

Imagerie Rapide : EG et EPI

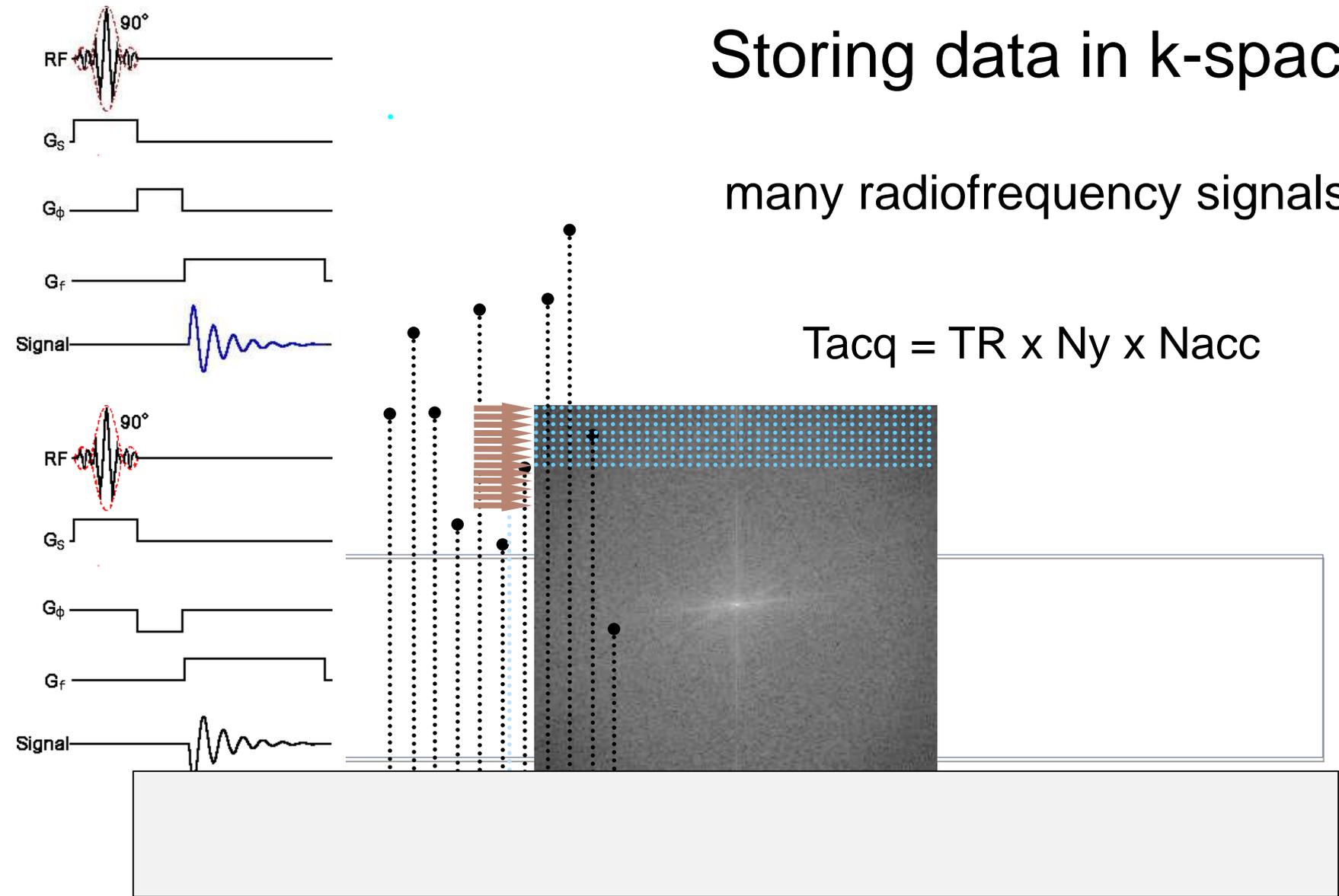
O. Ernst, Lille

E. de Kerviler, Paris

Storing data in k-space

many radiofrequency signals

$$T_{acq} = TR \times N_y \times N_{acc}$$



“raw data space”

Echo de gradient

Nombre d'accumulation

Nombre de ligne

$$T_{acq} = \frac{TR \times N_y \times N_{acc}}{\text{Turbo} \times \text{SENSE}}$$

Echo planar

Imagerie parallèle



Quelques rappels...

Très simplifiés

- Acquisition d'une image IRM

- 1 Bascule des protons dans le plan transversal
 - 2 Enregistrement de leur signal dans le plan transversal (écho)
 - 3 Attendre que les protons se réalignent dans l'axe de B_0
 - 4 Recommencer le tout autant de fois qu'il y a de lignes dans l'image (répétition).
-

Quelques rappels...

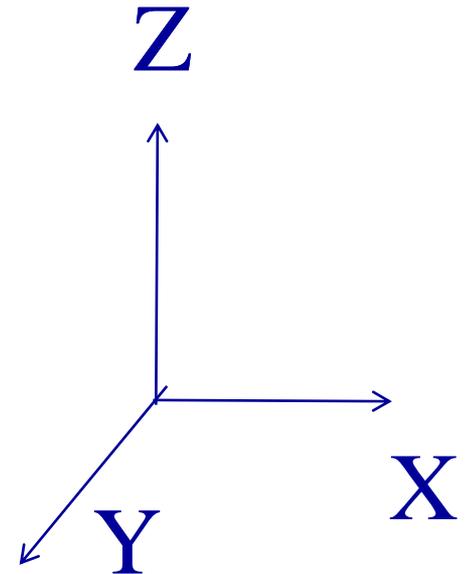
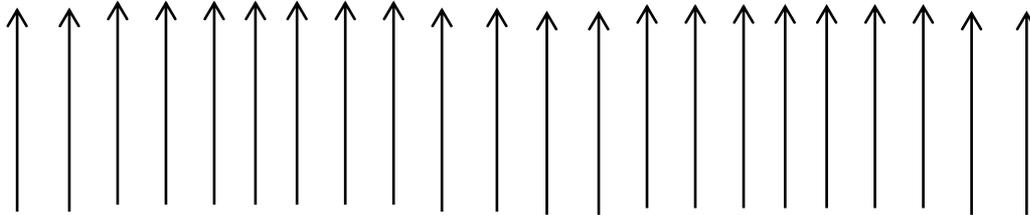
Très simplifiés

- Pourquoi il n'est pas possible d'enregistrer le signal (aimantation) dans l'axe Z (B_0) ?

La puissance du signal qui nous intéresse est infime par rapport à B_0 . Le signal est donc noyé par l'intensité de B_0 et ne peut être enregistré dans l'axe de B_0 (Z).

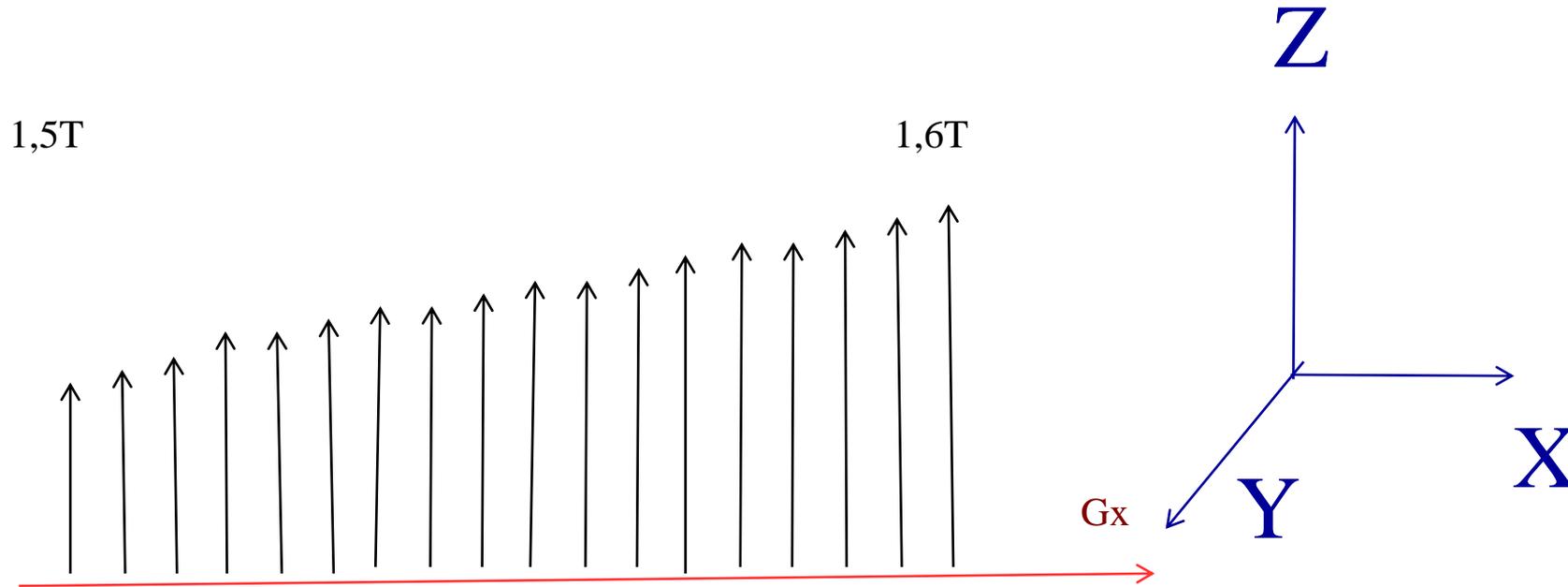
Dans le plan perpendiculaire à B_0 ; B_0 devient négligeable. Le signal qui nous intéresse peut donc être enregistré.

Champ magnétique B_0



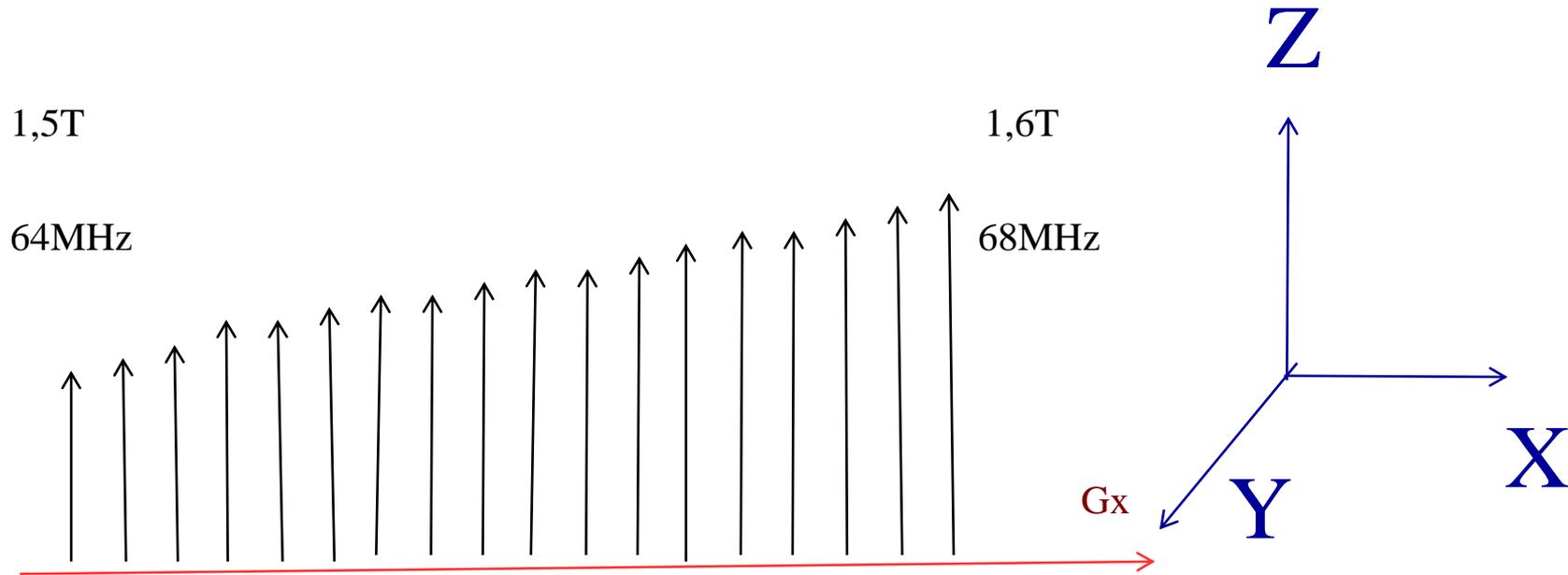
La direction du champ magnétique
 B_0 est l'axe Z

Gradient axe x



Le gradient de champ magnétique modifie l'intensité du champ magnétique dans une direction, mais sa direction est inchangée

Gradient de lecture G_x



Il s'agit du gradient appliqué durant l'écho. L'écho donne la projection de tout le plan sur une ligne.

Gradient de lecture X / de phase Y

Un écho = projection de tout le plan sur une ligne

Pour faire une image, il faut autant de projections (échos) que de lignes dans l'image. Chaque écho doit cependant avoir une information différente correspondant aux différentes lignes.

⇒ Application d'un gradient « de phase » AVANT l'écho sur l'axe Y, la valeur du gradient changeant avant chaque écho.

Acquisition d'une image

Acquisition ligne par ligne

Acquisition ligne 1 :

90° gradient phase 1 écho durant gradient de fréquence

Acquisition ligne 2 :

90° gradient phase 2 écho durant gradient de fréquence

.....

Acquisition ligne 256 :

90° gradient phase 256 écho durant gradient de fréquence

Acquisition Plan de Fourier

L'ensemble des échos forment le plan de Fourier

Une opération mathématique permet de reconstruire l'image
à partir de ces 256 échos
(256 projections après 256 valeurs différentes)

Cette opération est la transformée de Fourier

Quelques rappels...

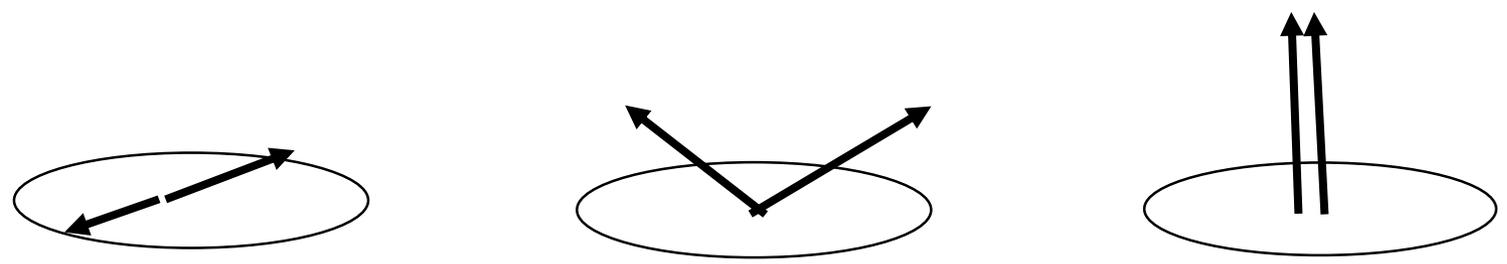
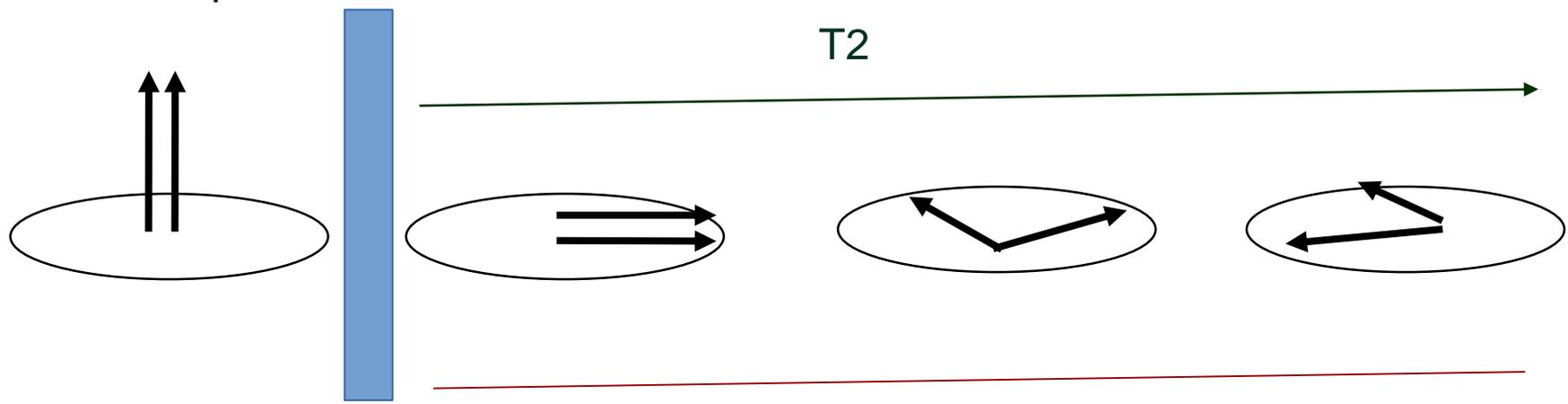
Très simplifiés

- T1 T2 en IRM

Après la bascule des protons dans le plan transversal deux phénomènes se produisent :

- 1 Disparition du signal dans le plan transversal par déphasage des protons : T2 (100 ms)
 - 2 Repousse des protons dans l'axe de B_0 : T1 (500 ms)
-

Bascule dans le plan transversal B1



T1



Quelques rappels...

Très simplifiés

- Comment obtenir un contraste T1 ou T2 en IRM ?

Il faut :

1 Minimiser le contraste non désiré

2 Accentuer le contraste désiré

- T1

TE nul : enregistrer le signal avant le déphasage du au T2

TR court (en fait la moyenne des T1 des tissus à étudier,

T1 foie 500 ms T1 métastase 600 ms \Rightarrow TR 550

ms)

Quelques rappels...

Très simplifiés

- Comment obtenir un contraste T1 ou T2 en IRM ?

Il faut :

1 Minimiser le contraste non désiré

2 Accentuer le contraste désiré

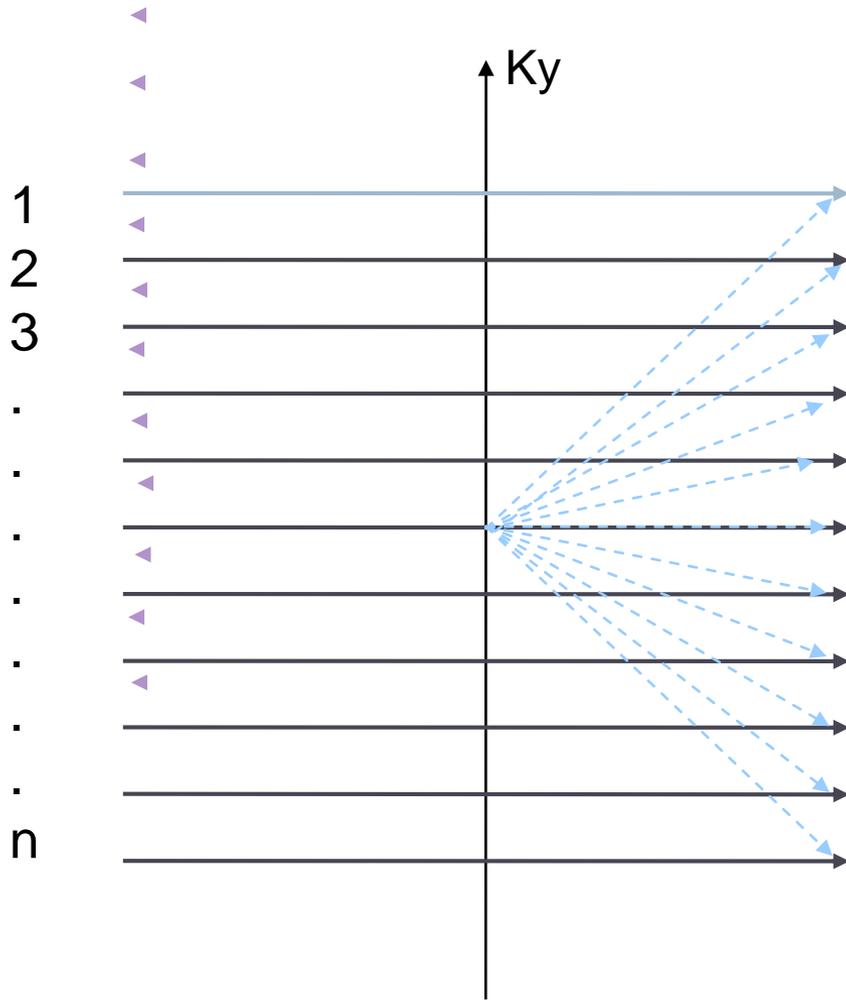
- T2

TR long : suppression de l'effet T1 en attendant que tous les protons soient revenus dans l'axe de B0

TE long (en fait la moyenne des T2 des tissus à étudier,

T1 foie 50 ms T1 métastase 100 ms => TE 75 ms)

K-space



1 écho enregistre 1 ligne de l'espace K

L'espace k a autant de ligne que l'image réelle

Il faut donc en imagerie conventionnelle autant d'écho que de lignes dans l'image

Temps d'acquisition d'une image

- En spin écho conventionnel..

$$T_a = N_{\text{ligne}} \times TR \times N_{\text{acc}}$$

T_a : temps d'acquisition, N_{ligne} : nombre de lignes de l'image,

N_{acc} nombre d'accumulation (ou nombre d'excitation) qui correspond au nombre d'image sommées pour augmenter le rapport S/B

Temps d'acquisition d'une image

- En spin écho conventionnel..

$$T_a = N_{\text{ligne}} \times TR \times N_{\text{acc}}$$

Pour accélérer :

Diminuer le TR +++

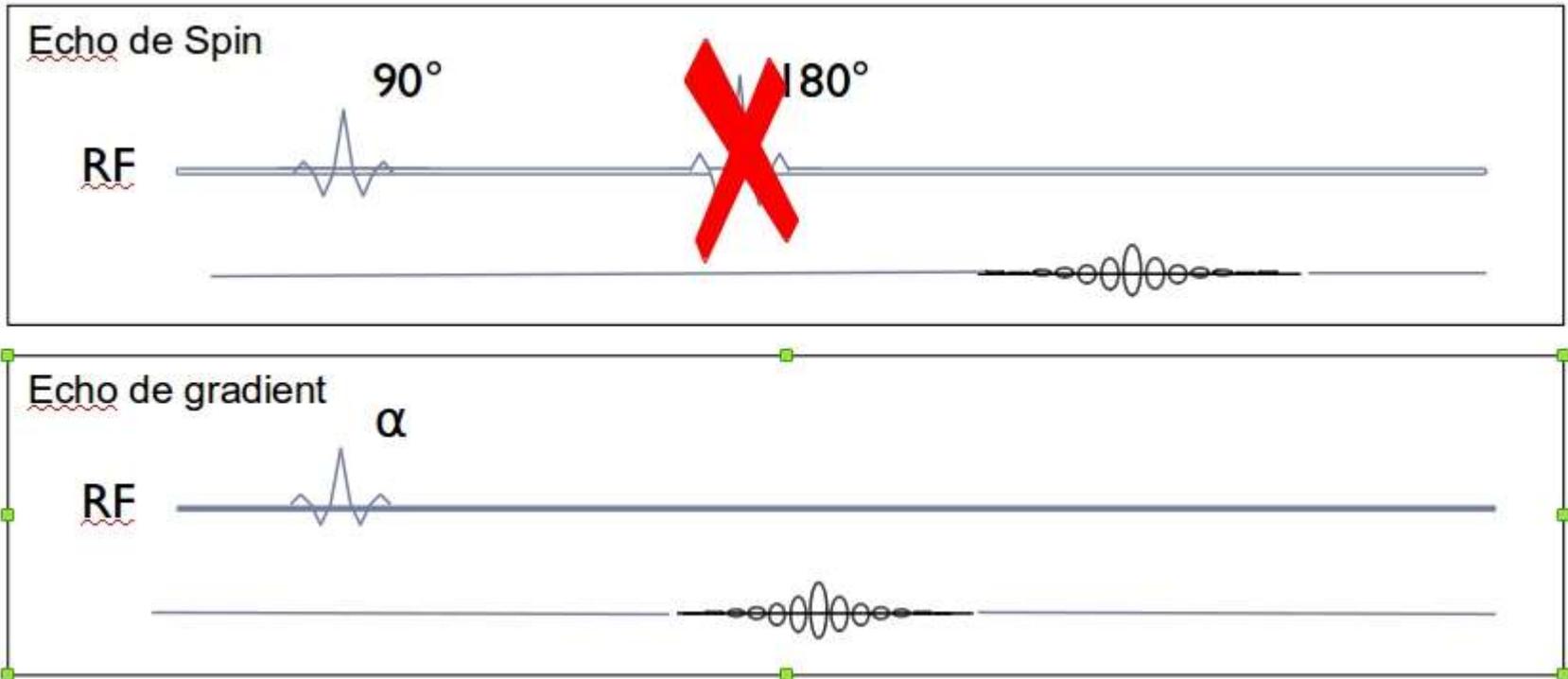
Mais aussi facteur turbo : écho planar

Et imagerie parallèle

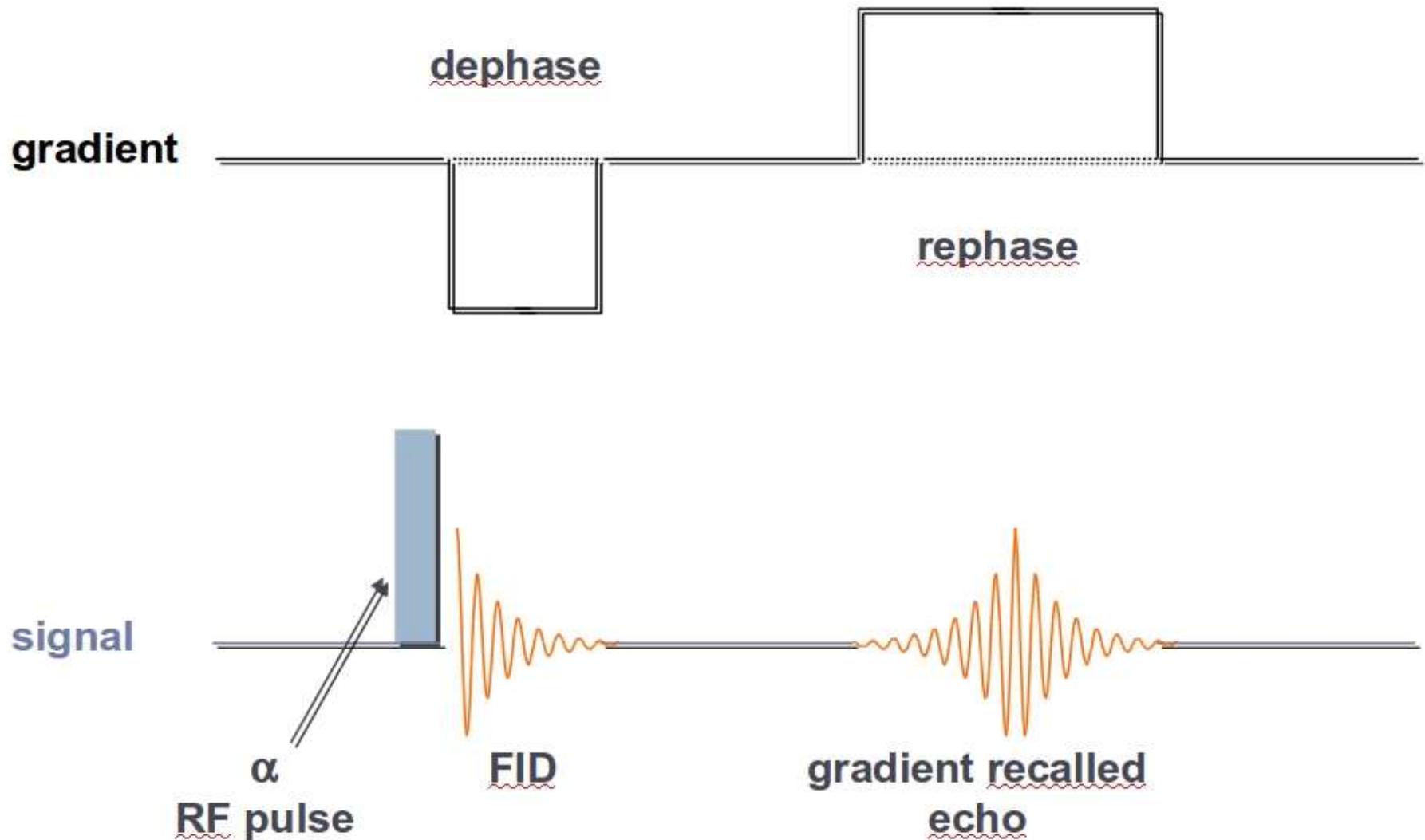
Echo de Gradient

Echo de Gradient

- ▶ Différences avec l'écho de Spin
 - ▶ Angle de bascule $\leq 90^\circ$
 - ▶ Absence d'impulsion de 180°



Gradient Echo



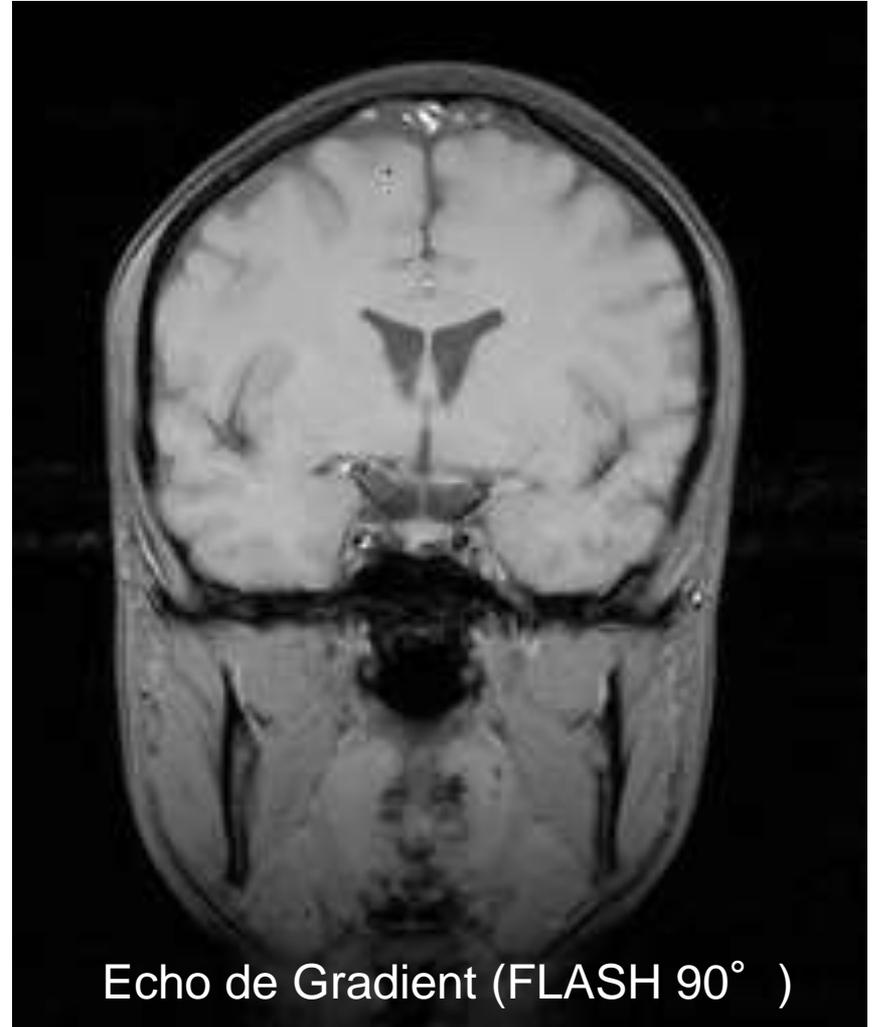
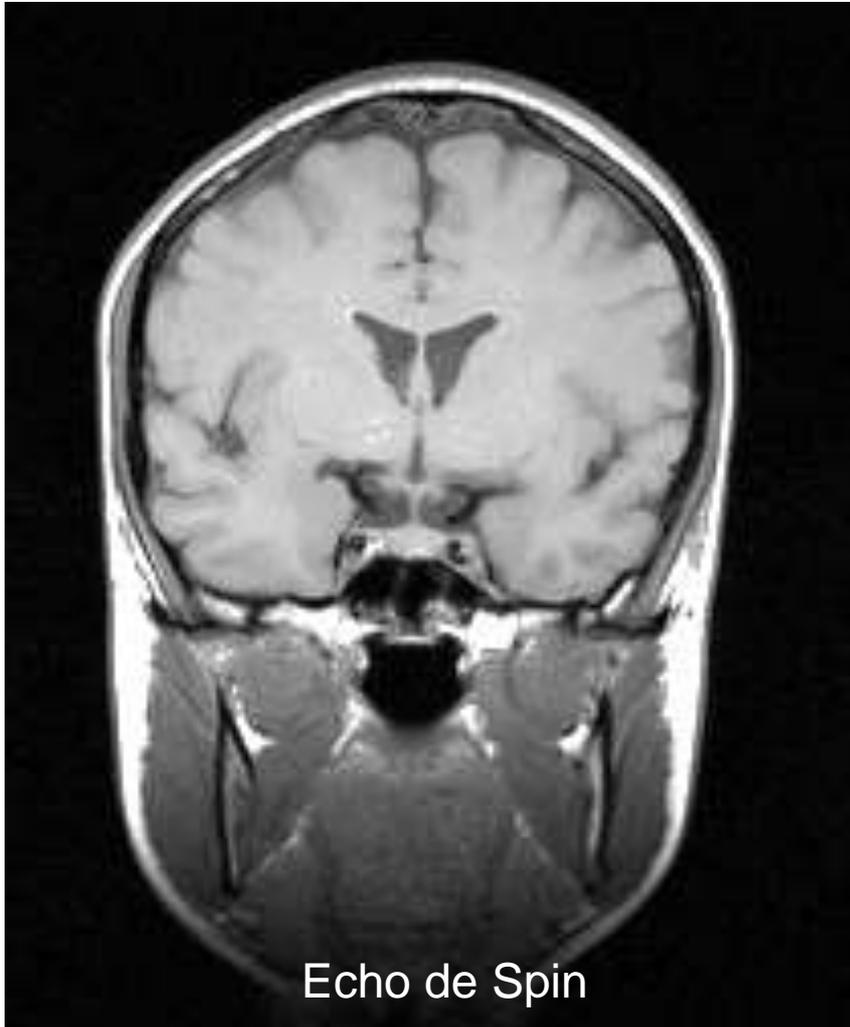
Diminution de l'angle de bascule

- En diminuant l'angle de bascule, les protons ont moins à remonter. Le TR peut donc être réduit
- Exemple : angle de bascule de 30° au lieu de 90°
=> diminution par 3 du TR

Il faut diminuer dans les mêmes proportions le TE

- Gain de 4 au maximum
-

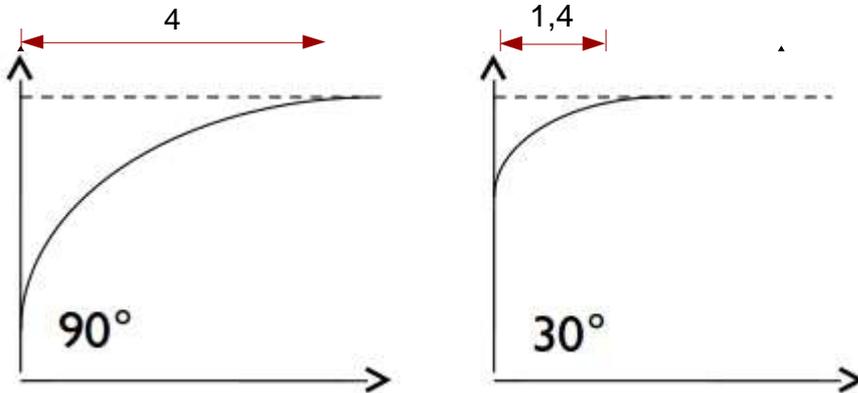
EG versus ES



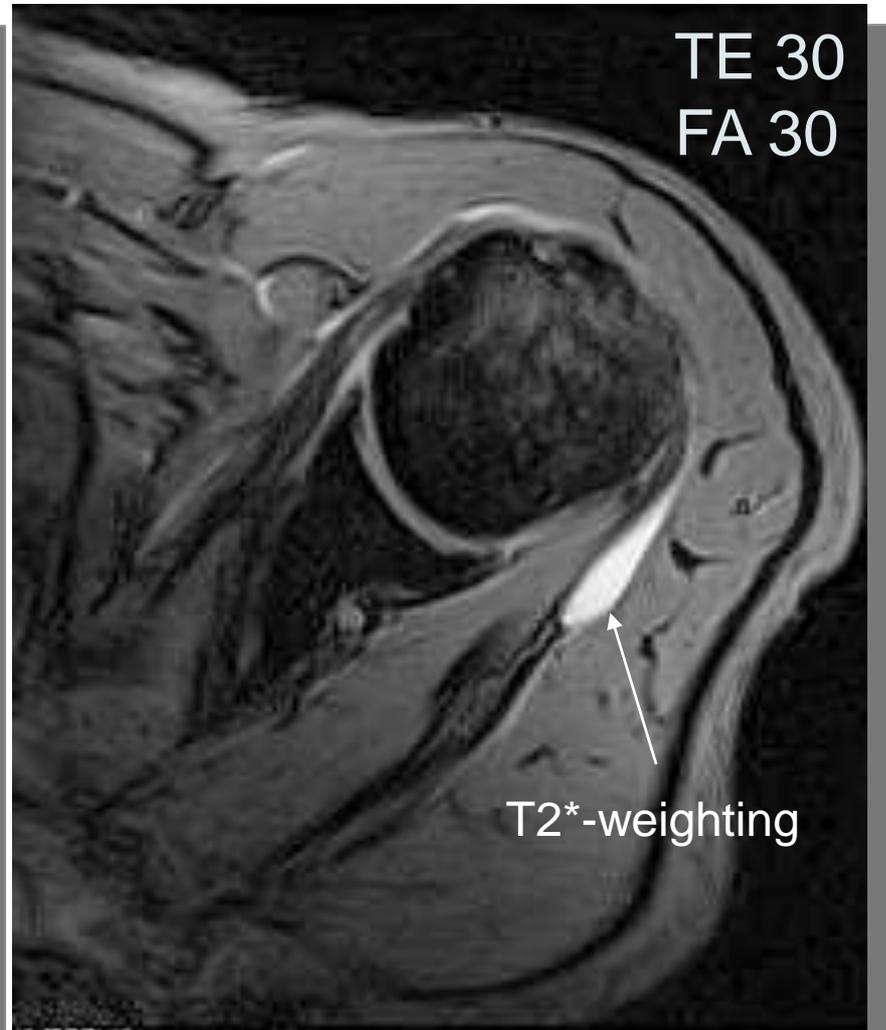
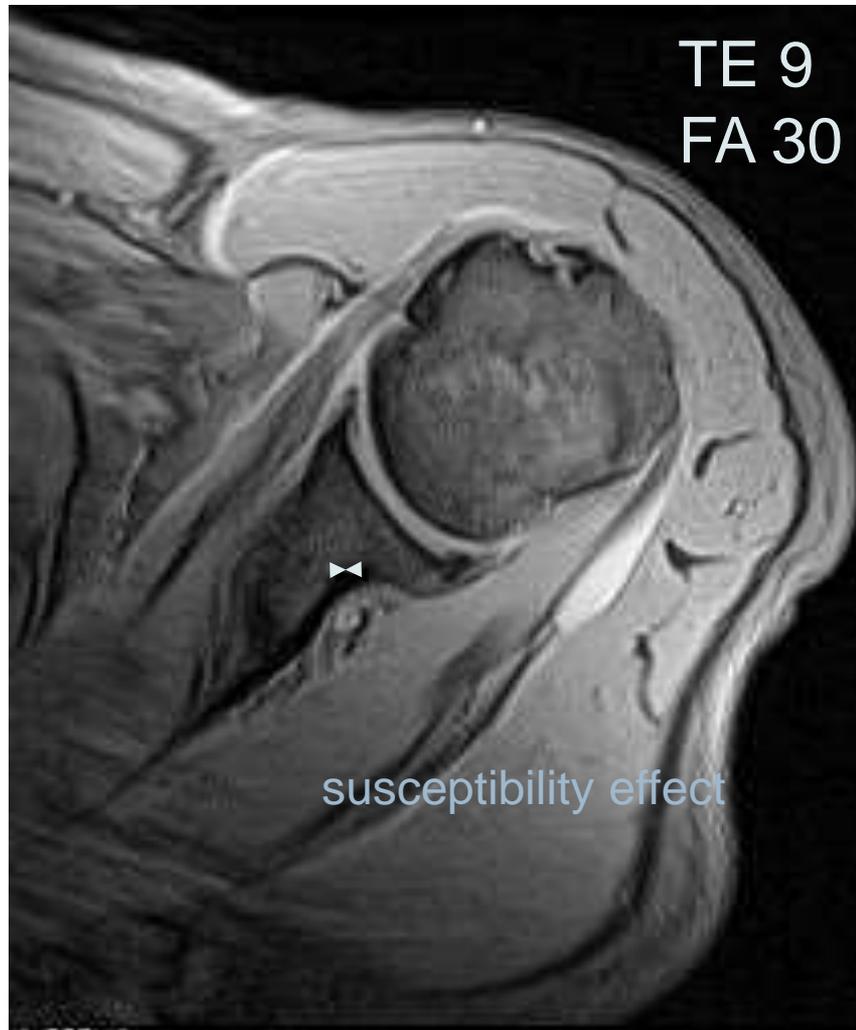
TR = 600 ms, TE = 15 ms TE, 5 min. 2 acq, 5 mm, 230 mm FoV, 256*256 matrix

Echo de gradient

- ▶ Modifier l'angle agit sur :
 - ▶ La proportion d'aimantation basculée
 - ▶ La durée (TR) pour la repousse de l'aimantation

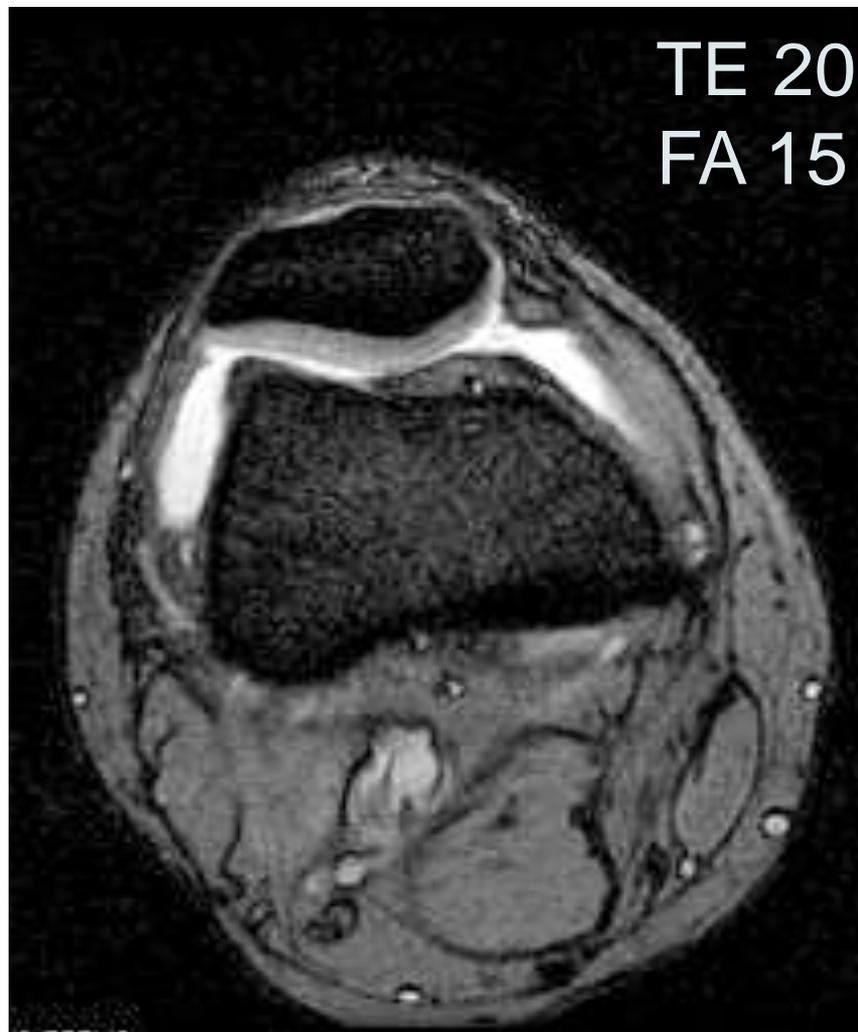


Gradient Echo *changing TE*



Gradient Echo

changing angle & TE



Gradient Echo *changing TE*

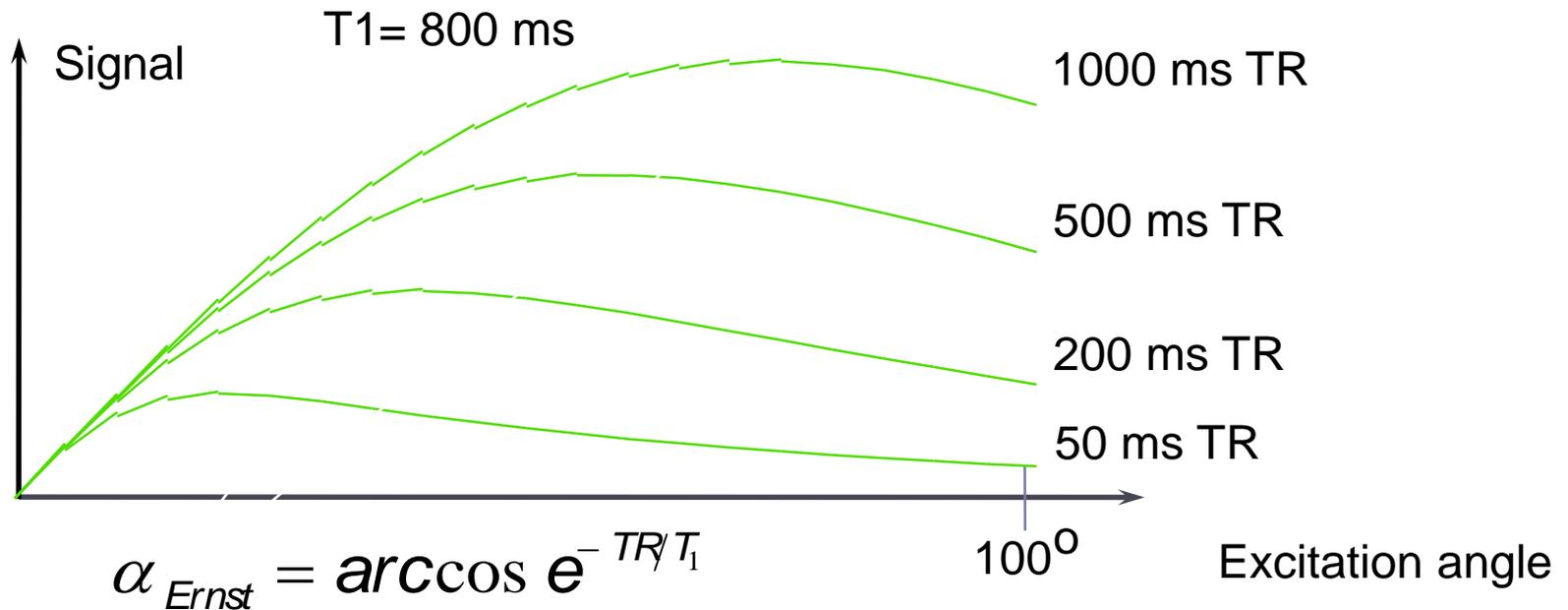


Accélérer par plus de 4

- Il faut diviser le TR par plus de 4 (exemple par 10)
 - Problèmes
 - 1 Si l'angle de bascule est trop petit le signal diminue fortement => conserver un angle « important » (exemple 20°)
 - 2 La repousse T1 n'est pas terminée (mauvais pour pondération T2) lors de la 2ème excitation
 - 3 La relaxation T2 n'est pas terminée (mauvais pour pondération T1) lors de la 2ème excitation
-

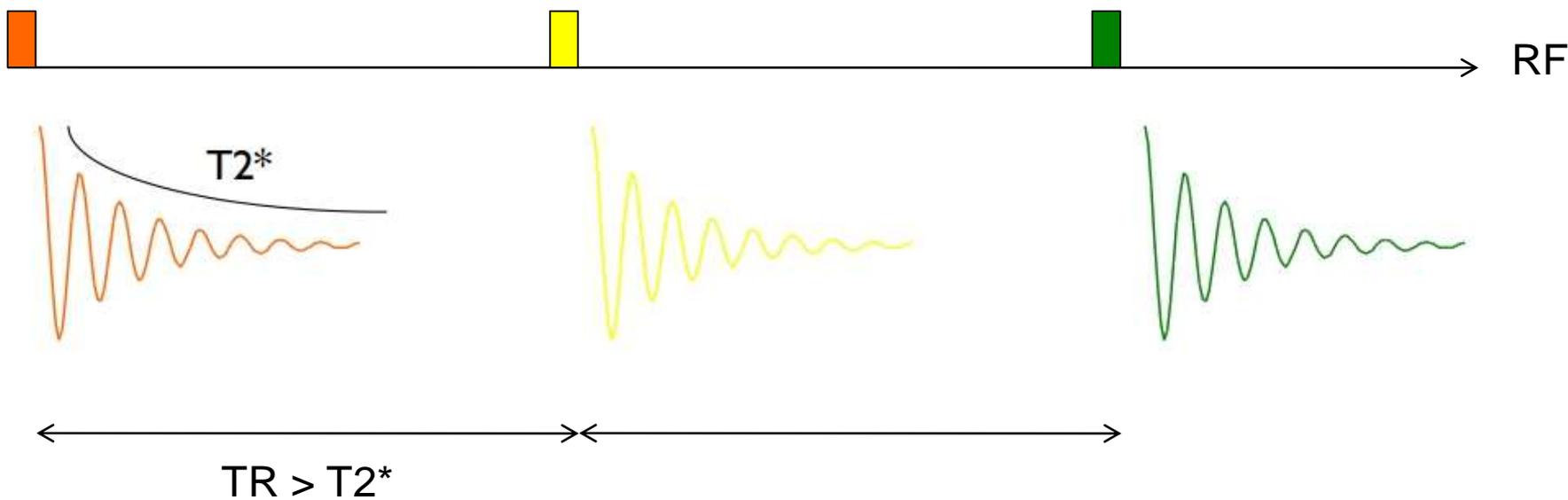
Angle optimal

- Pour un angle de bascule et un T1 donnés, il existe un TR optimal pour obtenir un maximum de signal



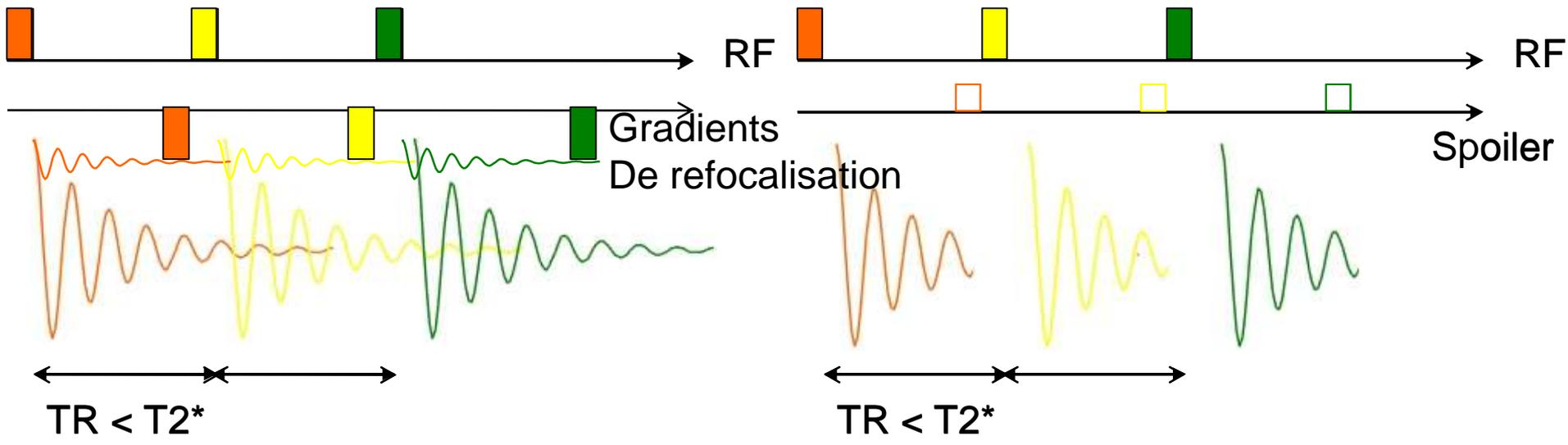
Accélérer par plus de 4

- Il faut diviser le TR par plus de 4 (exemple par 10)
 - Solutions
 - 1 Conserver un angle « important » (exemple 20°)
 - 2 Pour pondération T1, il faut détruire le T2 résiduel par un gradient de « brouillage » (spoiler)
 - 3 Pour pondération T2, après l'enregistrement de l'écho on réapplique de façon inversée tous les gradients pour revenir à l'état initial (équilibre dynamique)
-



T2

T1



Etat d'équilibre de l'aimantation transversale résiduelle

Destruction de l'aimantation transversale résiduelle

T1



EG avec destruction de l'aimantation transversale 2D

- ▶ Contraste surtout T1, fonction de :
 - ▶ Angle bascule (pondéré T1 si angle $\approx 90^\circ$)
 - ▶ TE (peu pondéré T2 si TE court)
 - ▶ Mais contraste T2 possible (petit angle, TE long, TR moyen)
 - ▶ Acronymes :
 - ▶ GE : SPGR, MPSPGR
 - ▶ Philips : T1-FFE
 - ▶ Siemens : FLASH
-

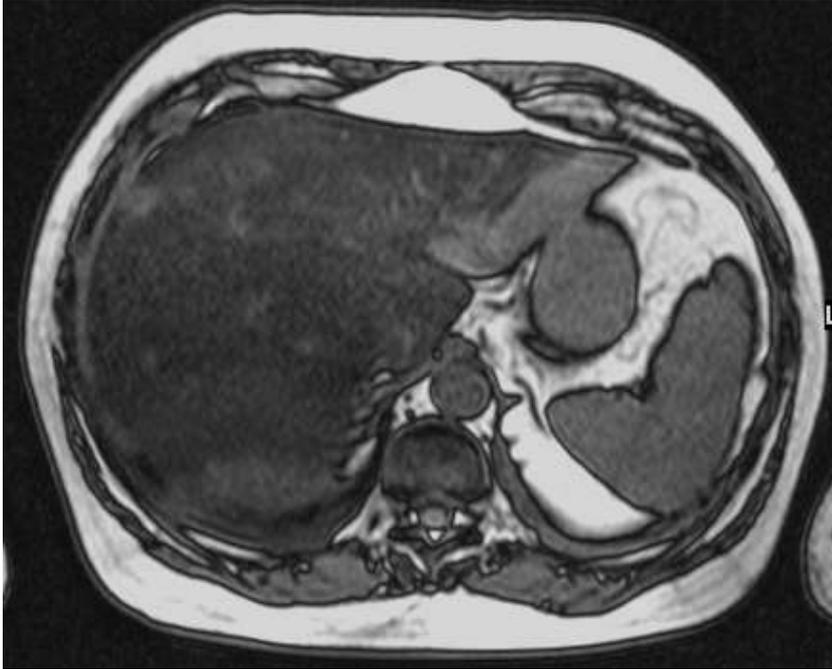
EG avec destruction de l'aimantation transversale **3D**

- ▶ Contraste surtout T1
 - ▶ Indications : Angio, T1 3D FatSat dynamiques, T1 IP-OP en apnée ...
 - ▶ Acronymes
 - ▶ GE : LAVA,
 - ▶ Philips : THRIVE
 - ▶ Siemens : VIBE
-

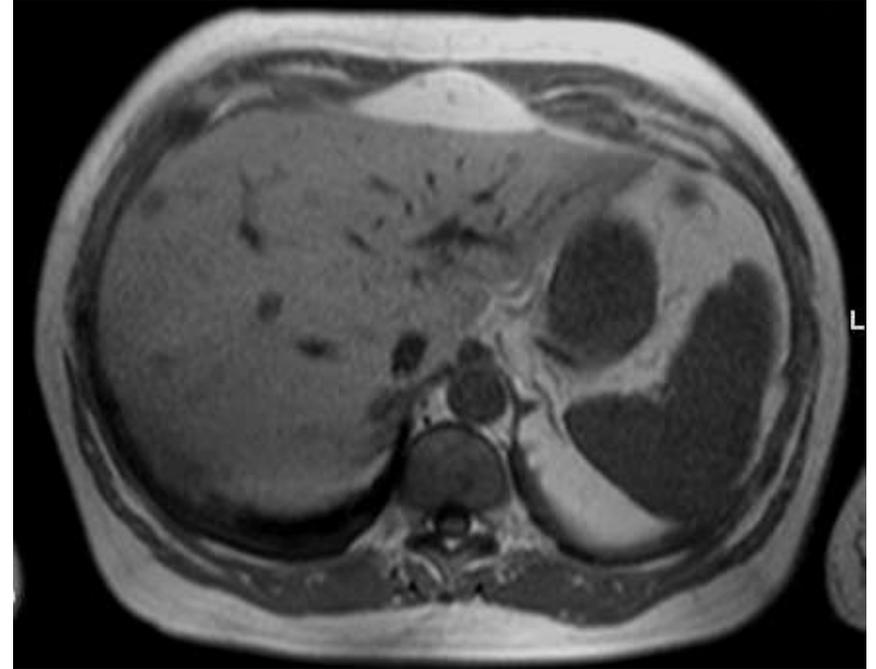
Exemples



Abdomen en apnée



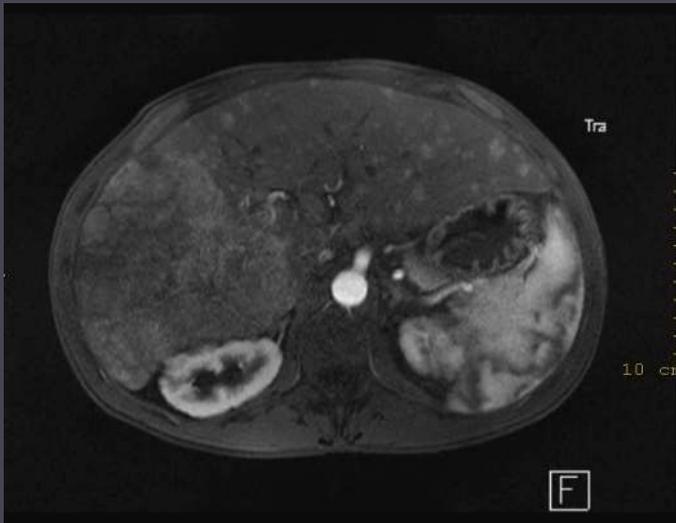
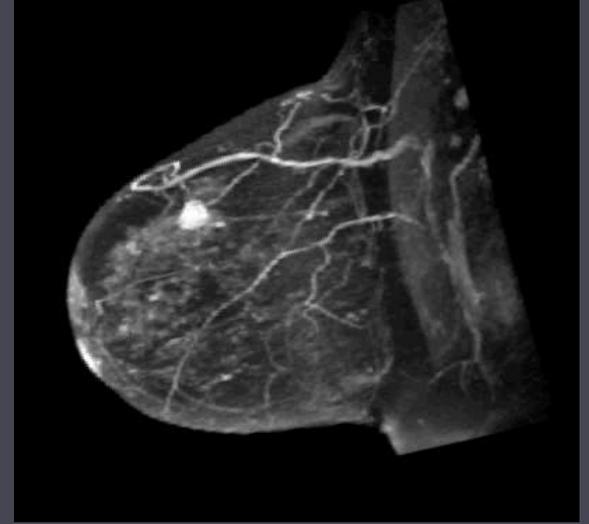
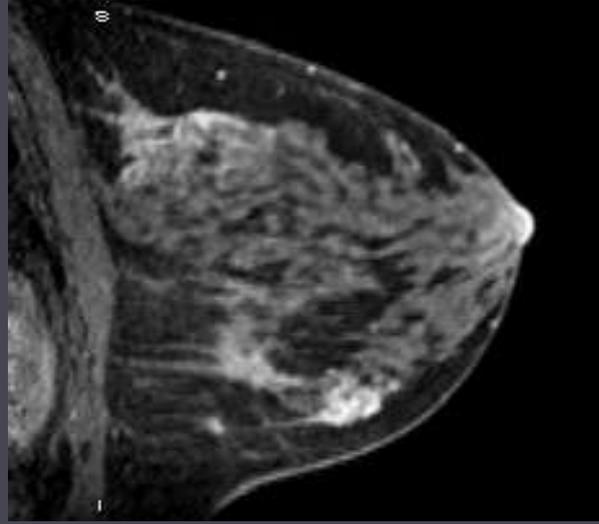
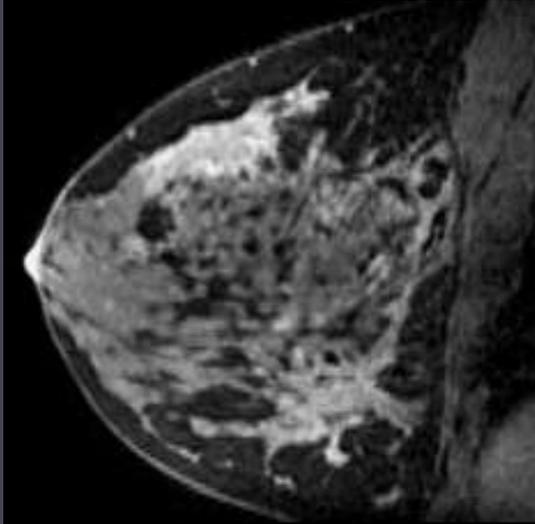
Out of phase



In phase

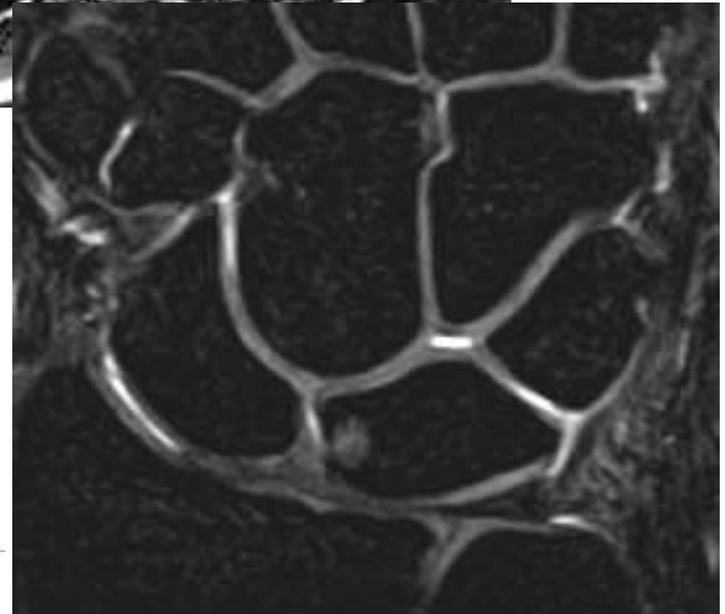
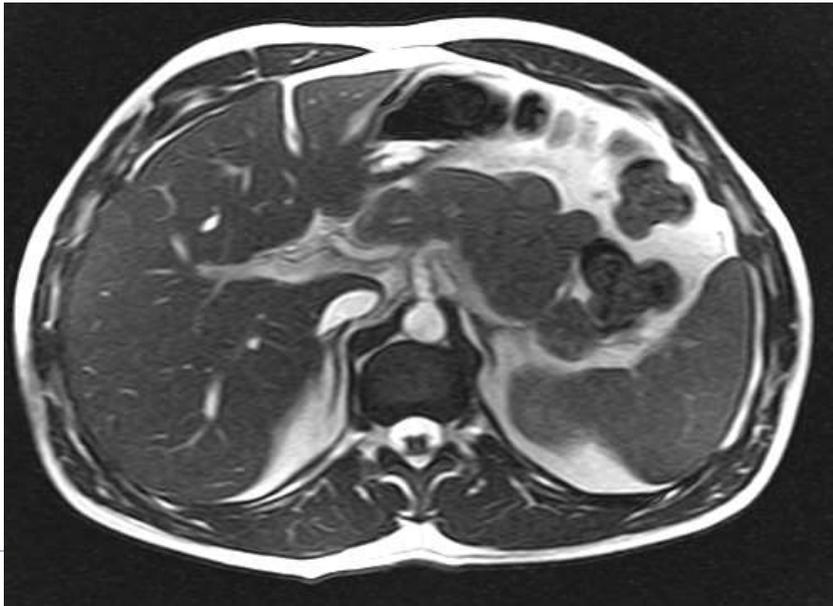
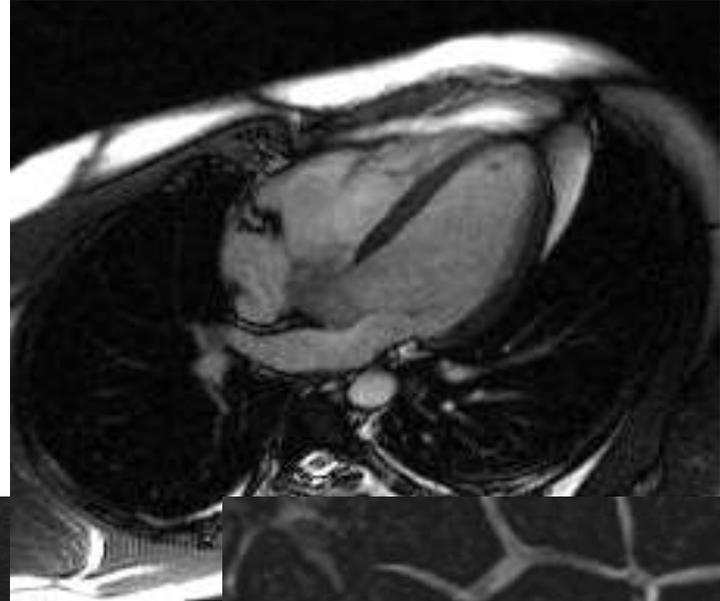
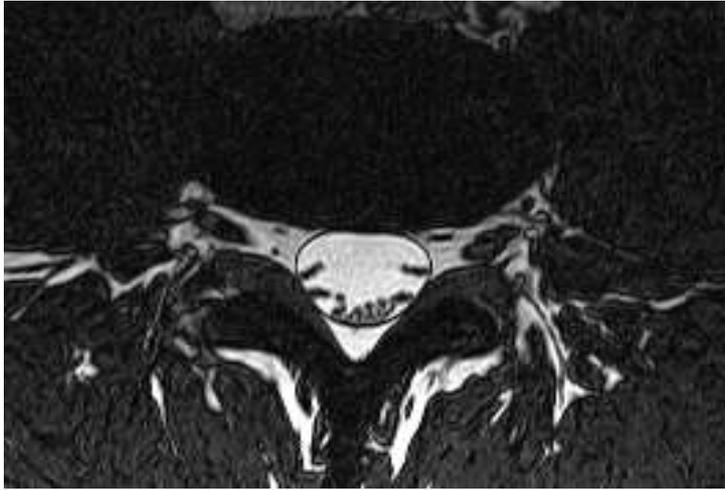
→ Effacer le signal d'un foie stéatosique

Imagerie T1 3D dynamique



T2

Régime d'équilibre

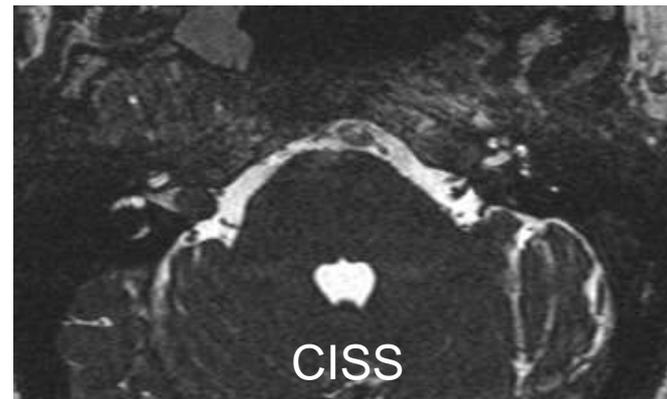
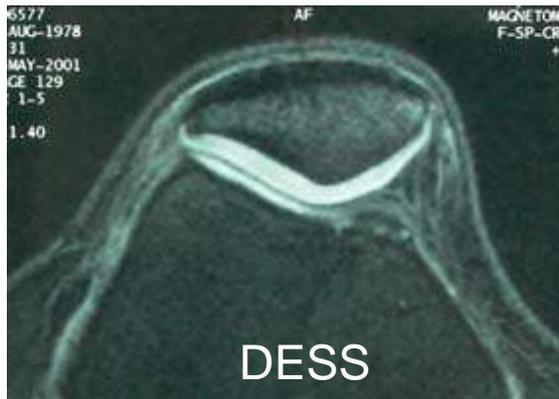


Régime d'équilibre



... Encore plus pondéré T2

- ▶ Mélange de 2 séquences pondérées en T2
 - ▶ FISP + PSIF = DESS
 - ▶ TrueFISP + TrueFISP = CISS
- ▶ Indications : Liquides, articulations



7 Tesla

GRE
TE 31ms
TR 700ms

1024x1024

Resolution
236 μ m
0.5mm slice

Courtesy :
P. Van Gelderen
and J. Duyn



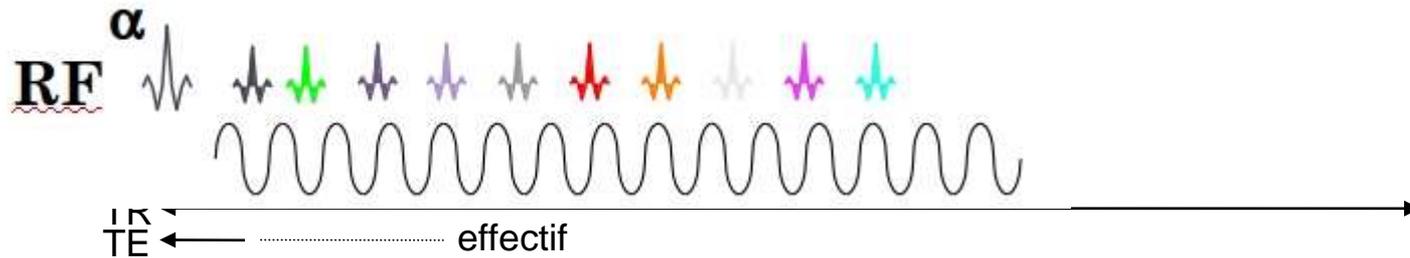
Séquences en Echo Planar

Facteur turbo

Echo Planar (EPI)

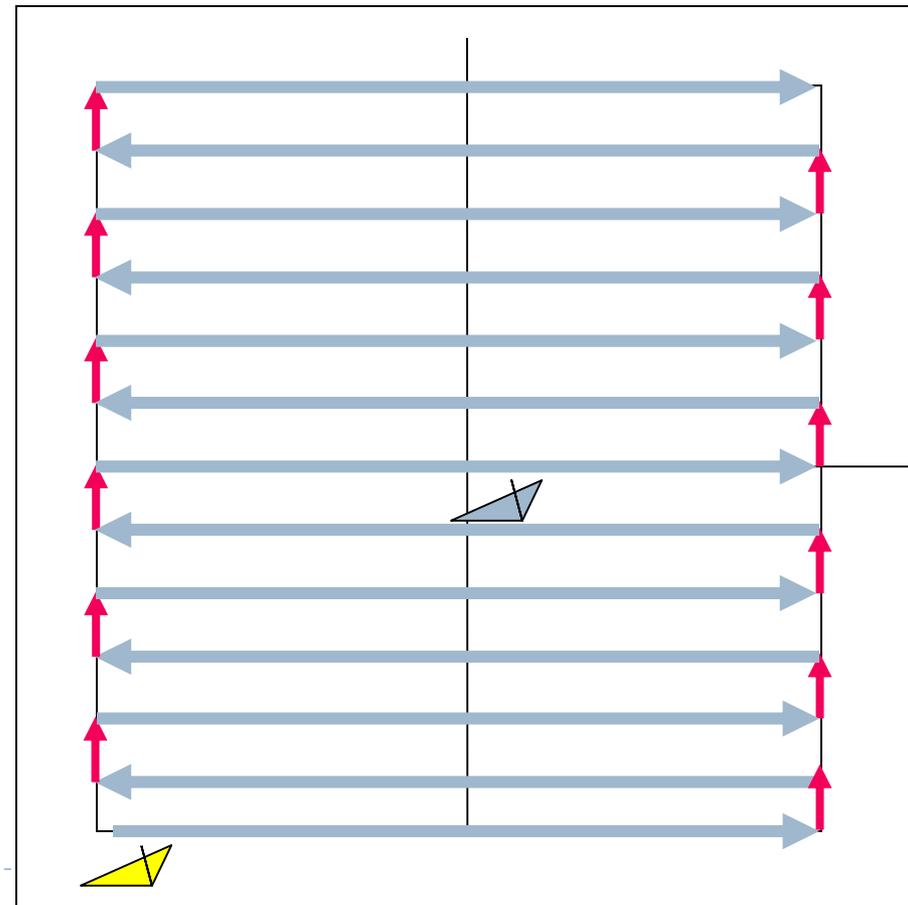
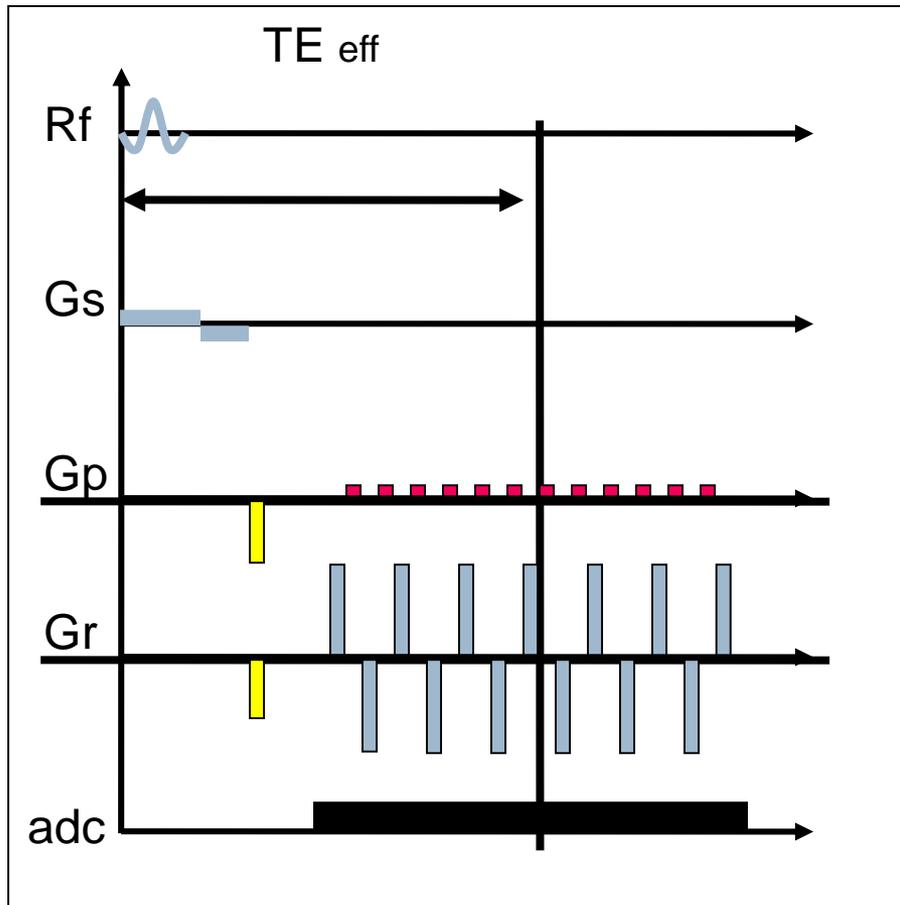
- ▶ Idée : faire tous les échos après une seule excitation pour remplir tout l'espace K
 - ▶ 3 types de remplissage du plan de Fourier
 - ▶ Non-blipped EPI
 - ▶ Blipped EPI
 - ▶ Spiral EPI
 - ▶ Imagerie ultra-rapide
-

Echo planar (non-blipped)

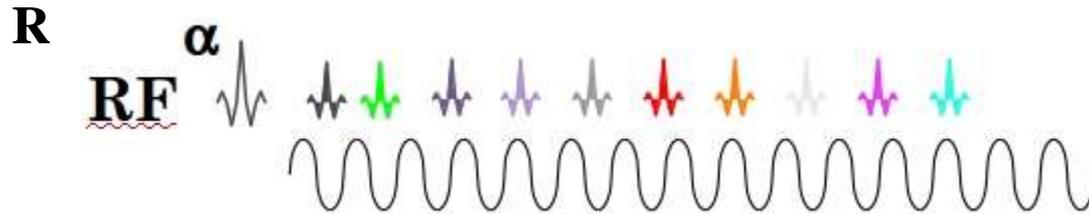


Dans cet exemple, imagerie « Single shot » :
tout le plan de Fourier rempli en un TR

Trajectoire dans l'espace k du "blipped" EPI



Echo Planar : Quelle pondération ?



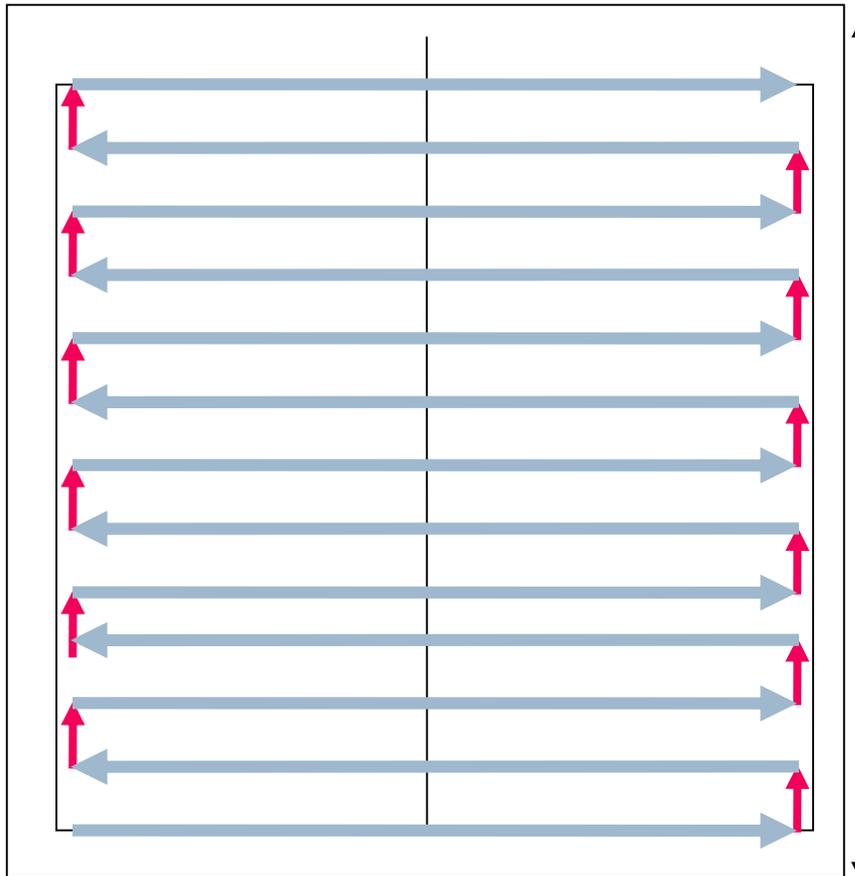
Le TE moyen est toujours long

=> Pondération T2*

Artéfacts en EPI

- ▶ Artéfacts +++
 - ▶ Déplacement chimique eau - graisse
 - ▶ Artéfact de susceptibilité magnétique
 - ▶ Distorsions géométriques
(courants de Foucault, ou eddy currents)
-

EPI et bande passante



**Lecture des
colonnes ≈ 100 ms**

$$\Rightarrow \text{BP phase} = 1/0,1 = 10\text{Hz/pixel}$$

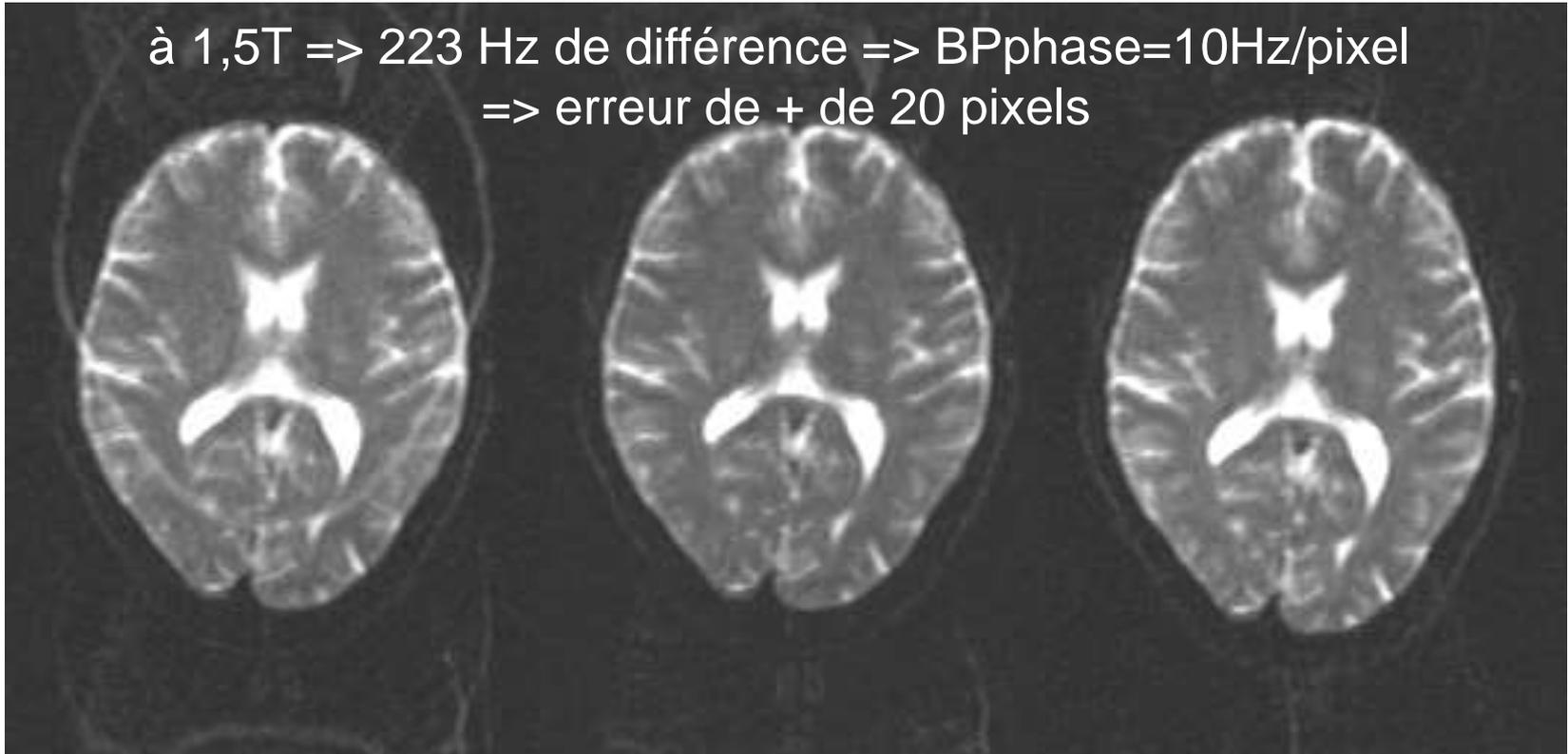
Lecture d'une ligne ≈ 1 ms

$$\Rightarrow \text{BP} = 128/0,001 = 128000 \text{ Hz/pixel}$$

Déplacement chimique eau graisse : 3,5ppm

Décalage du signal de la graisse (direction de phase)

à 1,5T => 223 Hz de différence => BPphase=10Hz/pixel
=> erreur de + de 20 pixels

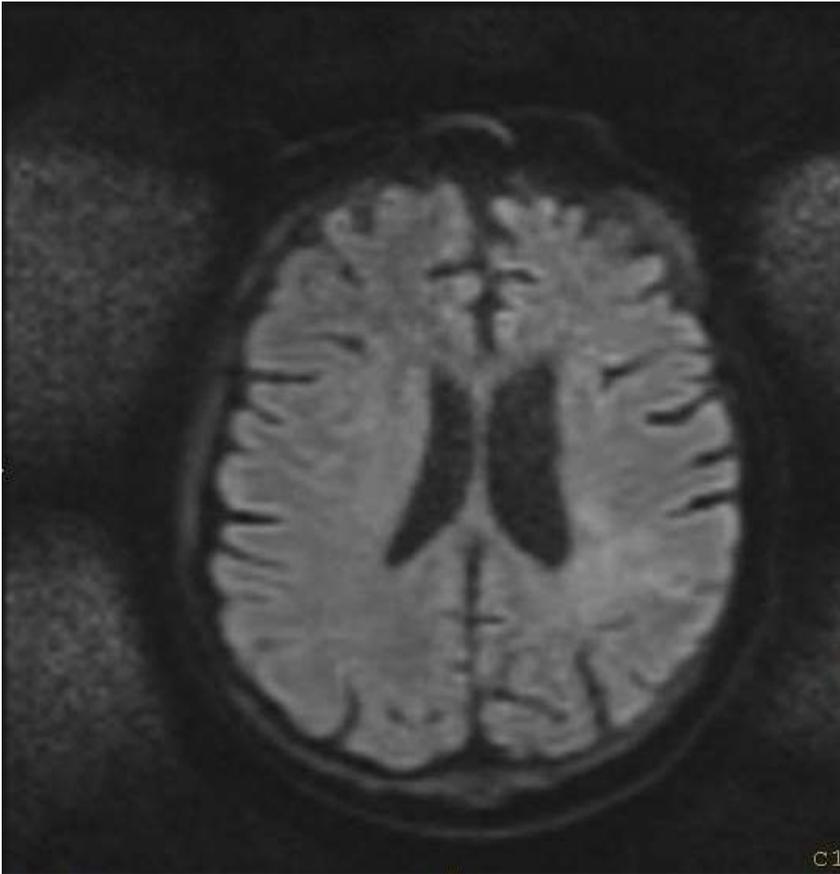


Mauvaise saturation
de graisse

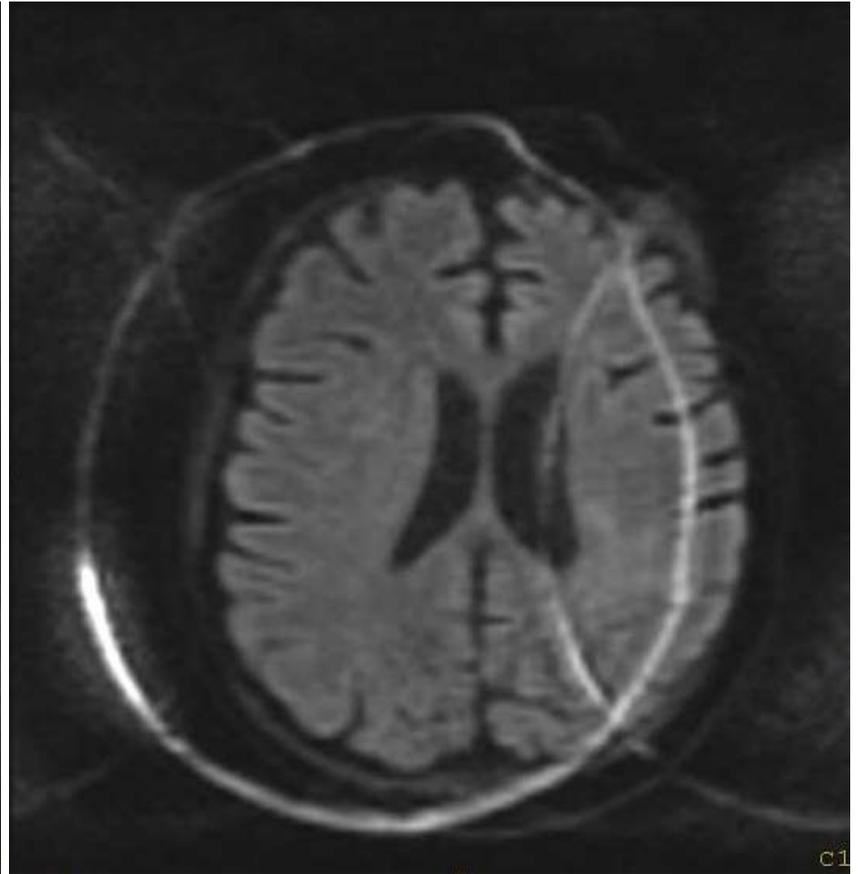
Saturation de graisse
et mauvais shim

Saturation de graisse
et bon shim

Déplacement chimique



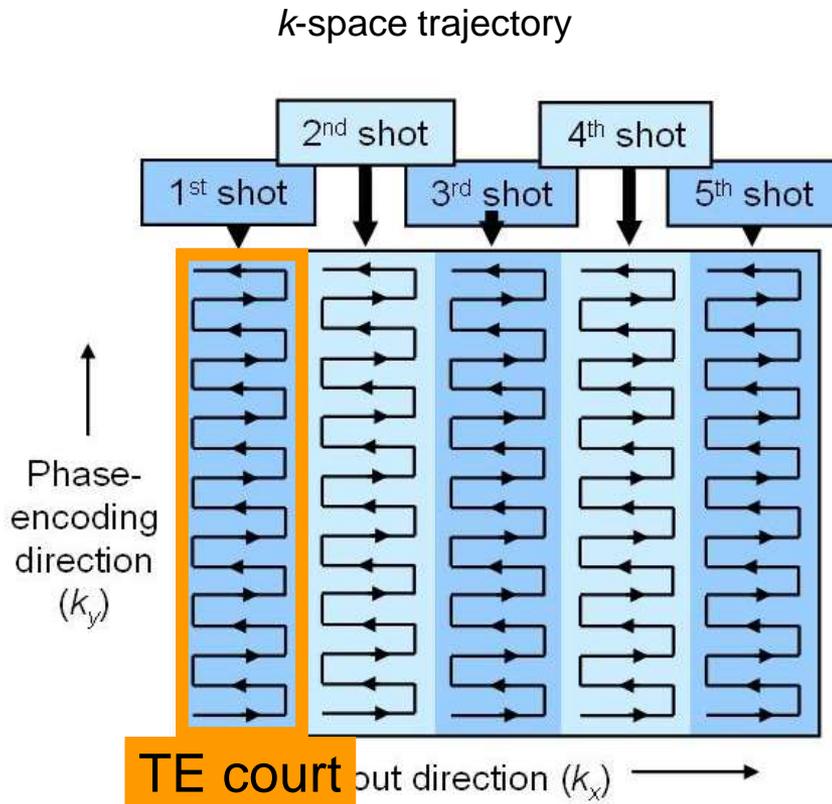
EPI avec FatSat



EPI sans FatSat

Echo planar segmenté

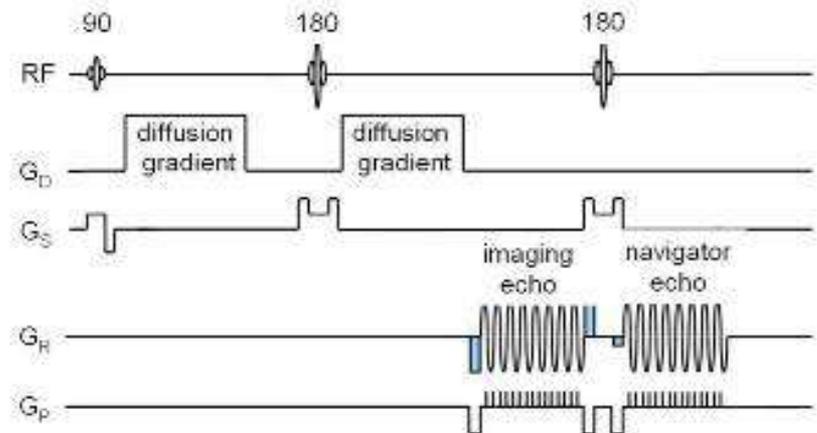
RESOLVE



RESOLVE

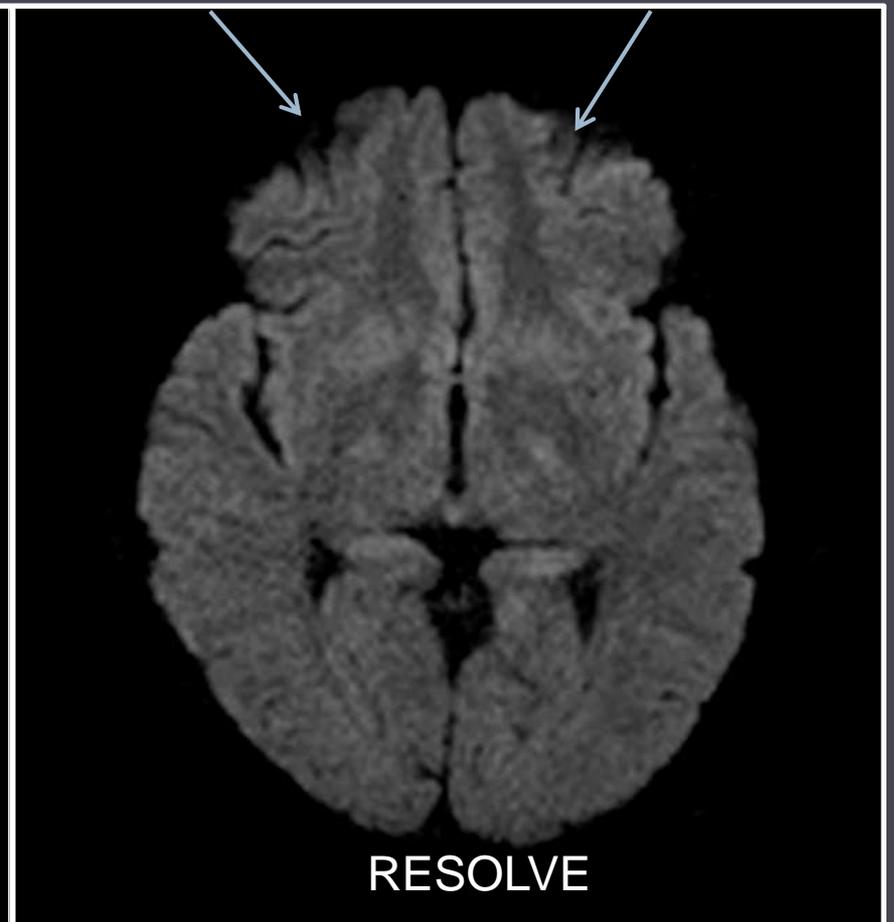
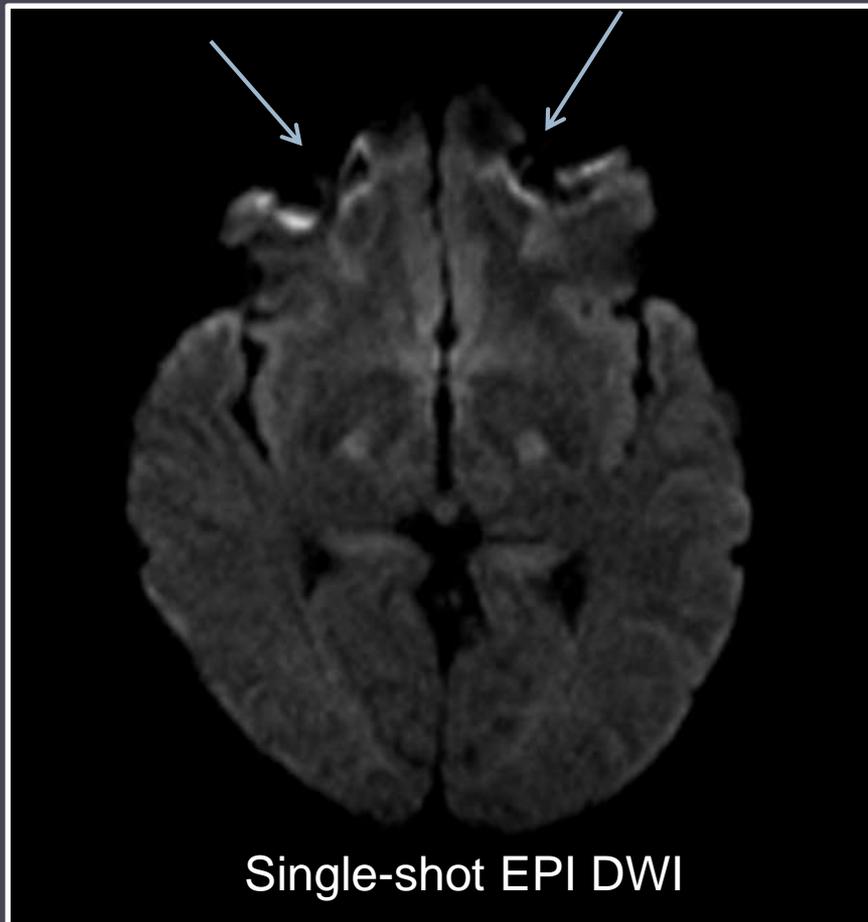
RESOLVE

- EPI diffusion segmentée (multi-shot)
- Imagerie de diffusion haute résolution
- Moins d'artéfact de susceptibilité et de blurring

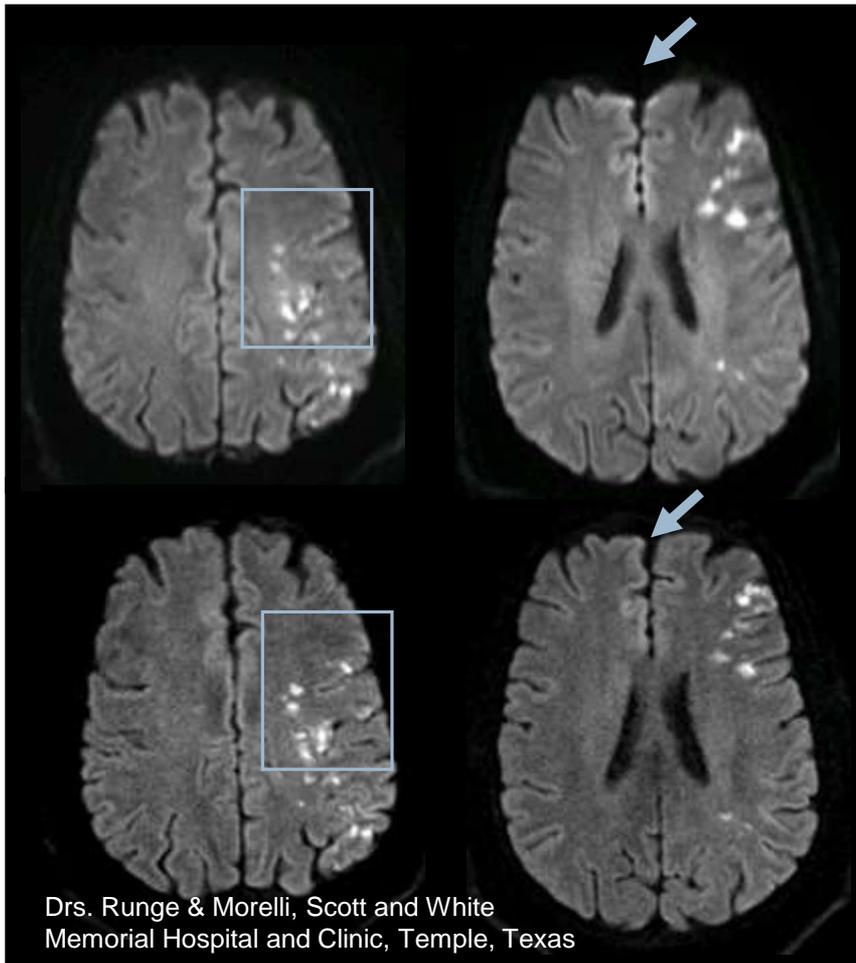


Echo planar segmenté

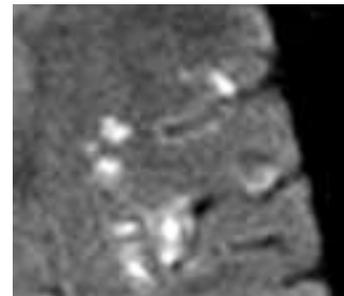
Moins de distorsion et meilleure résolution



Echo planar segmenté



- ✓ AVC ischémique
- ✓ Haute résolution et diminution des artéfacts de susceptibilité
- ✓ Meilleure délimitation des petites lésions



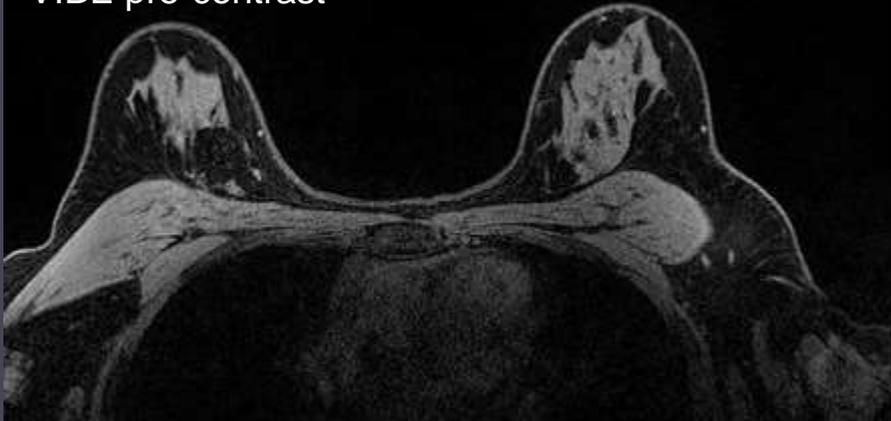
RESOLVE DWI



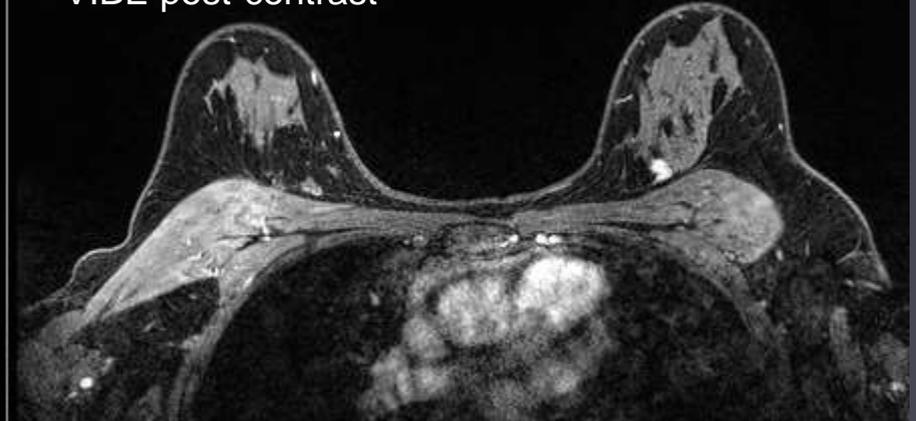
Single-shot EPI DWI

Echo planar segmenté

VIBE pre-contrast



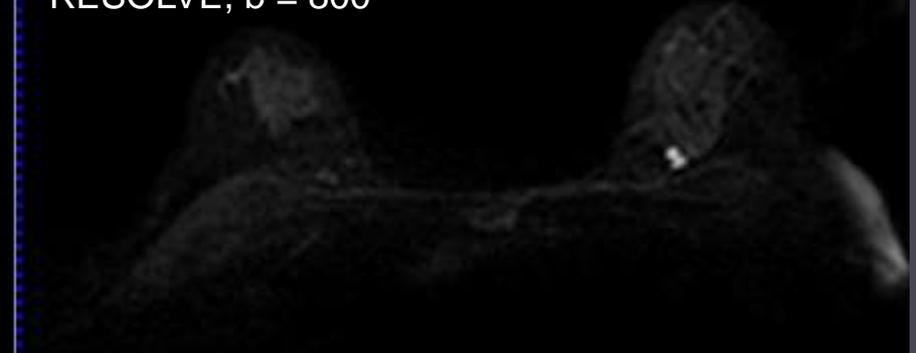
VIBE post-contrast



REVEAL, $b = 800$

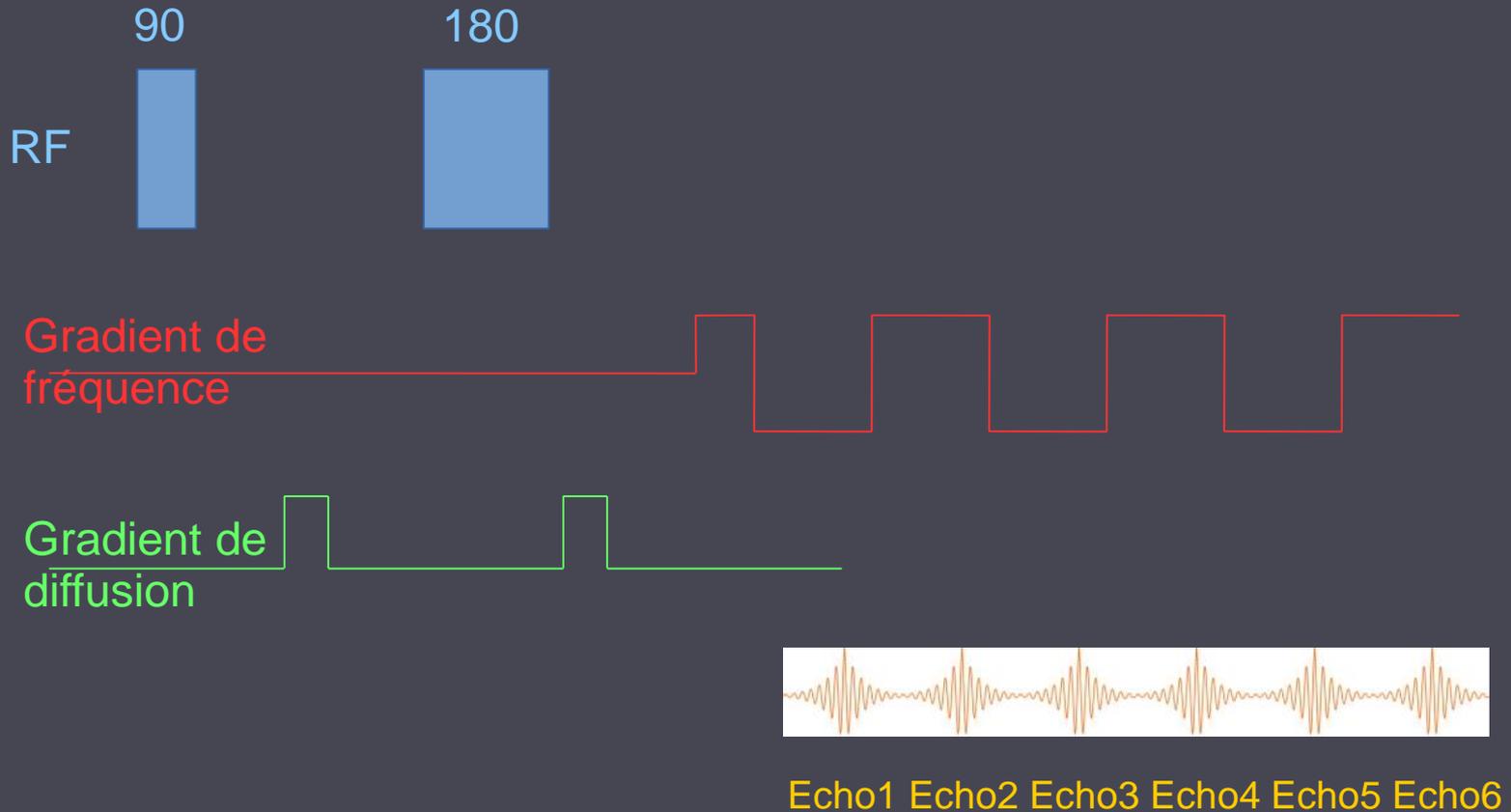


RESOLVE, $b = 800$



Principale application de l'écho planar

Imagerie de diffusion, avec un motif de spin écho



Imagerie parallèle

Principe

Standard

- ▶ 1 personne
- ▶ Plus de temps



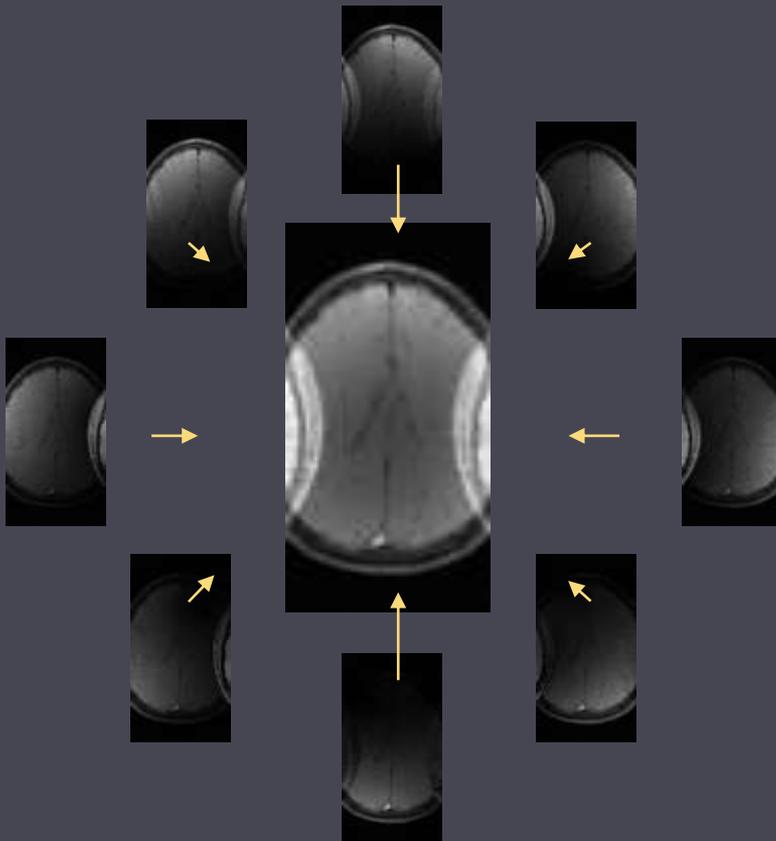
Parallèle

- ▶ 2 personnes
- ▶ Moins de temps



Imagerie parallèle

Antennes multi-canaux



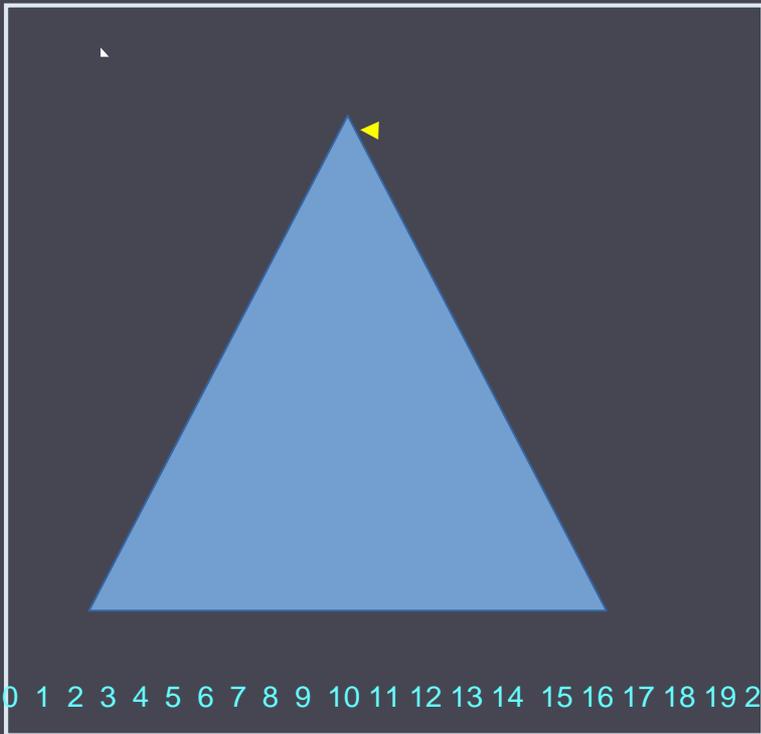
FOV rectangulaire

On utilise un petit FOV (donc moins de lignes), la durée d'acquisition diminue, mais le repliement apparaît

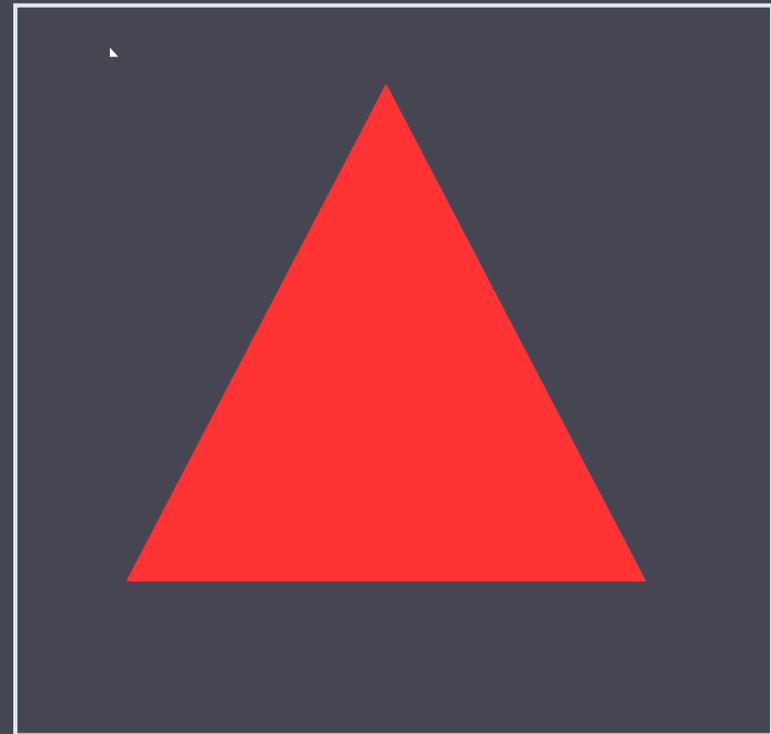


Imagerie parallèle

En IRM, quand le FOV est supérieur à l'objet nous observons une reproduction fidèle de l'image.



objet

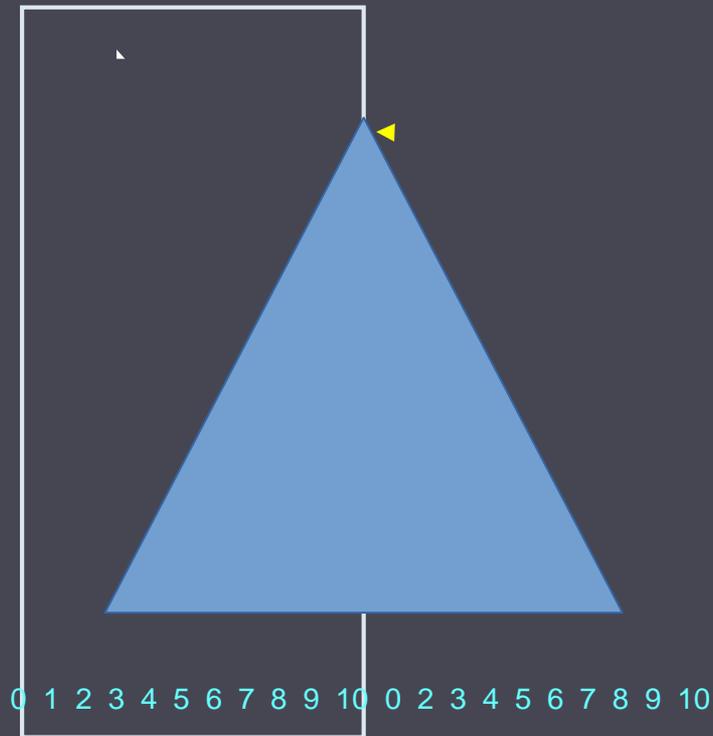


image

Quand un compteur numérique est arrivé à son maximum il repart à zéro +++

Imagerie parallèle

Si on divise la matrice par 2 le FOV diminue par 2 (à résolution identique) => repliement



objet

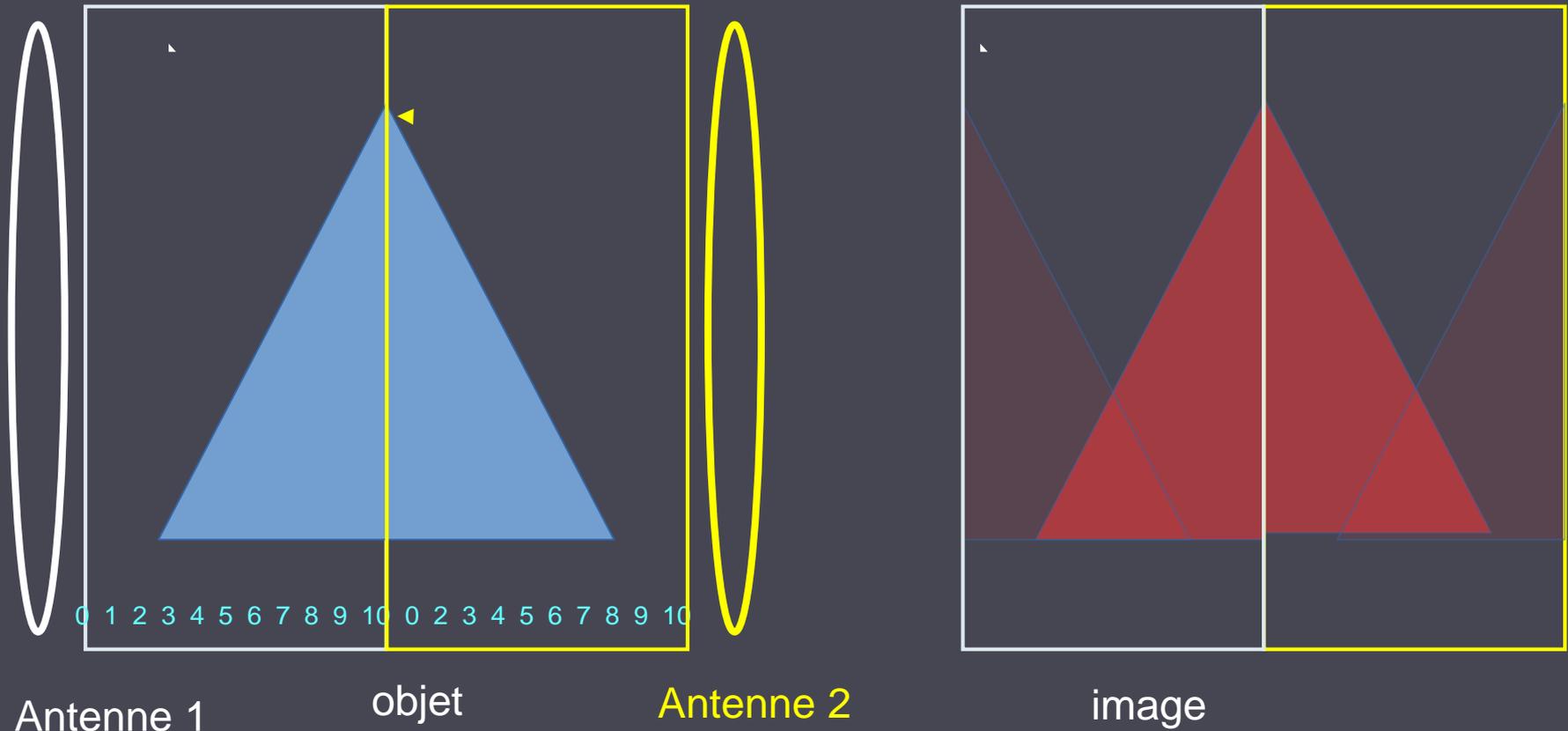


image

Quand un compteur numérique est arrivé à son maximum il repart à zéro +++

Imagerie parallèle

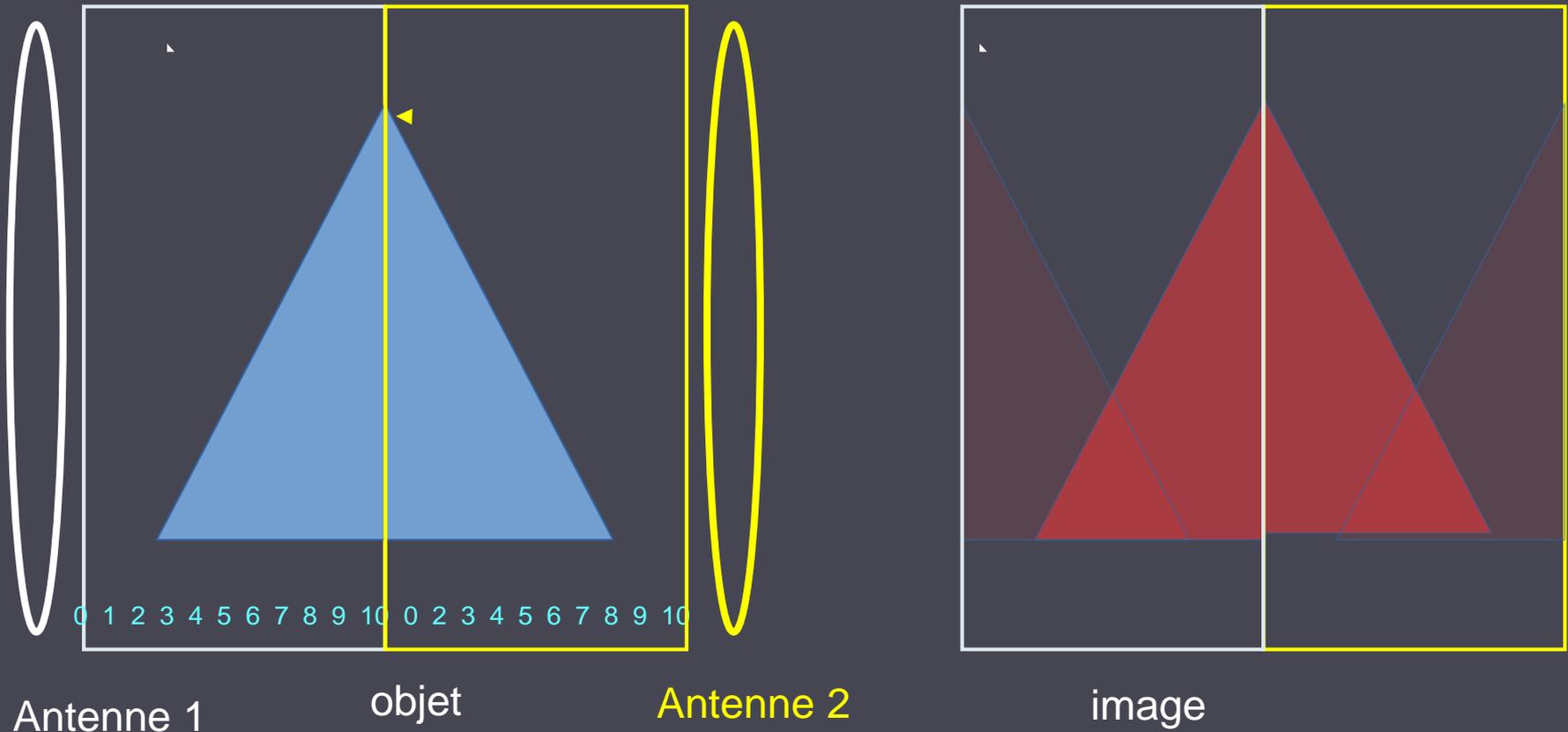
Si on utilise 2 enregistrements simultanés par 2 antennes différentes, il sera possible de déplier l'image



Pour chaque pixel on a une équation avec l'image 1 et une équation avec l'image 2. A chaque fois il y a 2 inconnus : superposition droite + gauche.

Imagerie parallèle

Si on utilise 2 enregistrements simultanés par 2 antennes différentes, il sera possible de déplier l'image



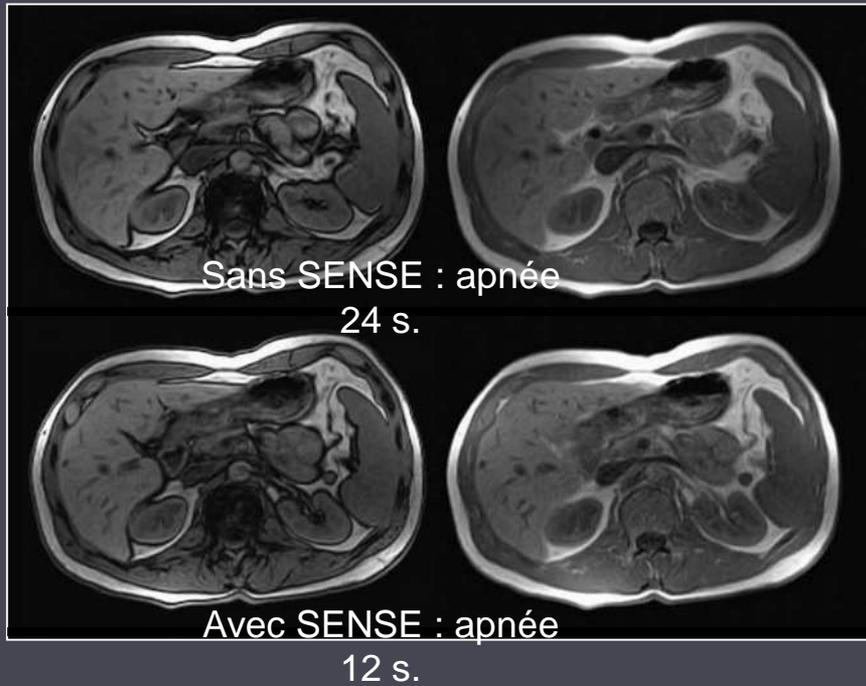
2 équations et 2 inconnues : il donc possible de calculer la valeur du signal vrai à droite et à gauche.

Obligations et conséquences

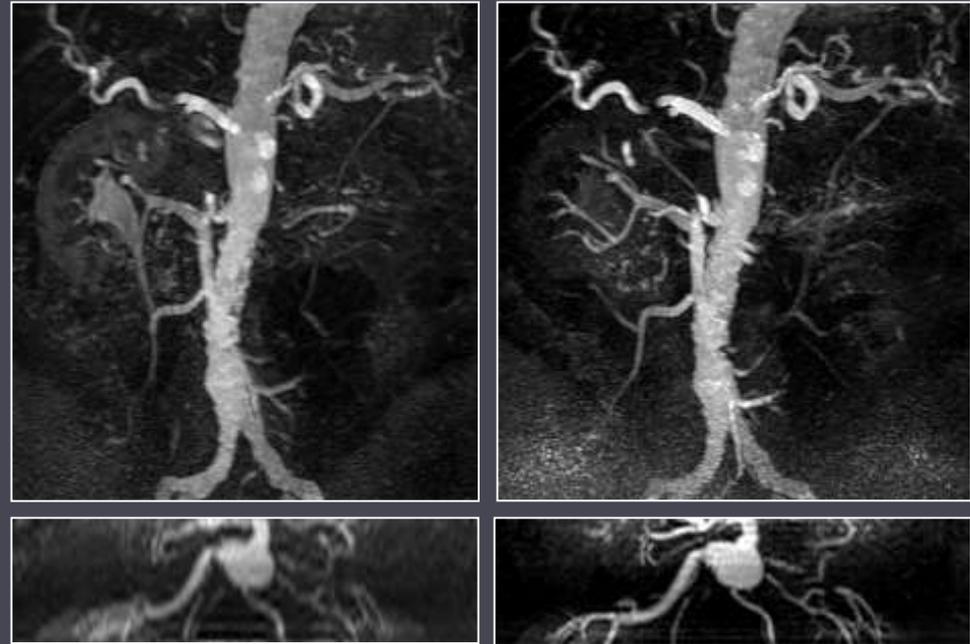
- 1 Utiliser un réseau d'antennes avec reconstruction indépendante
 - 2 Faire une carte de sensibilité de chaque antenne
 - 3 Gain maximum de temps théorique : nombre d'antenne élémentaire
 - 4 Diminution du rapport signal sur bruit (racine carré du gain temporel)
 - 5 Éviter tout autre repliement dans l'image (emploi de grand champ de vue)
-

Les 2 façons d'utiliser l'imagerie parallèle

Rapidité



Résolution

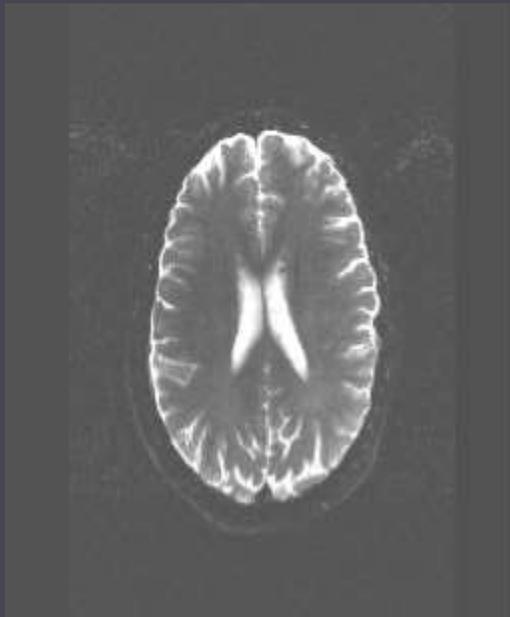


Résolution
= 1 x 2 x 4 mm³
durée : 17 s

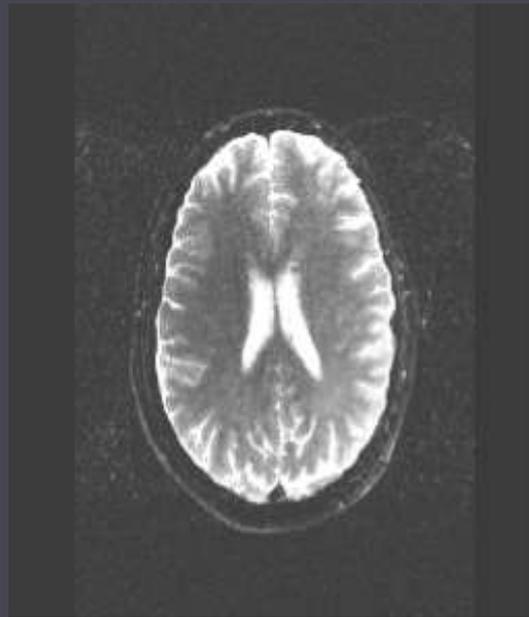
Résolution
= 1 x 2 x 2 mm³
durée : 17 s

Facteur SENSE en imagerie parallèle

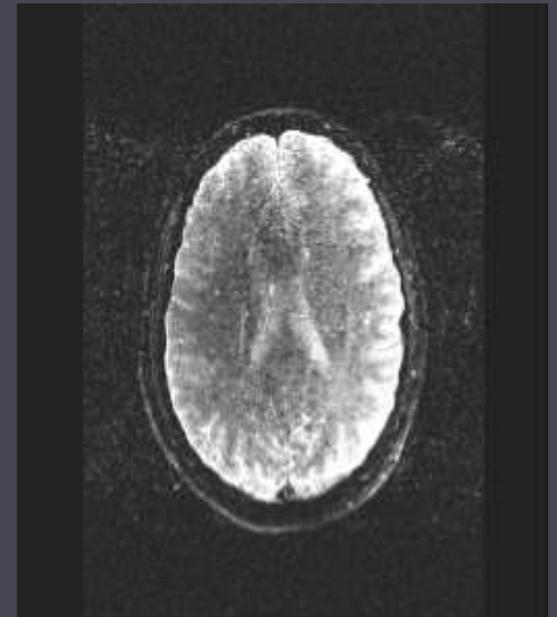
Le côté obscur de l'imagerie parallèle



1/2 FOV
Temps / 2

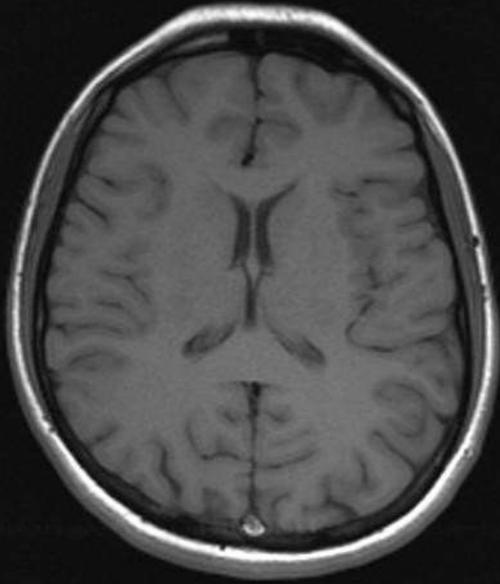


1/3 FOV
Temps / 3

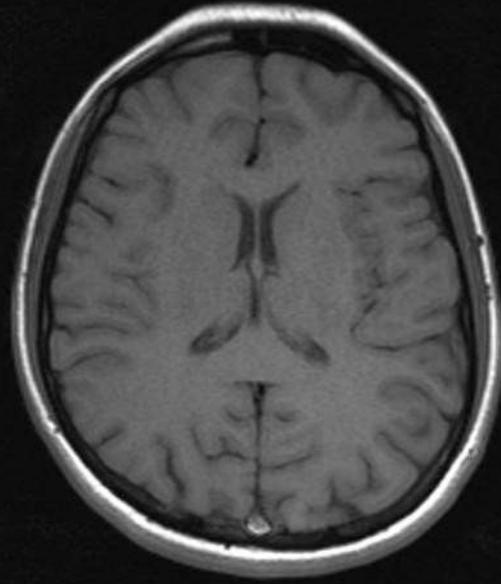


1/4 FOV
Temps / 4

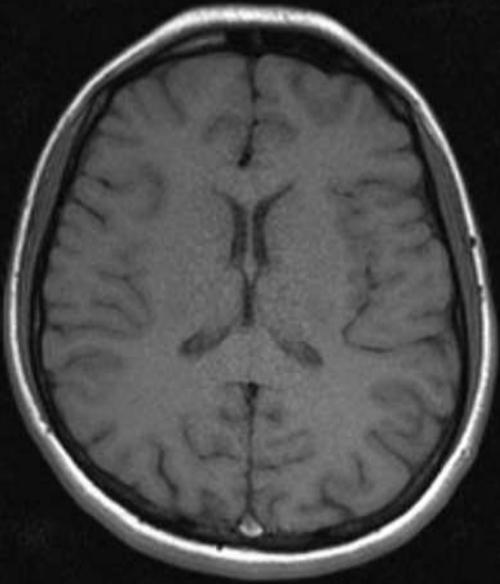
Facteur 1



Facteur 2

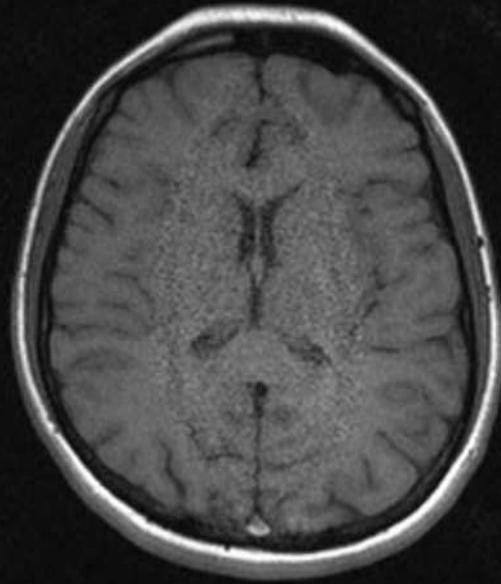


Facteur 3



P

Facteur 4



P

En théorie

- ▶ Facteur d'accélération = nombre d'éléments d'antenne
 - ▶ Mais ... Rapport S/B critique
 - ▶ Le dépliement peut se faire dans l'espace k ou dans l'espace réel
 - ▶ Acronymes
 - SENSE
 - ASSET
 - GRAPPA
-
- ARC

Conclusion générale

Echo de gradient

$$T_{acq} = \frac{TR \times N_y \times N_{acc}}{\text{Turbo} \times \text{SENSE}}$$

Echo planar

Imagerie parallèle
