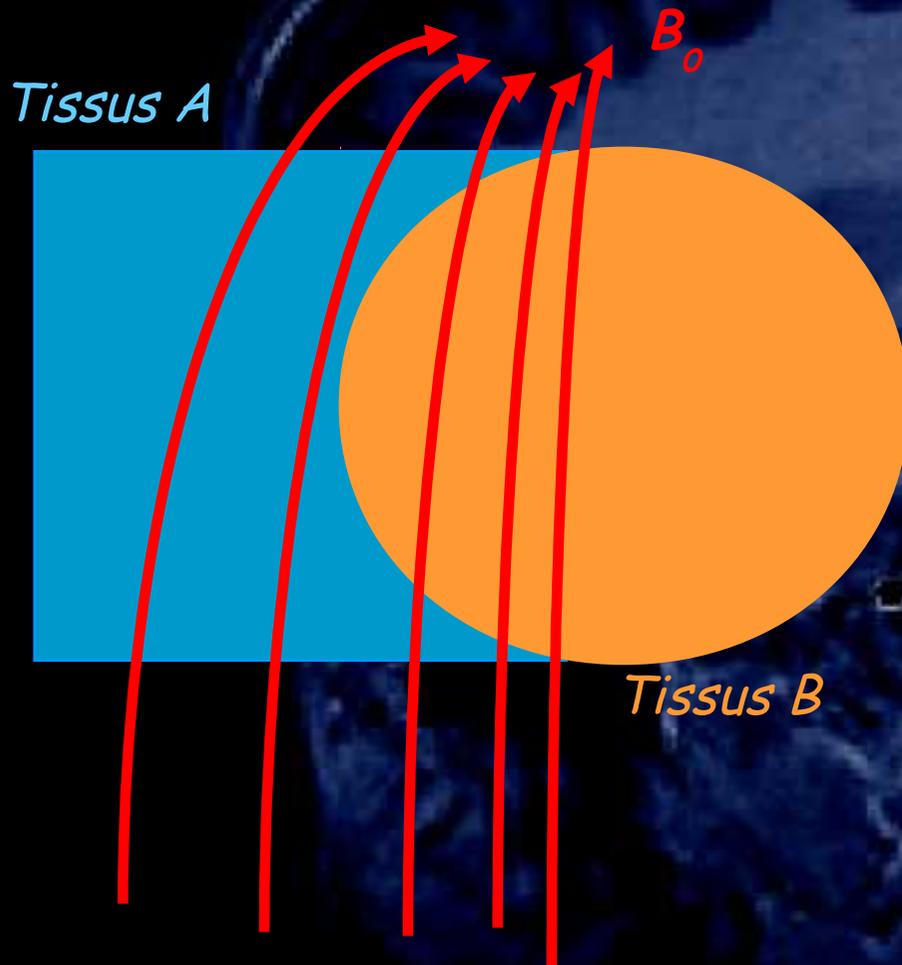
FID (Free Induction Decay)

Signal résiduel induit par l'impulsion d'excitation.

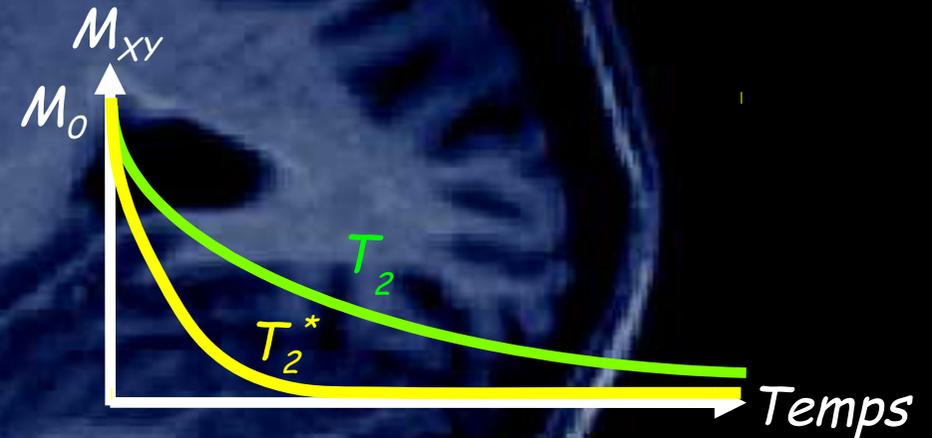


Pour éliminer le signal FID, il faut ajouter des gradients de spoiling dans la séquence d'acquisition.

Inhomogénéités de champ magnétique



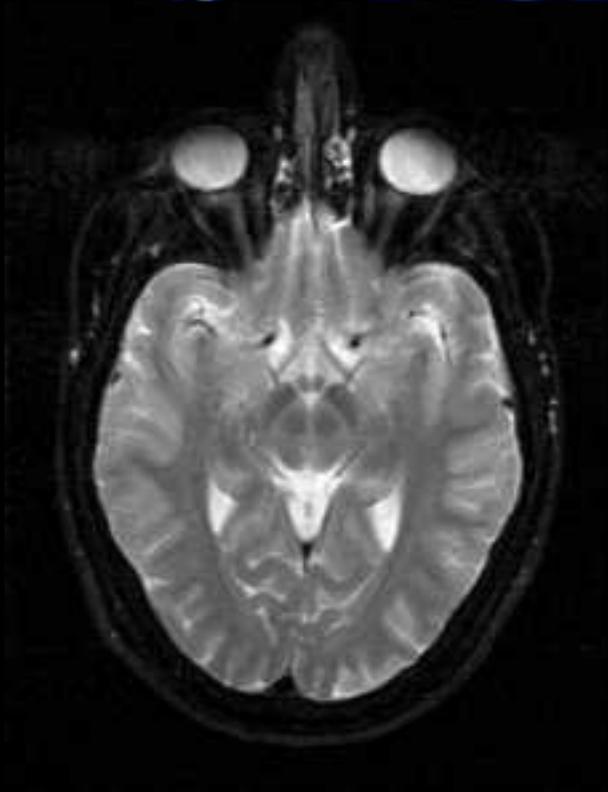
Perte de signal :



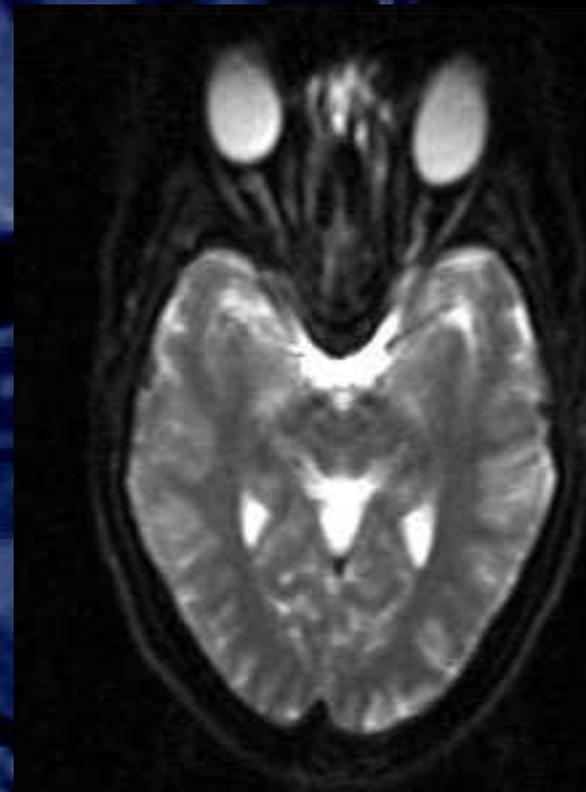
Déformations géométriques :

Ajout de gradients de champ magnétique.

Echo de Spin (SE)



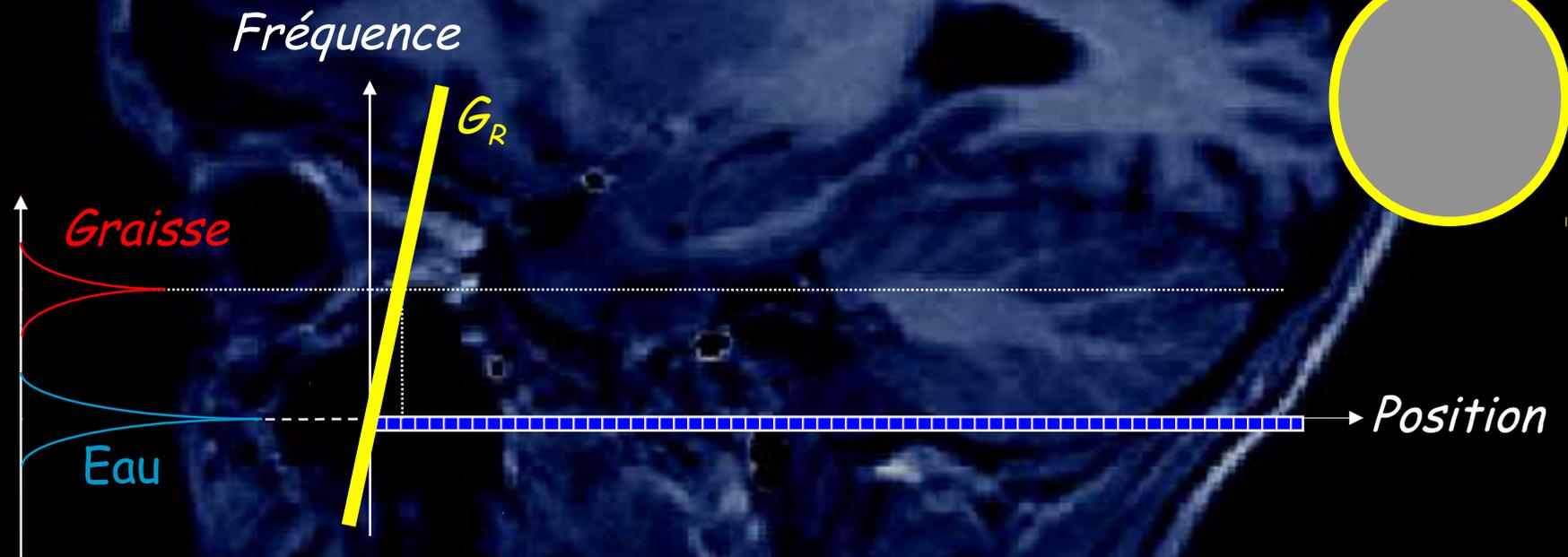
Echo Planar Imaging (EPI)



*Perte de signal
Déformations géométriques*

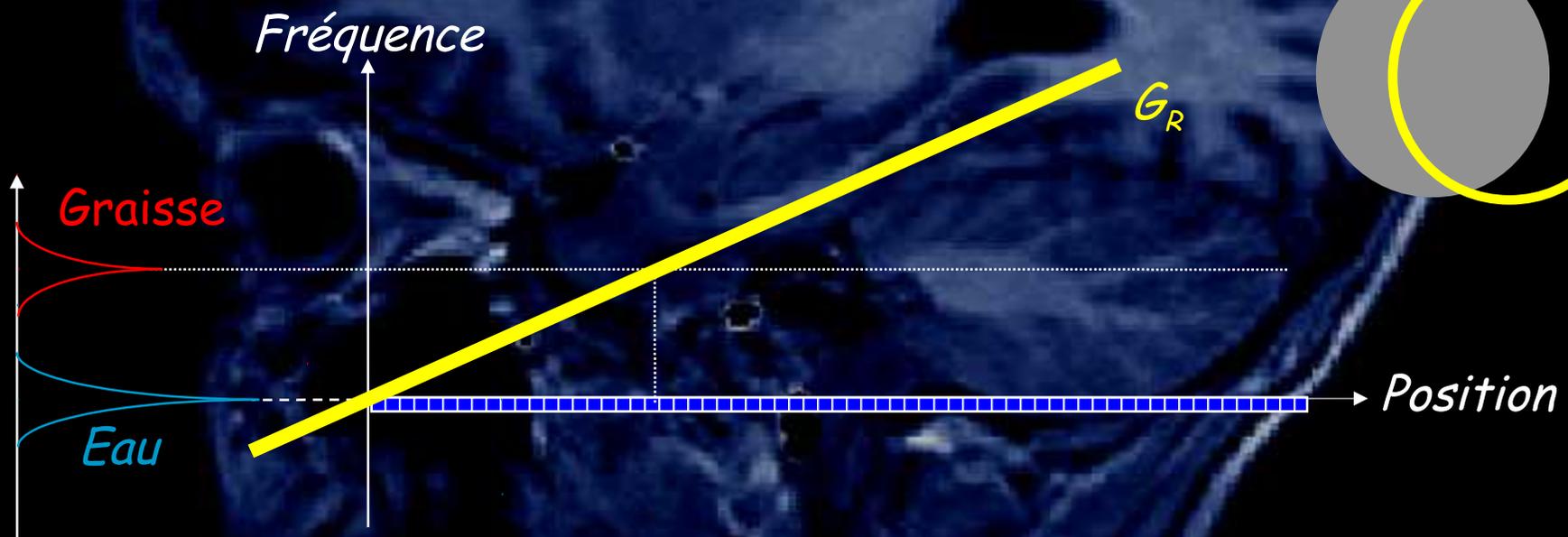
Déplacement chimique

Si la bande passante est large (temps de lecture court), le gradient de lecture est intense.



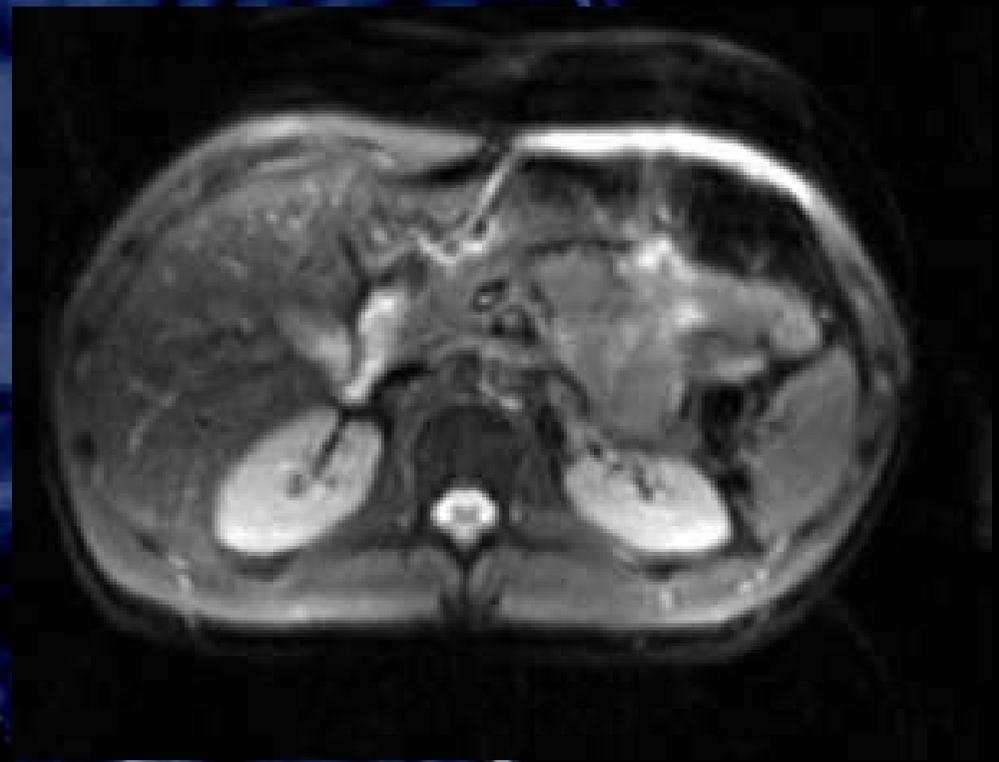
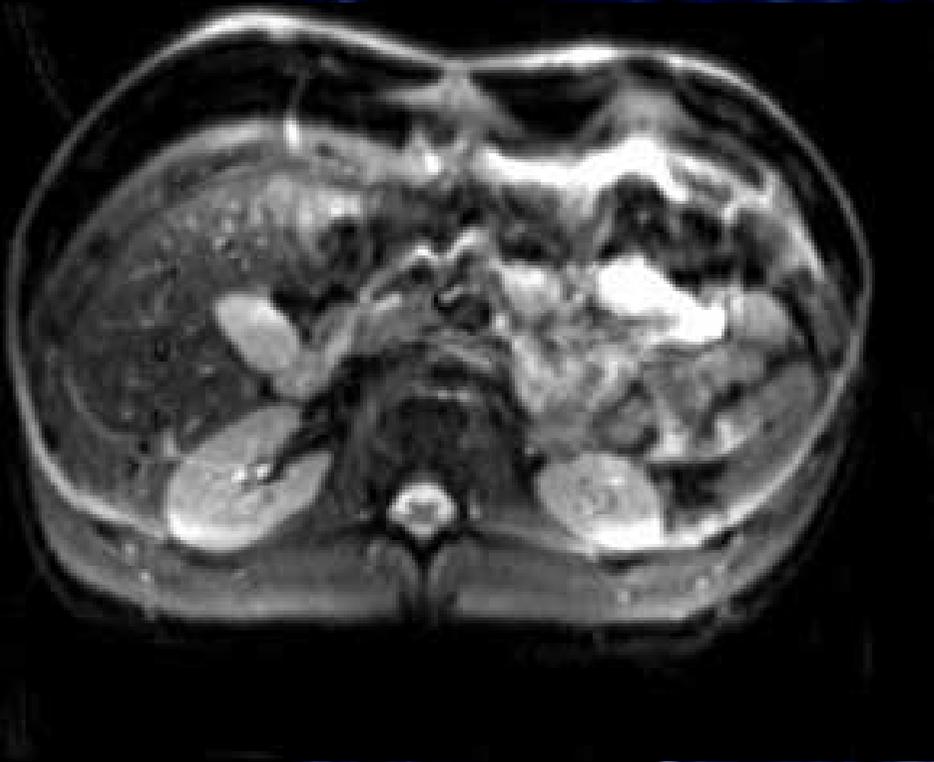
$$\Delta f = 3,5 f_0 = 438 \text{ Hz à 3 teslas}$$

Si la bande passante est étroite (temps de lecture long), le gradient de lecture est faible.



Sans suppression de graisse

Avec suppression de graisse



Toutes les séquences EPI possèdent un motif de suppression des graisses.