

SÉQUENCES D'IMPULSIONS EN

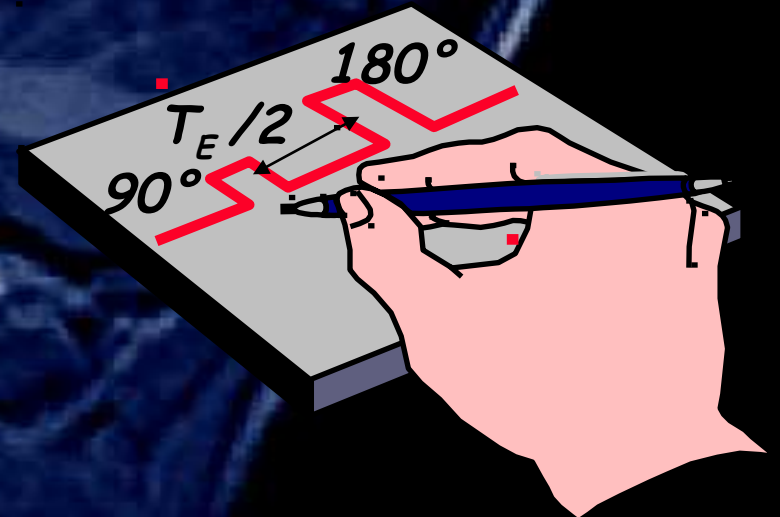
I(IMAGERIE) par **R**(RESONANCE) **M**(MAGNETIQUE)

Muriel ROTH

Centre d'IRM fonctionnelle de Marseille

Une séquence d'impulsions est comme une partition pour les protons.
Les ingrédients sont des impulsions de radiofréquence, des impulsions de gradient et des délais.

La séquence d'écho de spin :



La lecture du plan de Fourier

La séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de spin

La séquence d'EPI (Echo Planar Imaging)

Le contraste des images

La transformation de Fourier

Si l'objet à imager est décrit par une fonction $s(r)$ avec r le vecteur direction de coordonnées (X, Y, Z) , le signal acquis en IRM correspond à la transformée de Fourier de l'objet :

$$S(k_r) = \iiint s(r) e^{-2i\pi (k_r \cdot r)} dr$$

En supposant que l'objet à imager est un objet réel, le terme $\theta(r) = 2\pi k_r \cdot r$ correspond à la phase du signal acquis.

Phase du signal

La fréquence du signal recueilli en IRM est donnée par :

$$\omega_0(r) = 2\pi f(r) = \gamma \cdot (B_0 + G_r \cdot r)$$

Après démodulation du signal (élimination de la fréquence de Larmor identique pour tous les protons), on a :

$$\omega_d(r) = \gamma \cdot G_r \cdot r$$

Phase du signal

Si on applique un gradient G pendant un délai τ , le déphasage accumulé par un proton est donné par :

$$\delta\theta(r) = \gamma \cdot G \cdot r \cdot \tau = 2\pi k_r \cdot r$$



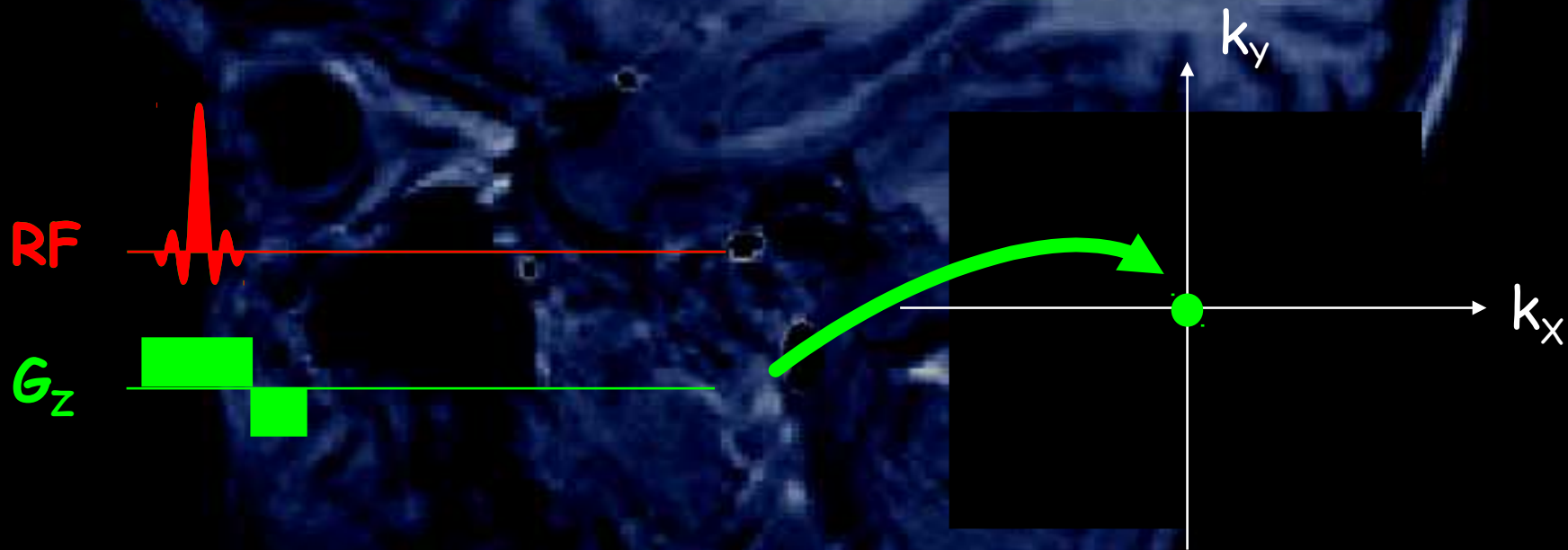
$$\delta\theta = \gamma \cdot \delta B \cdot \tau$$

où $\delta B = G_r \cdot r$ est la variation locale d'intensité de B_0 .

Déplacement dans le plan de Fourier

Impulsion RF de 90° : tous les protons sont en phase.

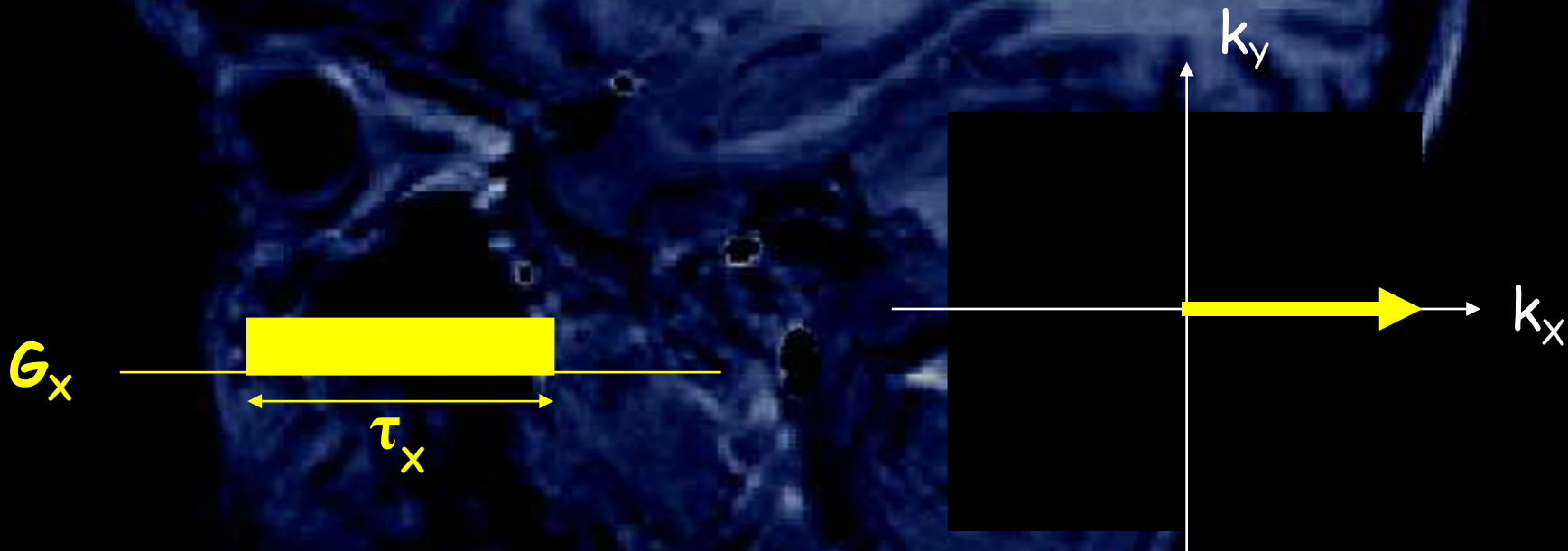
\Rightarrow déplacement au centre du plan de Fourier (déphasage nul).



Déplacement dans le plan de Fourier

Gradient G_x dans la direction X pendant un délai τ_x :

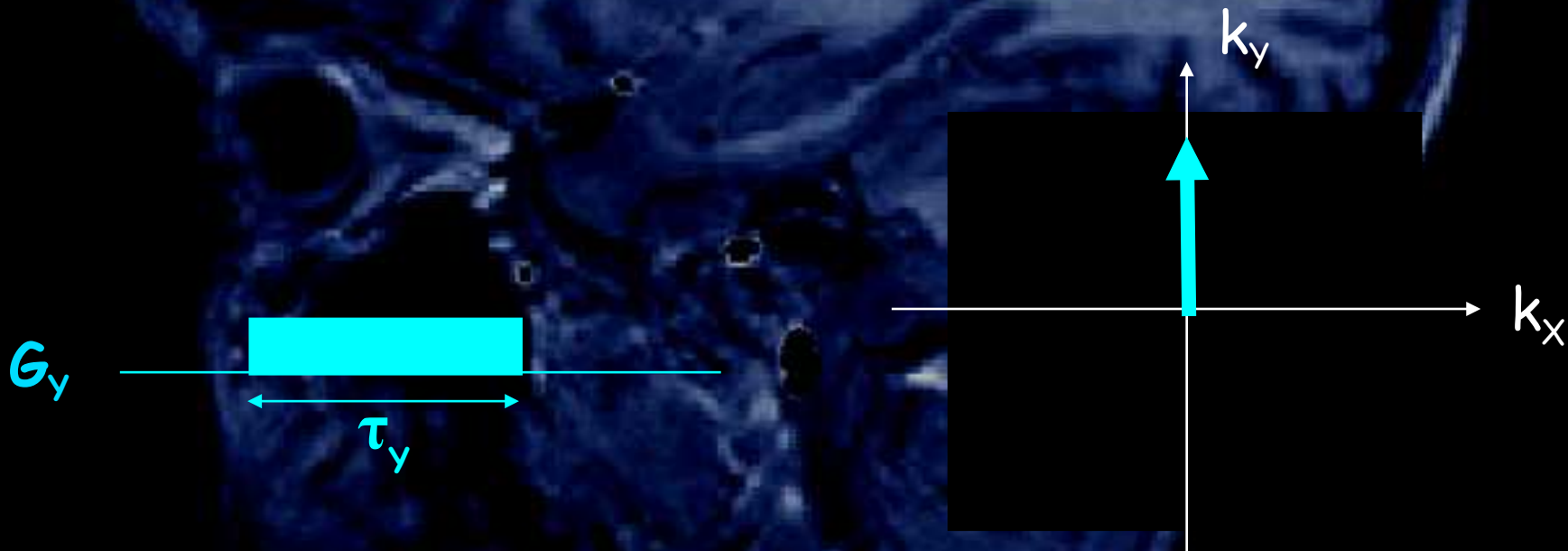
$$\delta\theta(X) = \gamma \cdot G_x \cdot X \cdot \tau_x = 2\pi k_x \cdot X \Rightarrow k_x = \gamma \cdot G_x \cdot \tau_x$$



Déplacement dans le plan de Fourier

Gradient G_y dans la direction Y pendant un délai τ_y :

$$\delta\theta(Y) = \gamma \cdot G_y \cdot Y \cdot \tau_y = k_y \cdot Y \Rightarrow k_y = \gamma \cdot G_y \cdot \tau_y$$



Déplacement dans le plan de Fourier

Impulsion 90° → va au centre

Gradient G_x → se déplace // à k_x

Gradient G_y → se déplace // à k_y

Impulsion 180° → va en position symétrique par rapport au centre
»

Le codage du plan de Fourier

Pour une séquence d'imagerie standard, l'écart entre les points δk_x et l'écart entre les lignes δk_y dans le plan de Fourier sont donnés par :

$$\delta k_x = \gamma \cdot G_x \cdot \delta t$$

$$\delta k_y = \gamma \cdot G_y \cdot \tau$$

où G_x et G_y sont respectivement les gradients de lecture et de codage de phase, $\gamma = \gamma / 2\pi = 42,576 \text{ MHz/T}$, δt correspond au temps d'échantillonnage des points et τ à la durée d'application du gradient G_y .

Le codage du plan de Fourier

Des coupes IRM du foie sont acquises avec un champ de vue (FOV) carré de 30 cm et une matrice de 256x256. Le temps de lecture utilisé est de 2,56 msec (temps d'acquisition d'une ligne du plan de Fourier) et la durée du gradient G_y est de 2 msec.

A partir du temps de lecture, calculer la valeur du temps d'échantillonnage des points t .

Sachant que le champ de vue est inversement proportionnel à δk , en déduire la valeur du gradient de lecture G_x et du gradient de codage de phase G_y .

Le codage du plan de Fourier

Une ligne du plan de Fourier comprend 256 points, le temps d'échantillonnage d'un point est donc de $\delta t = 2,56 / 256 = 0,01 \text{ msec} = 10 \mu\text{sec}$

La valeur des gradients de lecture et de codage de phase sont données par :

$$G_x = \frac{\delta k_x}{\gamma \cdot \delta t} = \frac{1}{\text{FOV}_x \cdot \gamma \cdot \delta t} = \frac{1}{0,30 \cdot 42576 \cdot 10 \cdot 10^{-6}} = 7,83 \text{ mT/m}$$

$$G_y = \frac{\delta k_y}{\gamma \cdot \tau} = \frac{1}{\text{FOV}_y \cdot \gamma \cdot \tau} = \frac{1}{0,30 \cdot 42576 \cdot 2 \cdot 10^{-3}} = 0,039 \text{ mT/m}$$

La lecture du plan de Fourier

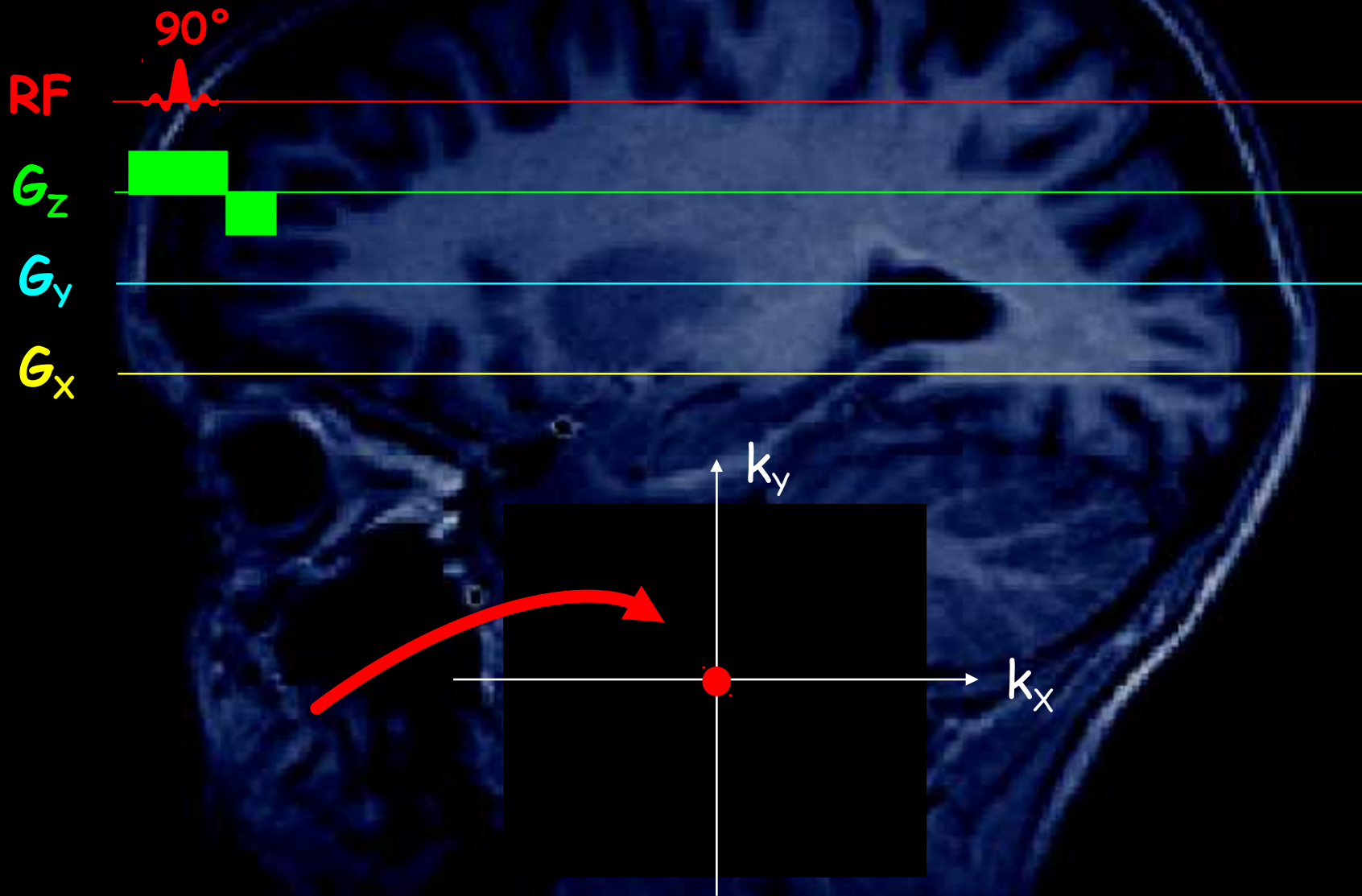
La séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de spin

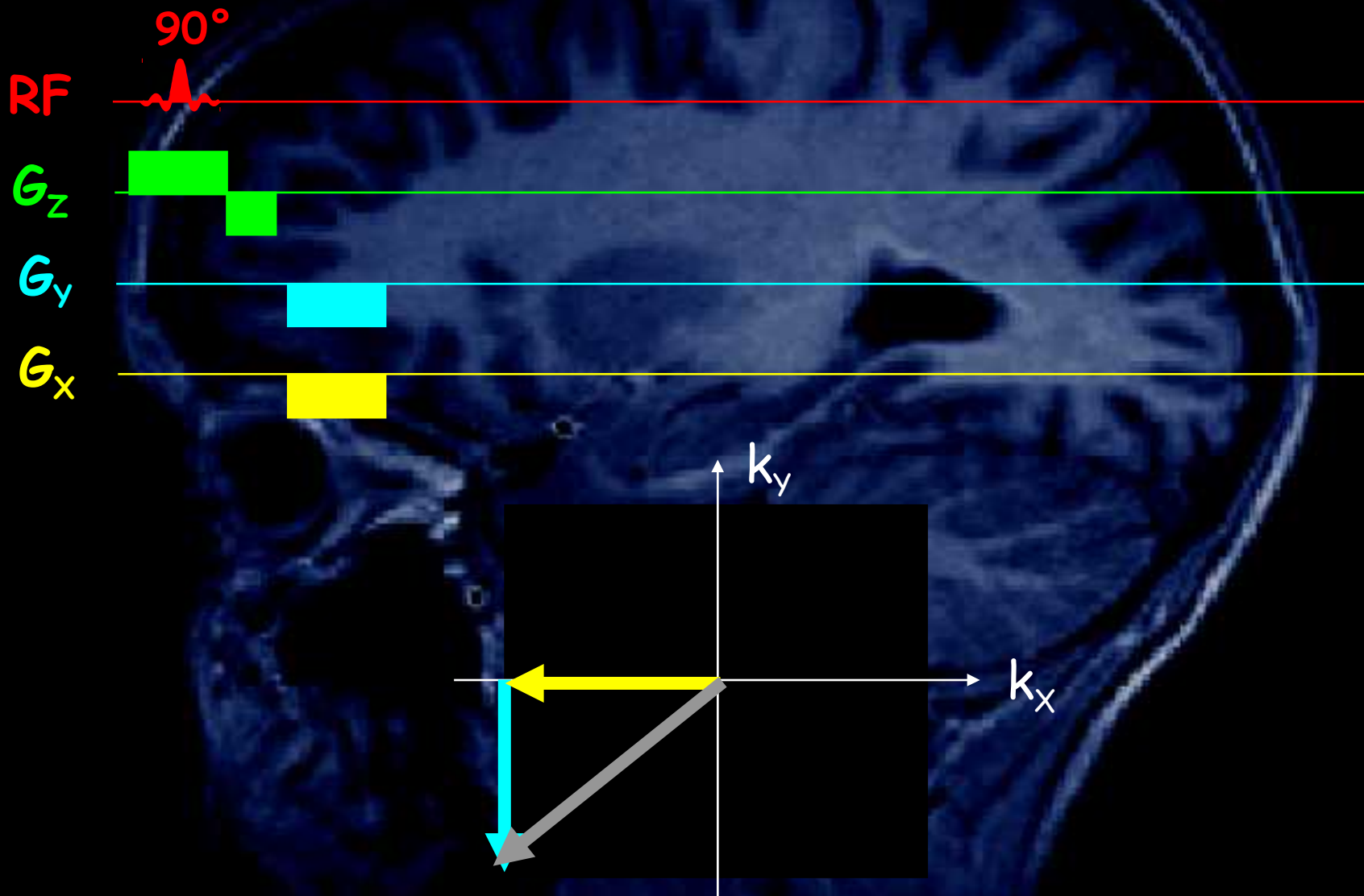
La séquence d'EPI (Echo Planar Imaging)

Le contraste des images

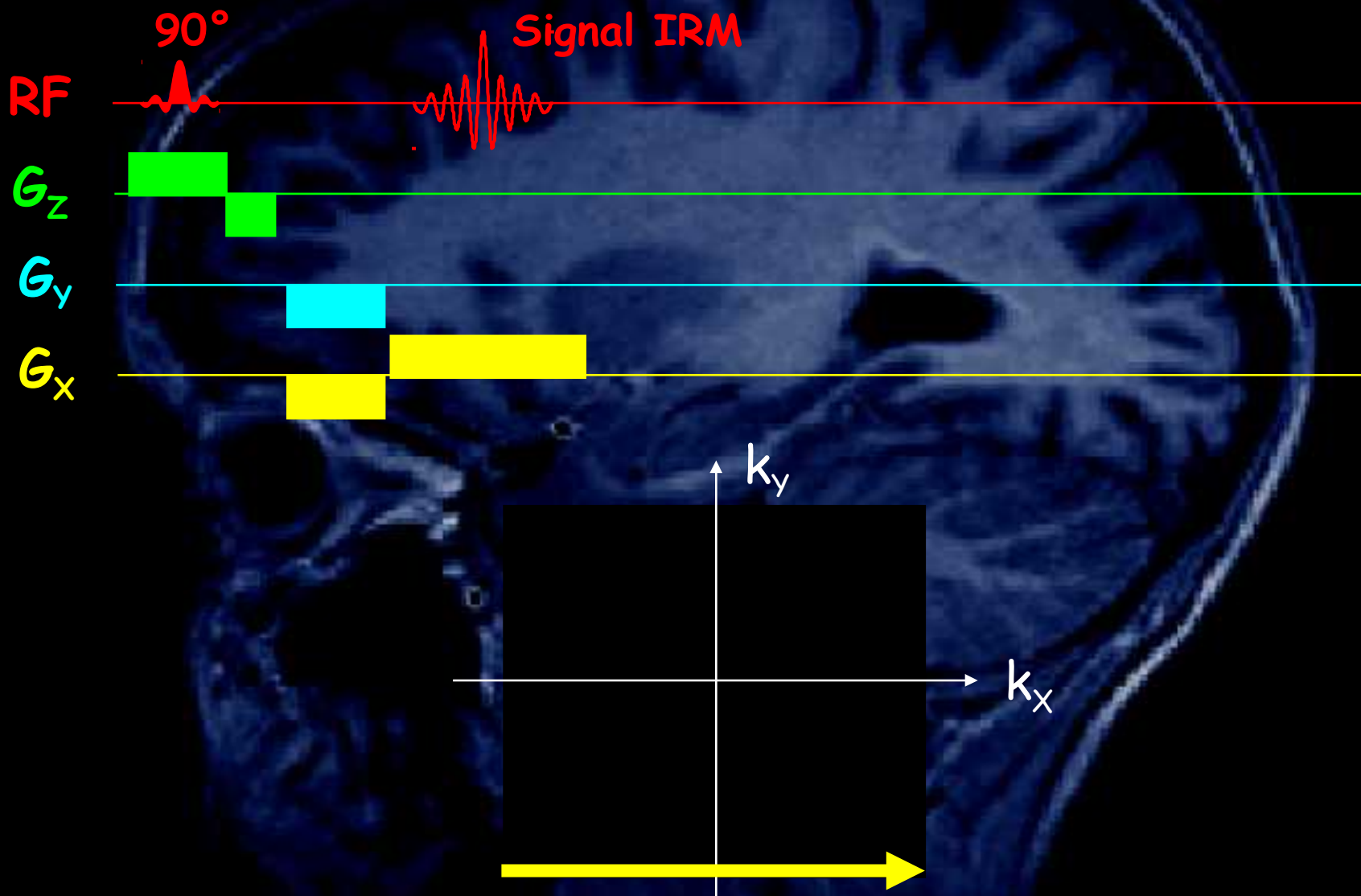
L'excitation



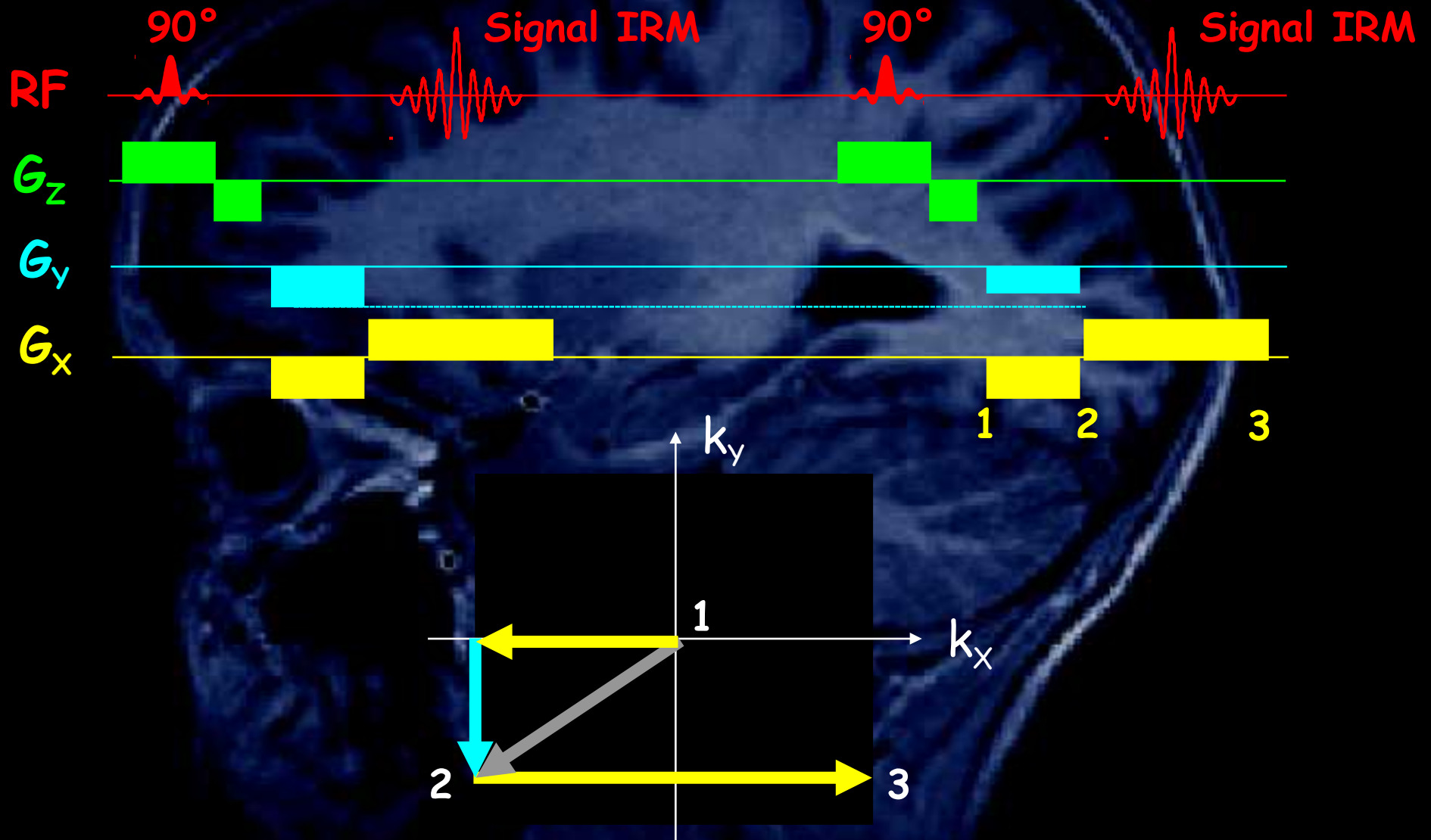
Le déphasage préparatoire



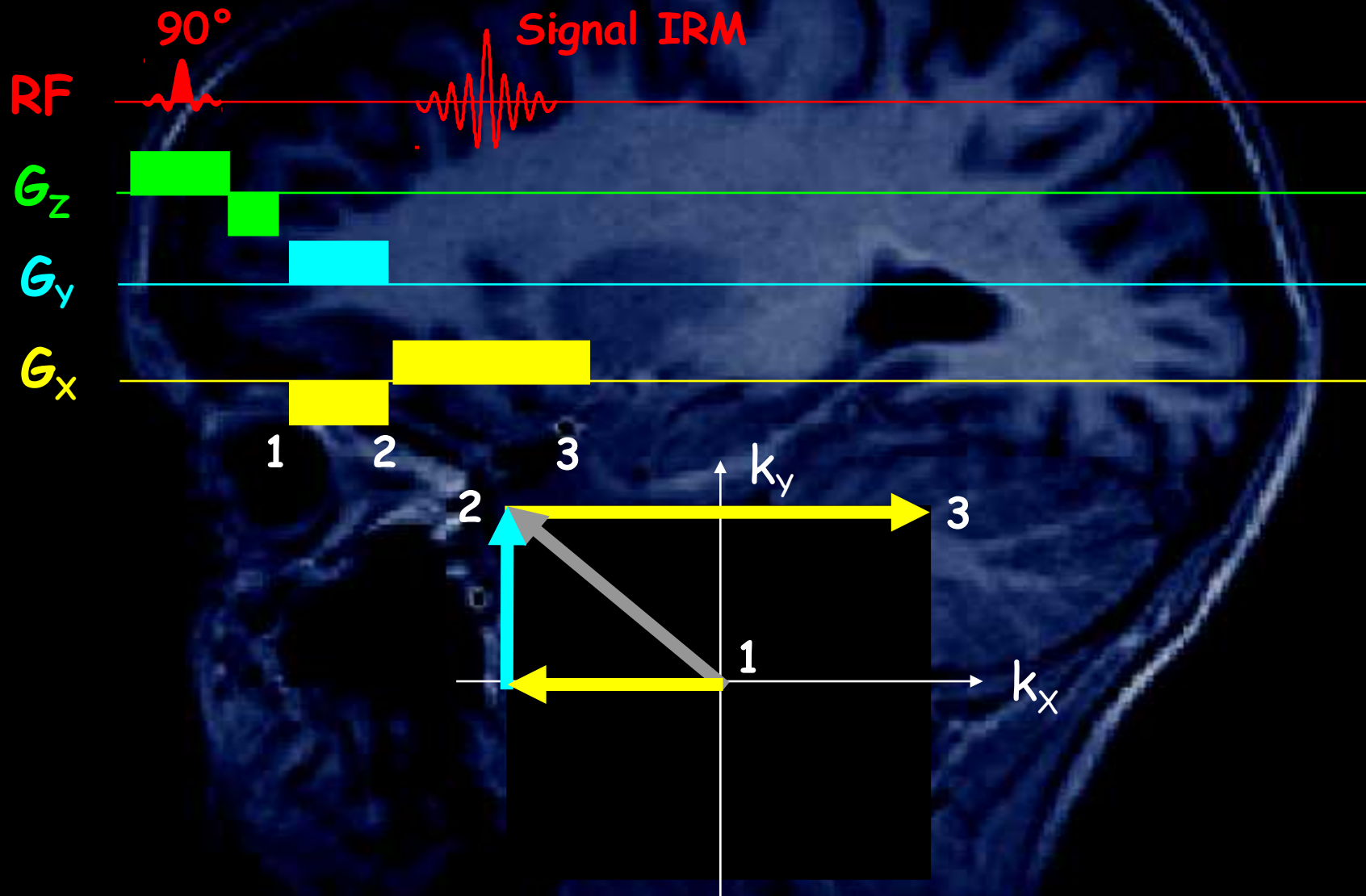
La lecture du signal



La lecture de la ligne suivante



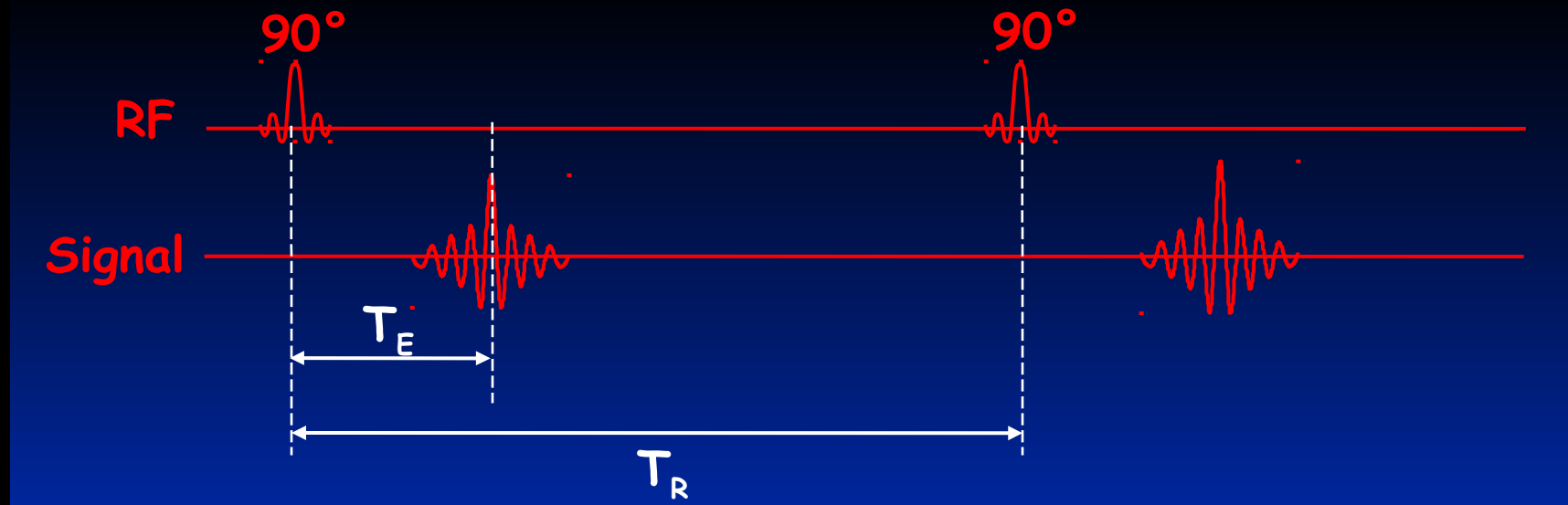
La lecture de la dernière ligne



Les temps d'écho et de répétition

La lecture de tout le plan de Fourier demande de répéter plusieurs fois l'acquisition d'une ligne :

T_E (temps d'écho = délai entre le 90° et le centre de l'écho),
 T_R (temps de répétition = délai entre deux impulsions de 90°).

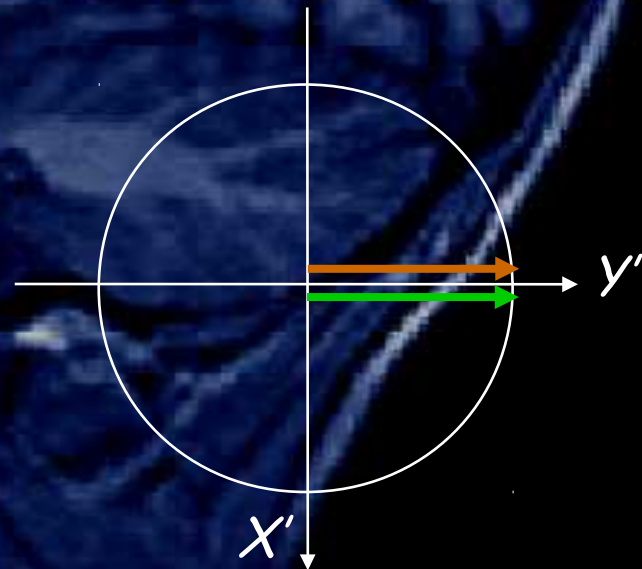


L'écho de gradient

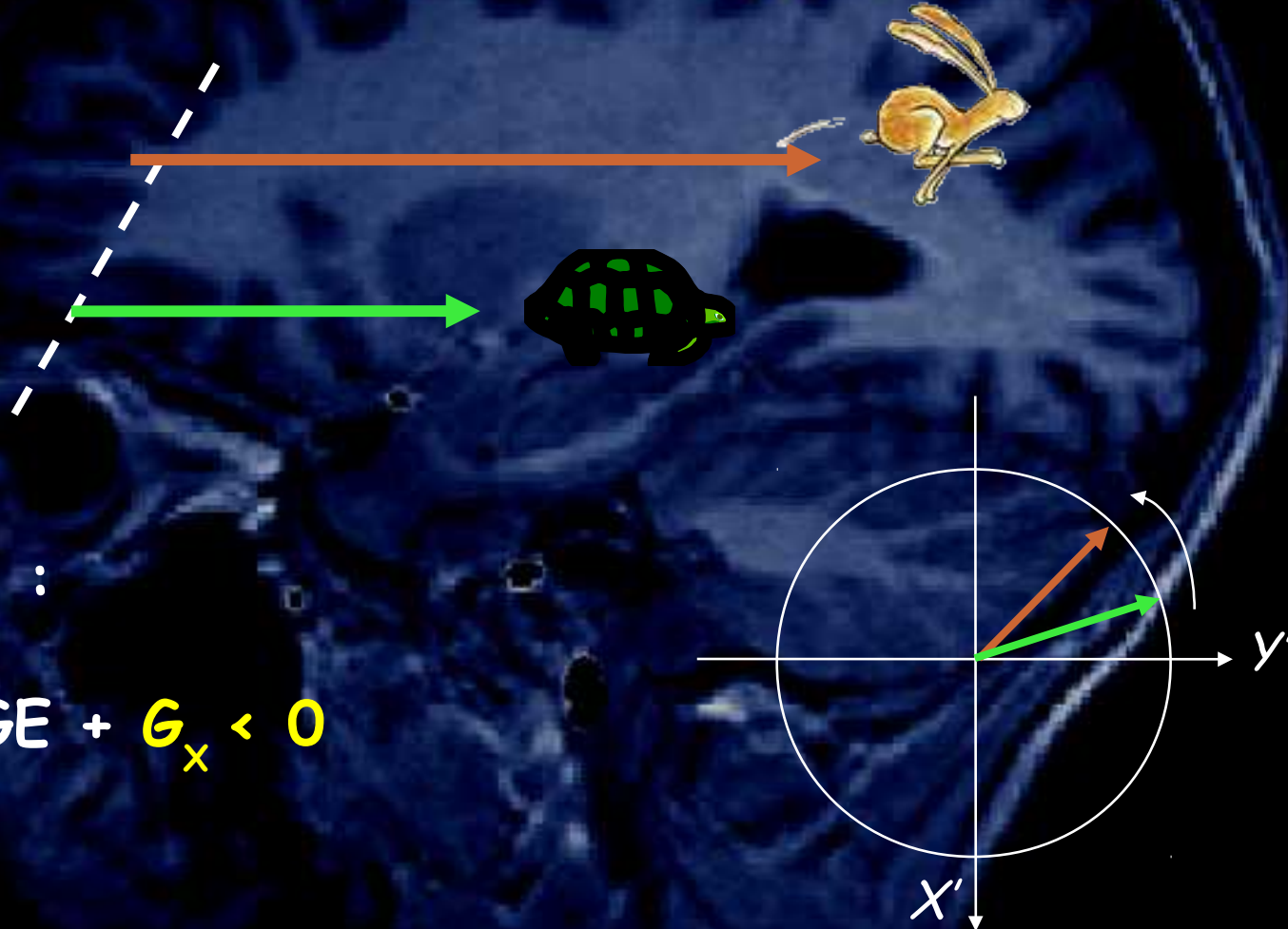


Impulsion de 90°_x :

EXCITATION



L'écho de gradient



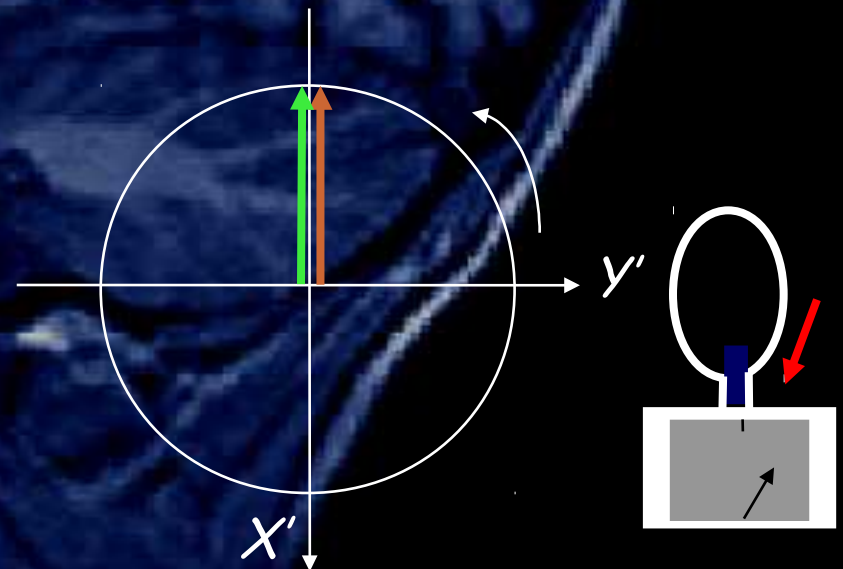
Délai $TE/2$:

DEPHASAGE + $G_x < 0$

L'écho de gradient

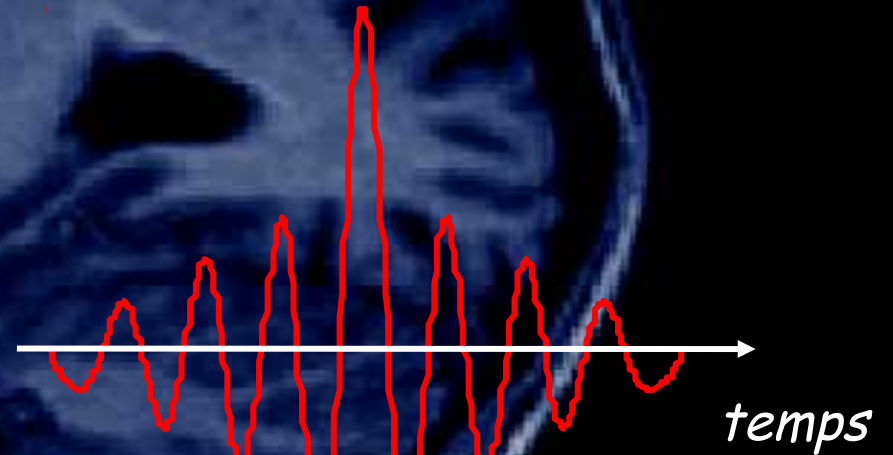
Délai TE/2 :

REPHASAGE + $G_x > 0$

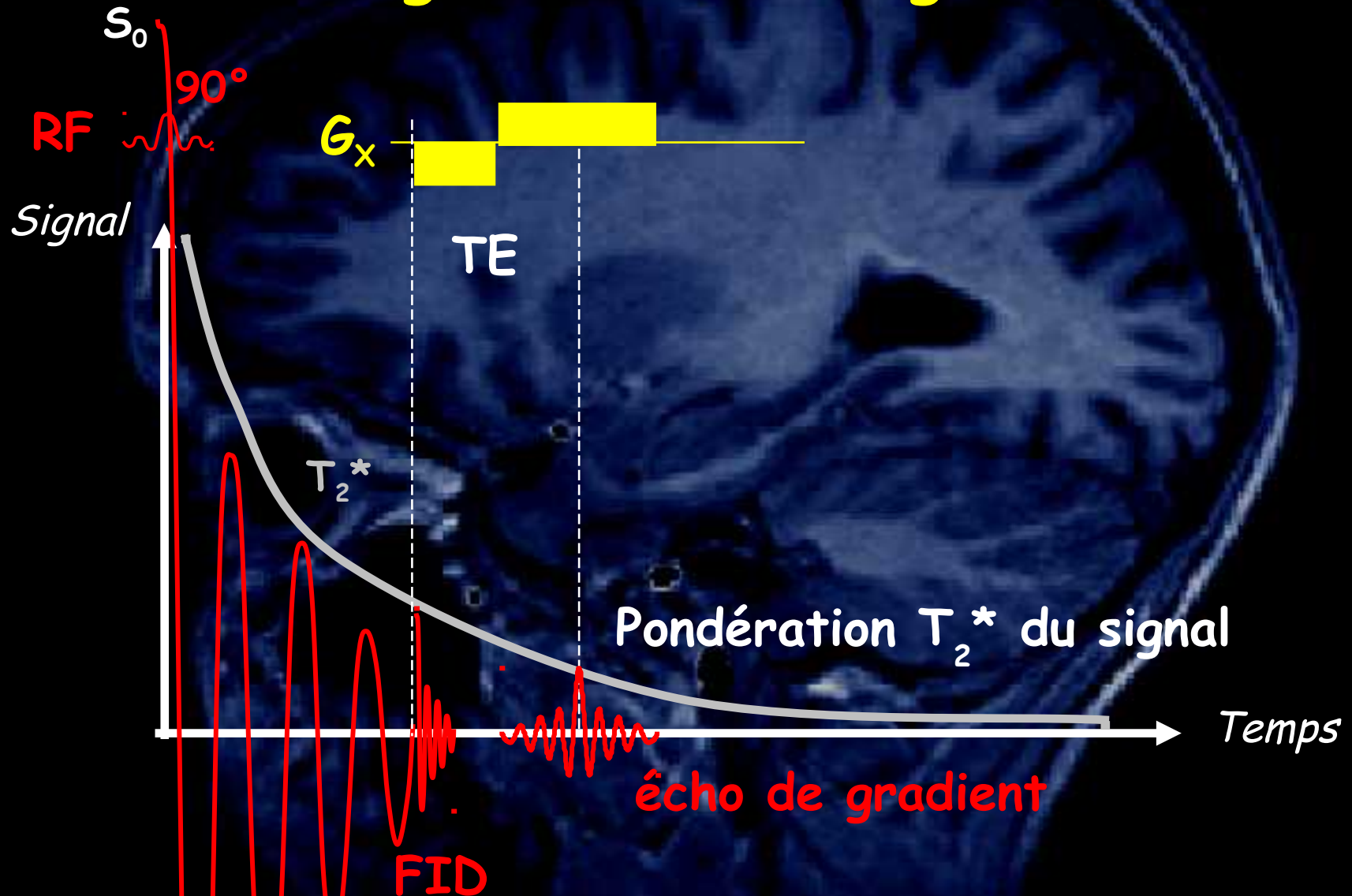


L'écho de gradient

Le signal recueilli est un écho
(l'écho de gradient)



Le signal d'écho de gradient



La lecture du plan de Fourier

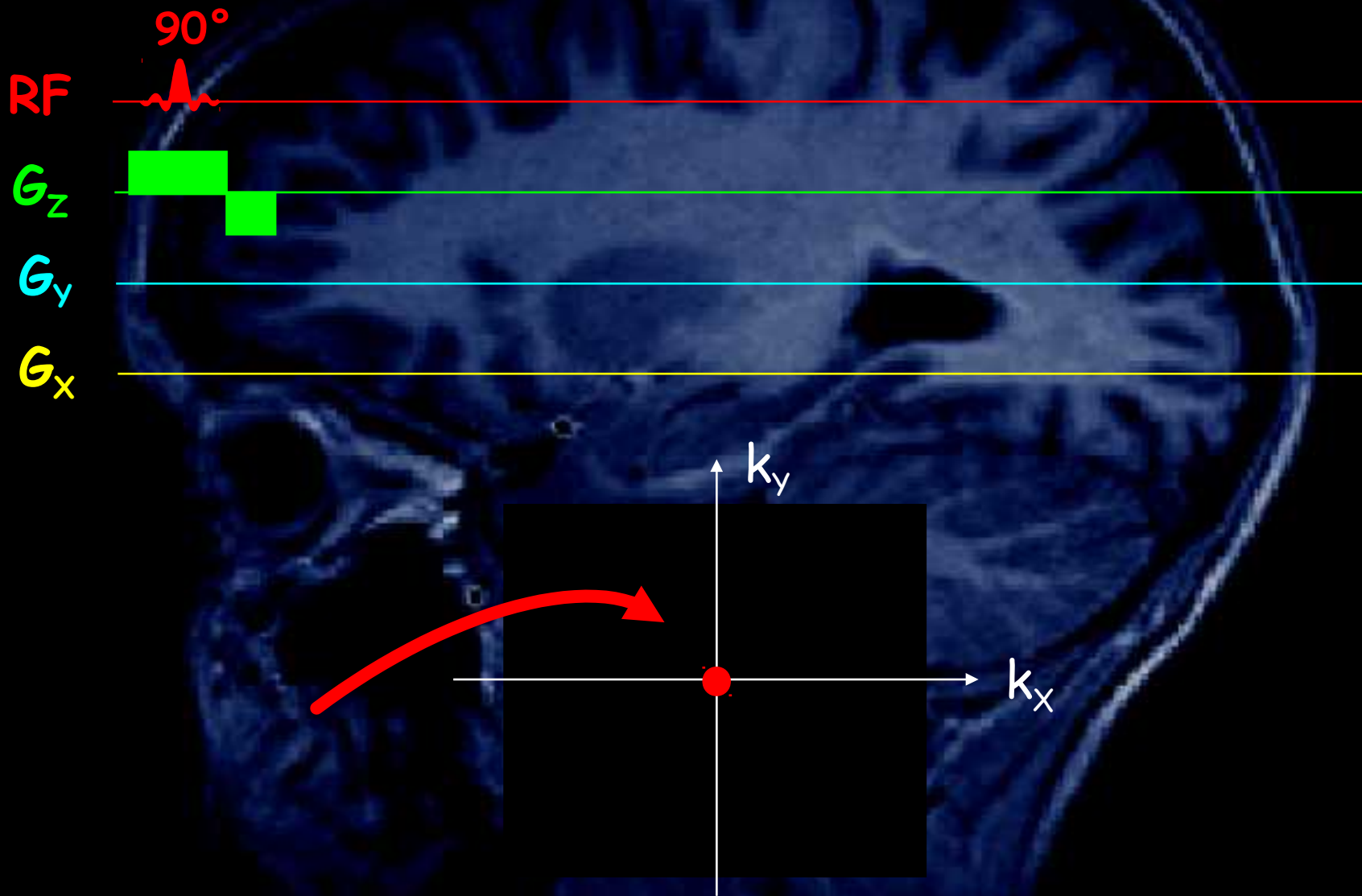
La séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de spin

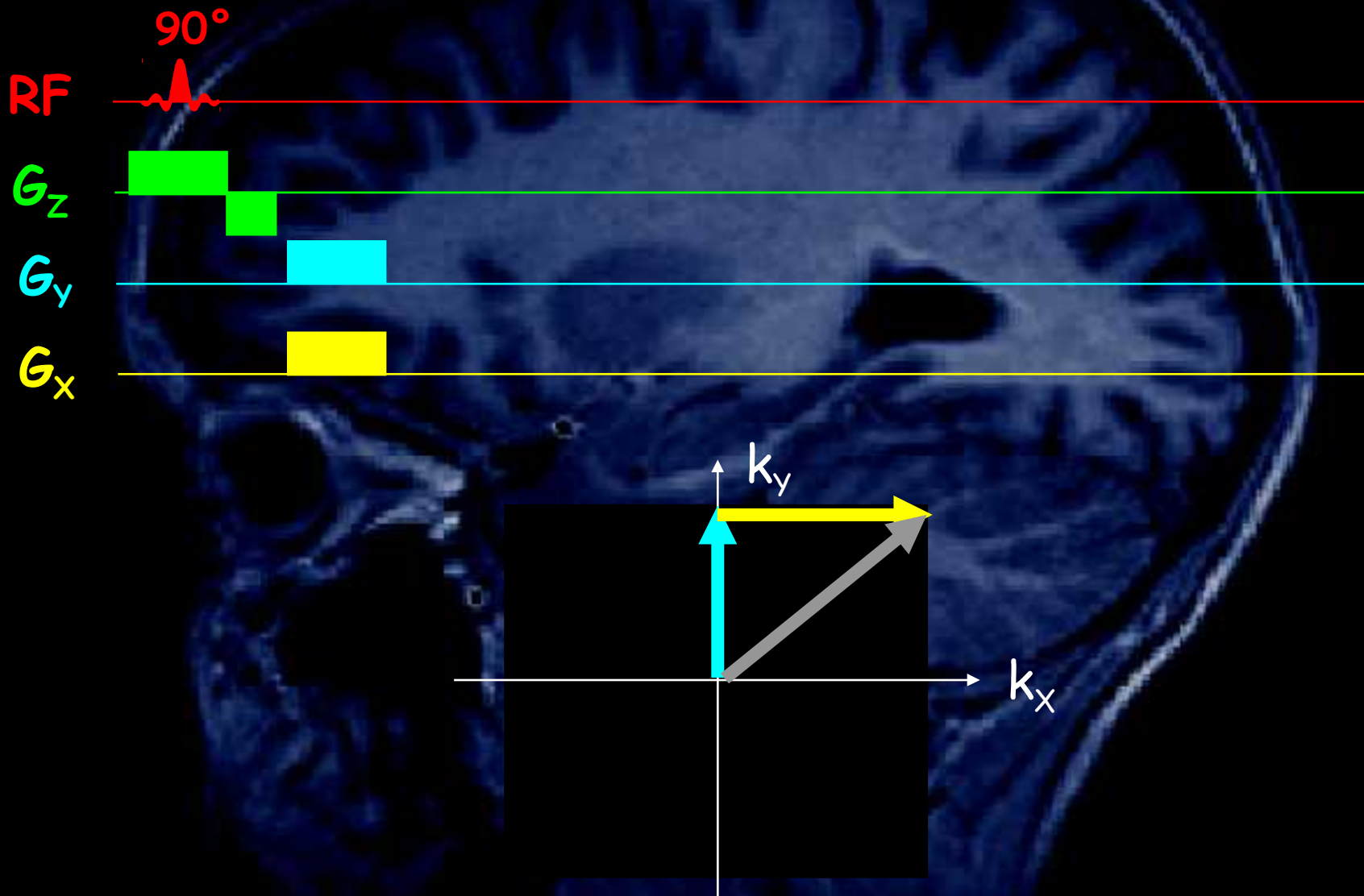
La séquence d'EPI (Echo Planar Imaging)

Le contraste des images

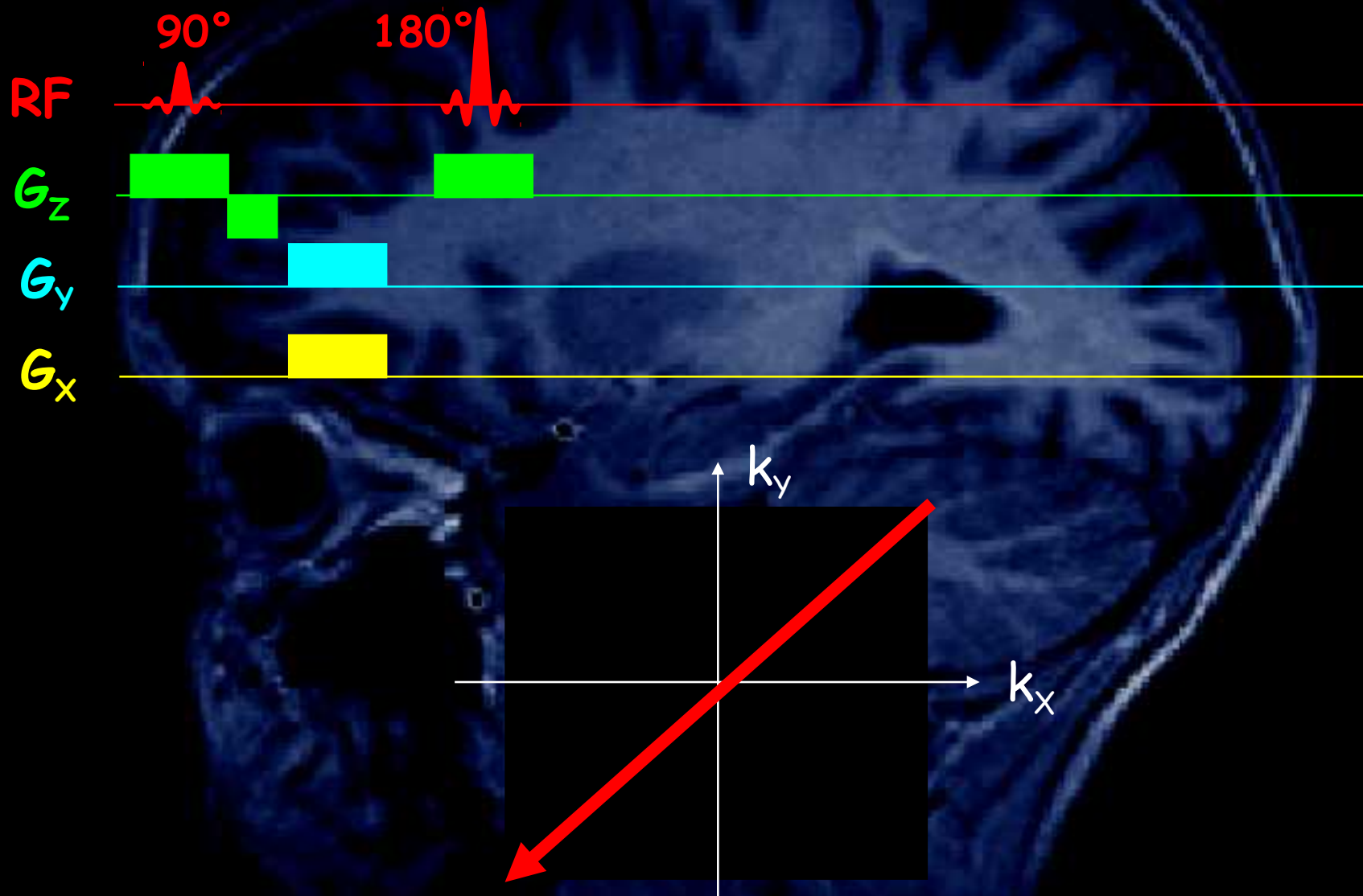
L'excitation



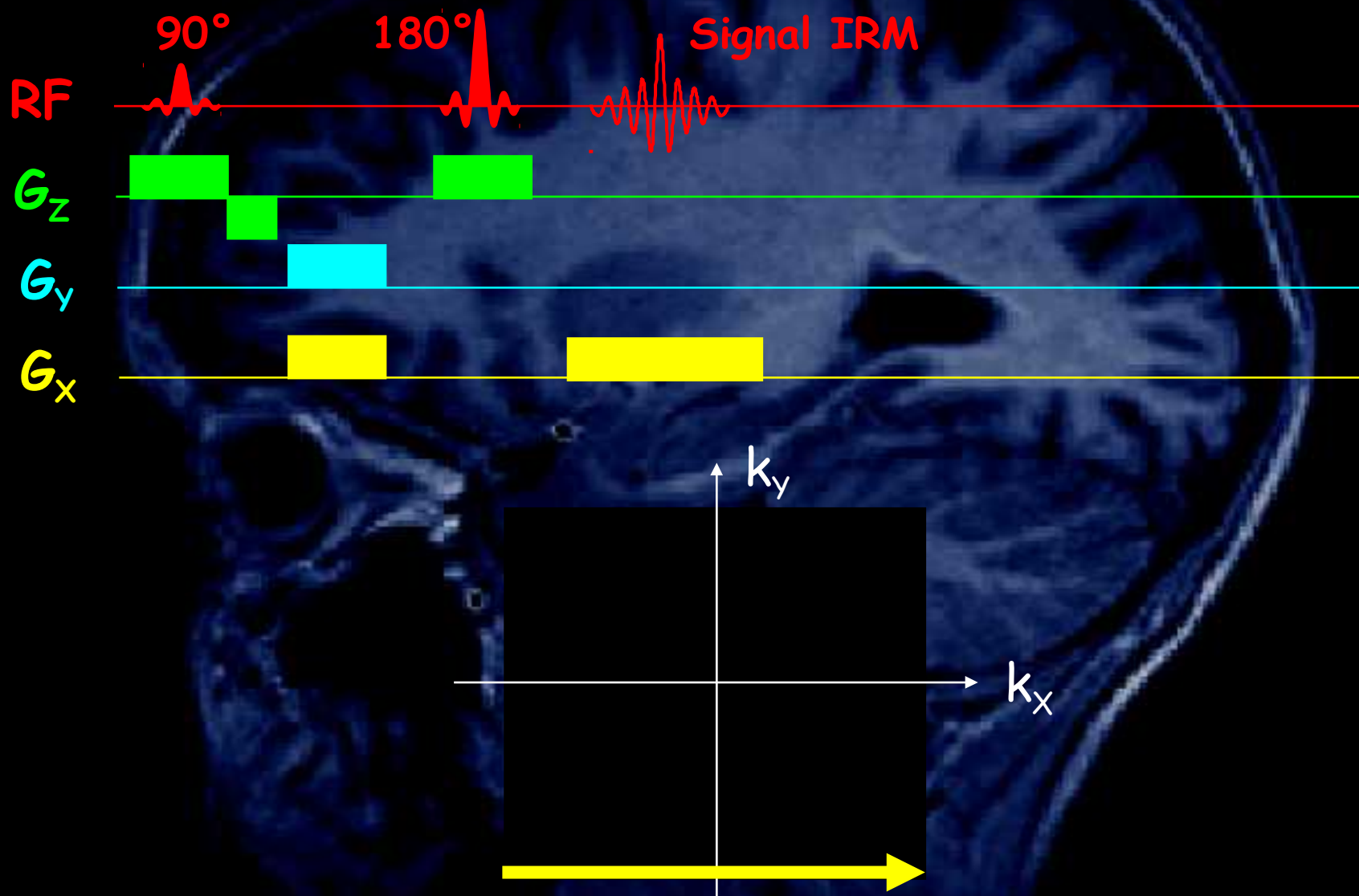
Le déphasage préparatoire



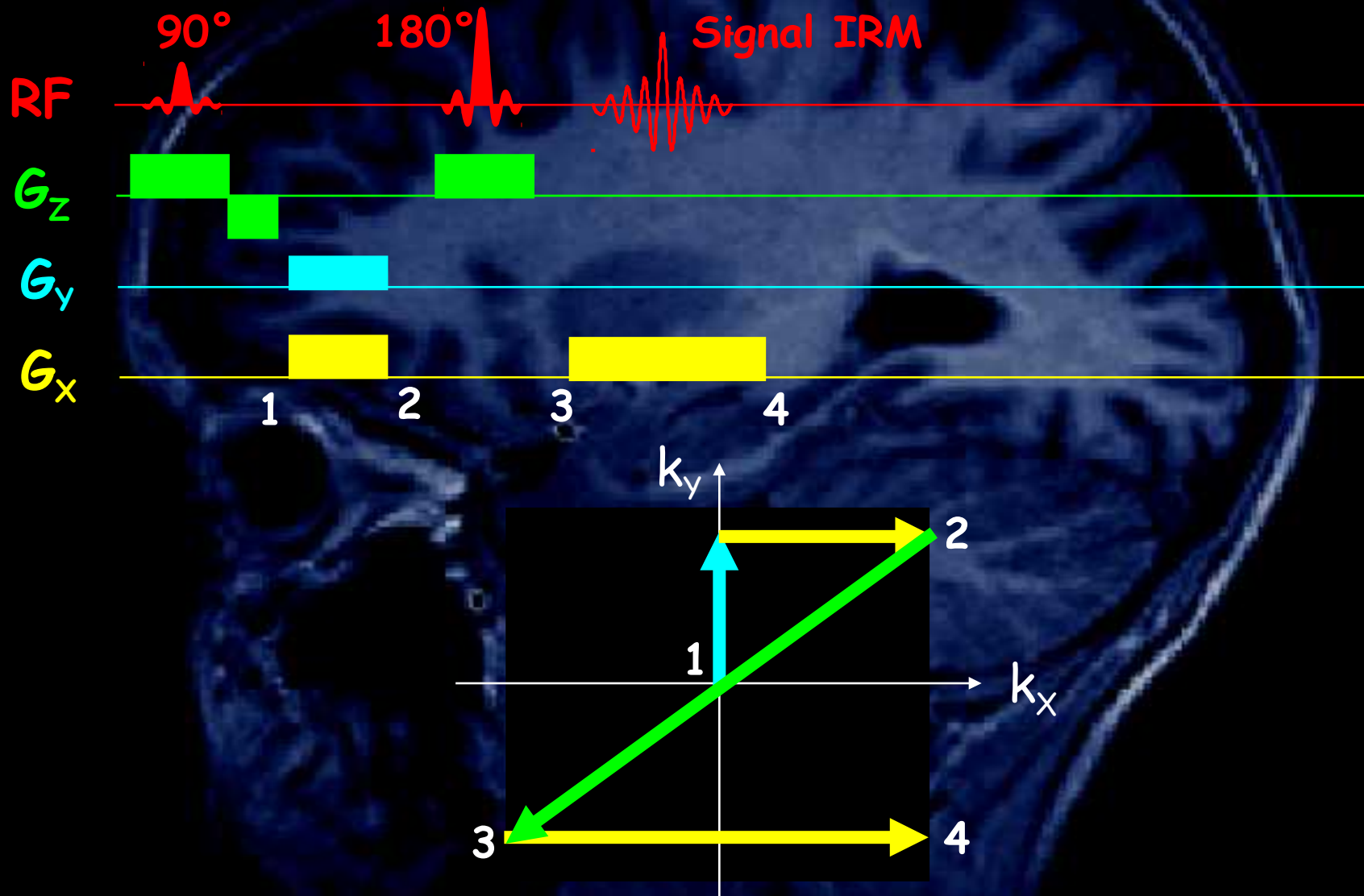
La refocalisation



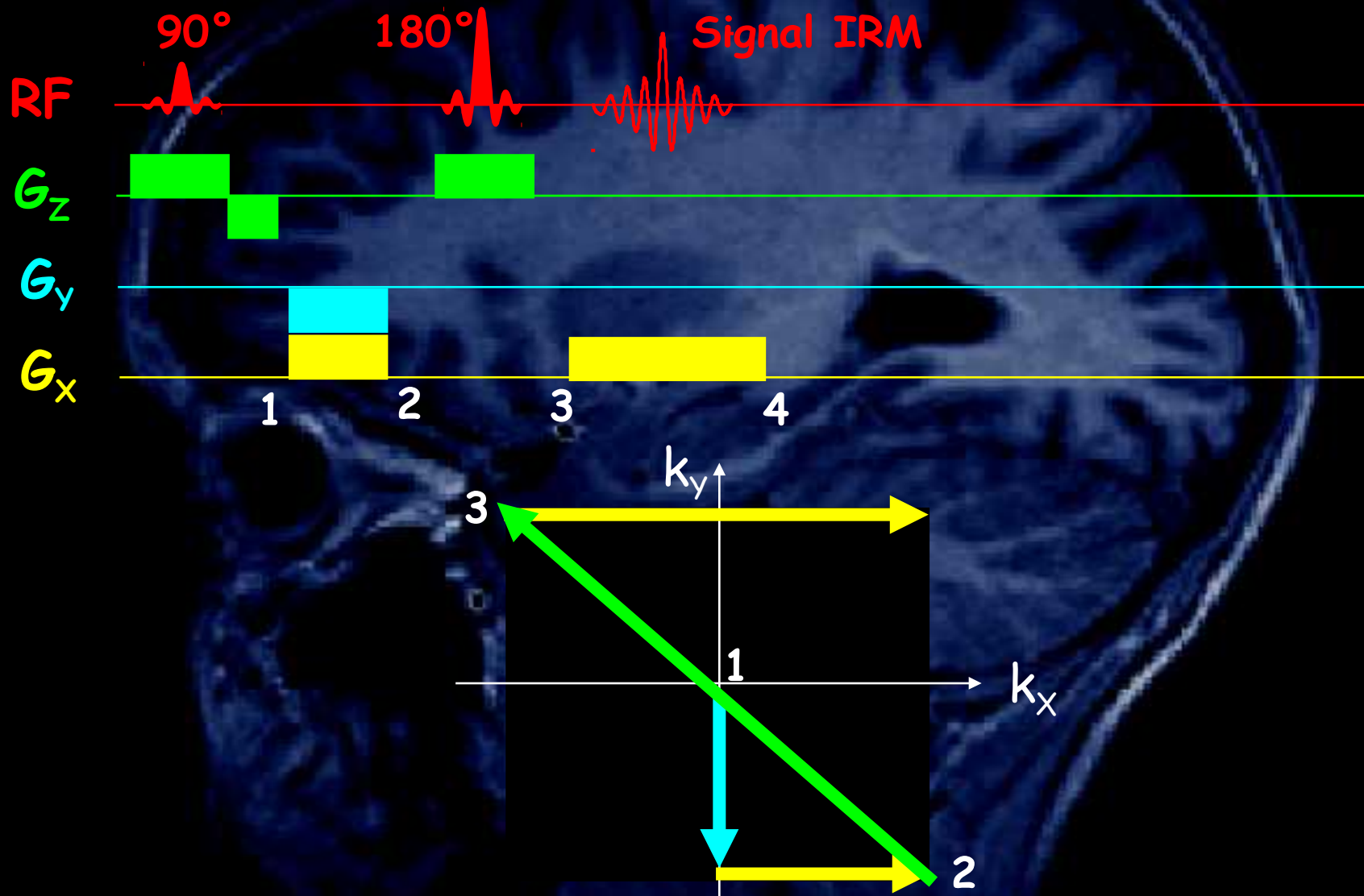
La lecture du signal



La lecture de la ligne suivante



La lecture de dernière ligne

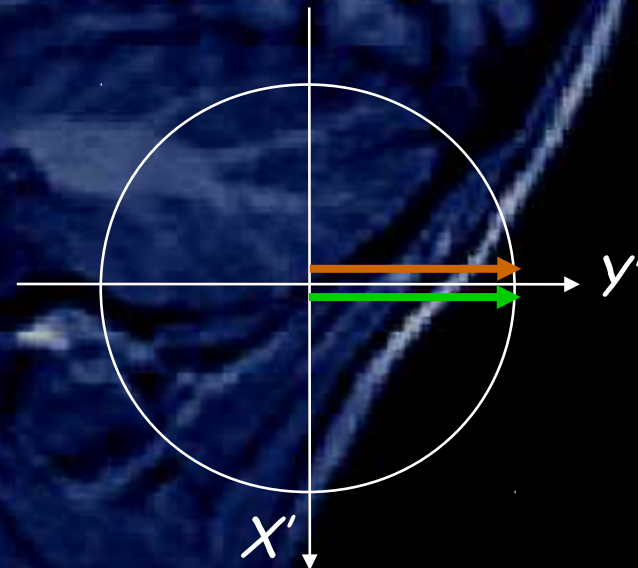


L'écho de spin

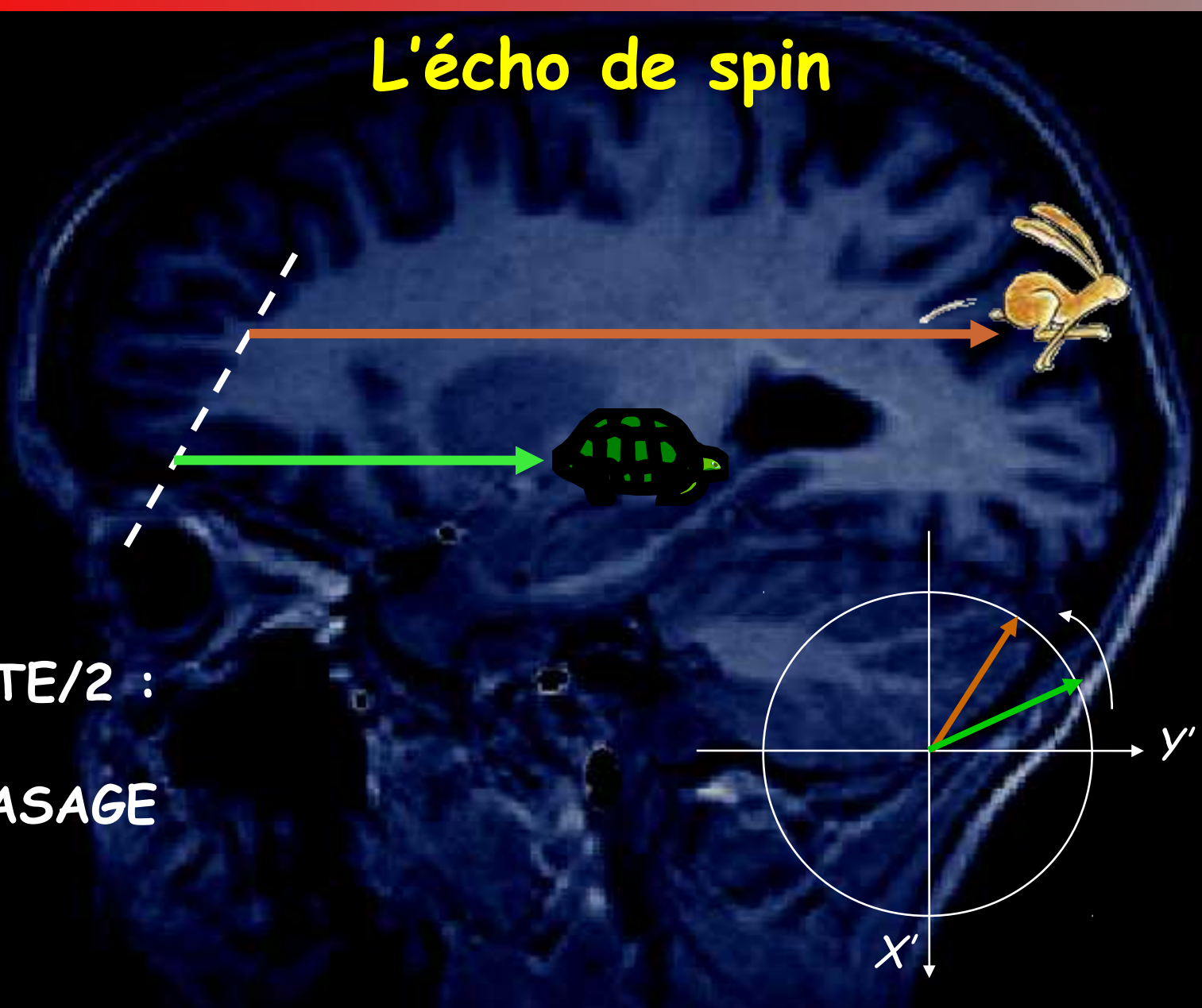


Impulsion de 90°_x :

EXCITATION



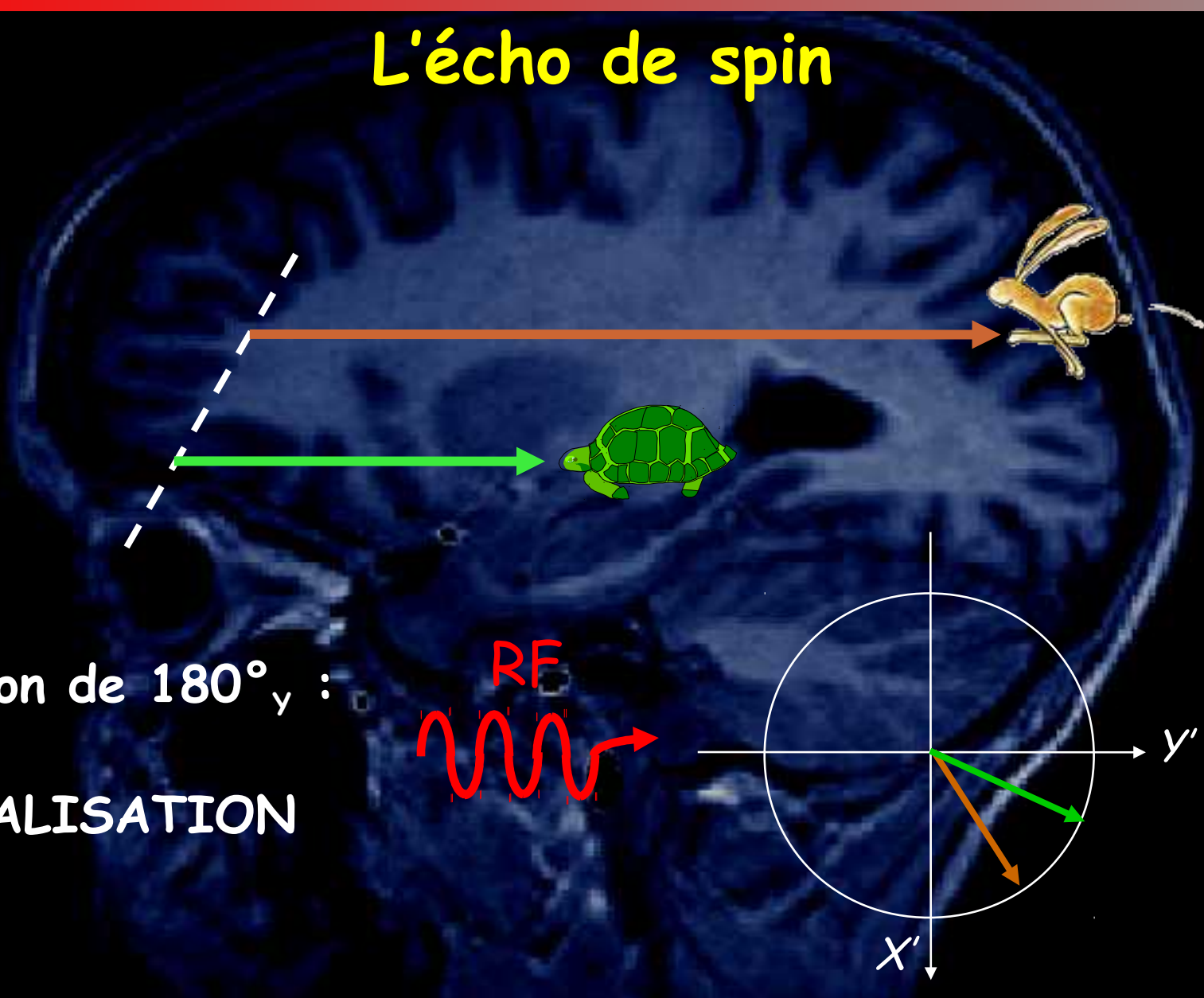
L'écho de spin



Délai $TE/2$:

DEPHASAGE

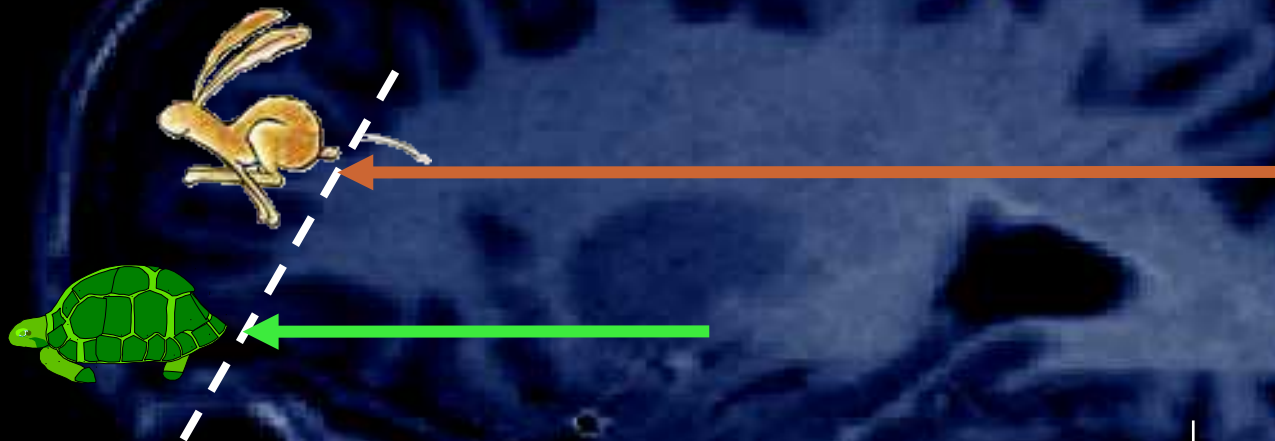
L'écho de spin



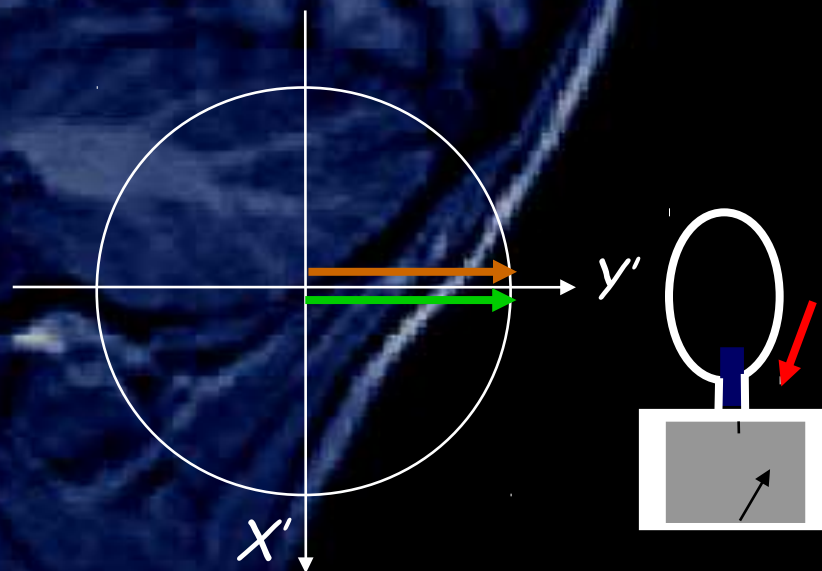
Impulsion de 180°_y :

REFOCALISATION

L'écho de spin

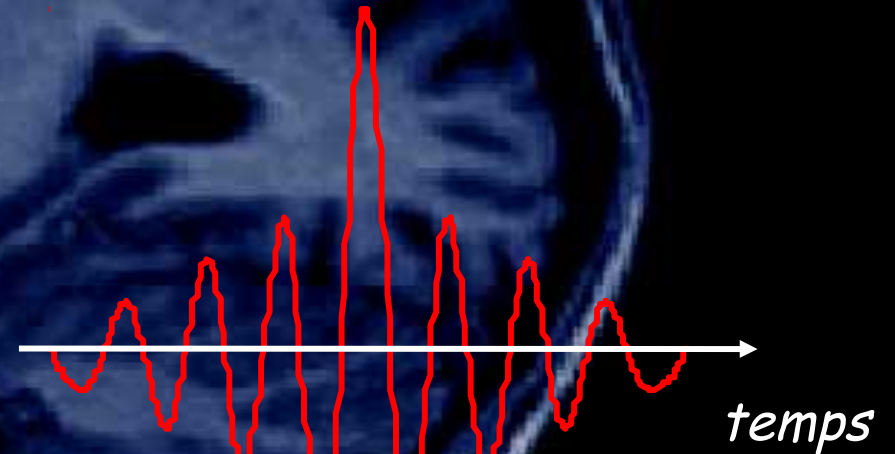


Délai $TE/2$:
REPHASAGE

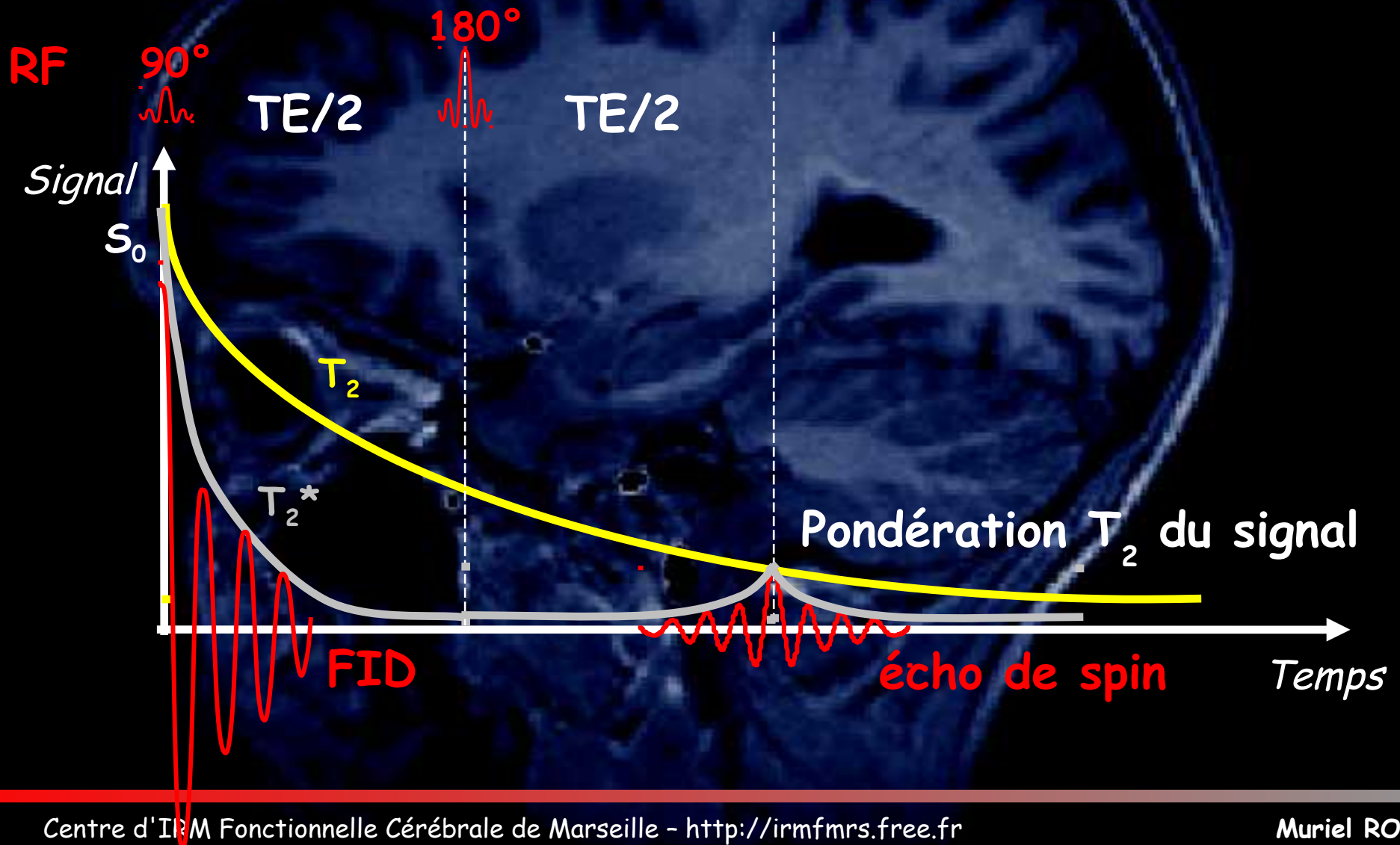


L'écho de spin

Le signal recueilli est un écho
(l'écho de spin)



Le signal d'écho de spin



La classification des séquences

Séquences en

Echo de spin

Echo de gradient

Dépendent de la manière dont la refocalisation est produite



Combinaison de
2 impulsions RF



1 impulsion RF +
gradient de champ bipolaire

Bases de la classification de toutes les séquences d'IRM

La lecture du plan de Fourier

La séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de spin

La séquence d'EPI (Echo Planar Imaging)

Le contraste des images

La séquence d'EPI

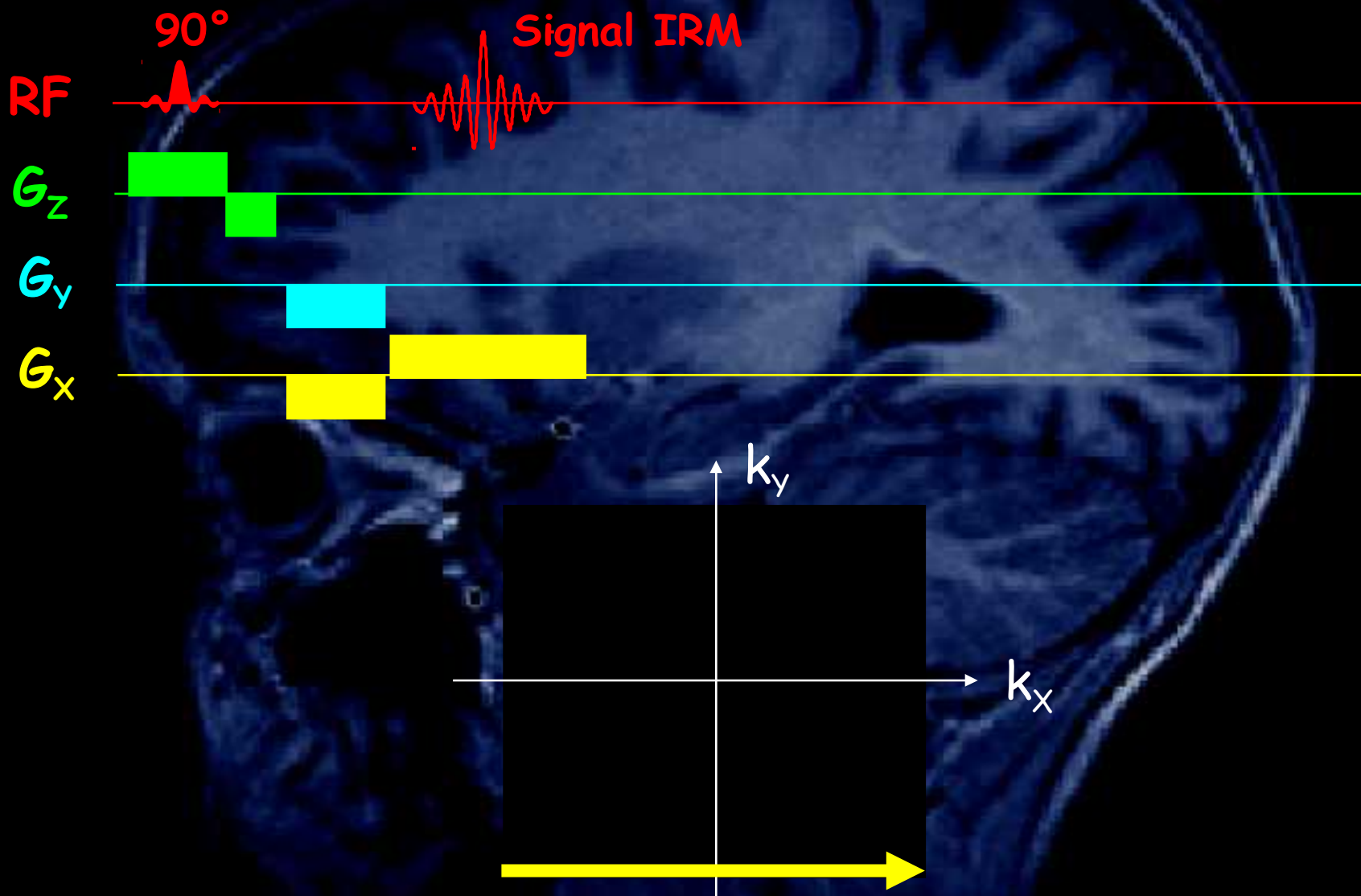
La séquence EPI est basée sur le motif en écho de gradient.

Séquence d'EPI-FID

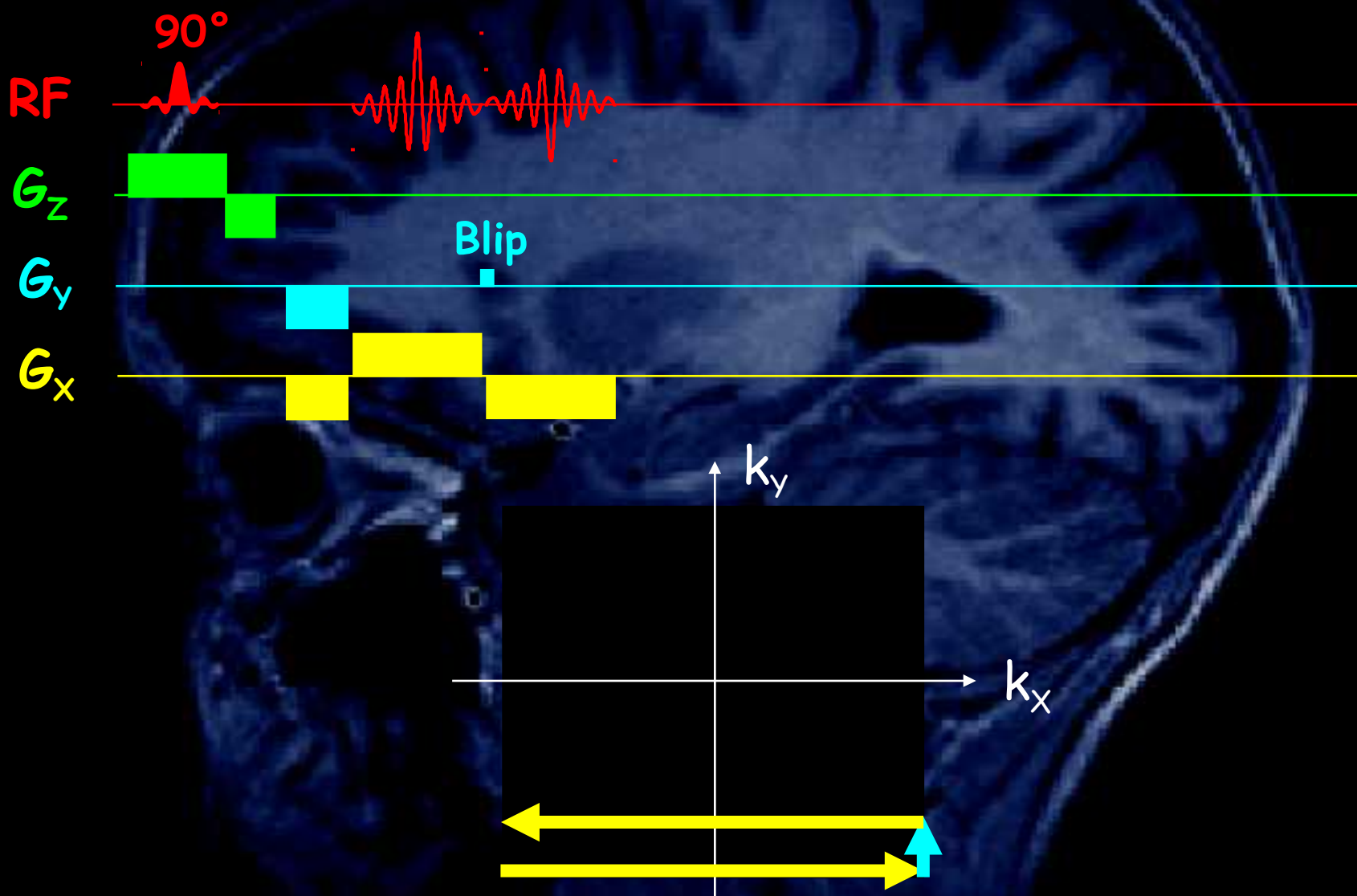
Mais il est possible d'ajouter un motif d'écho de spin devant le train d'impulsions EPI.

Séquence d'EPI-SE

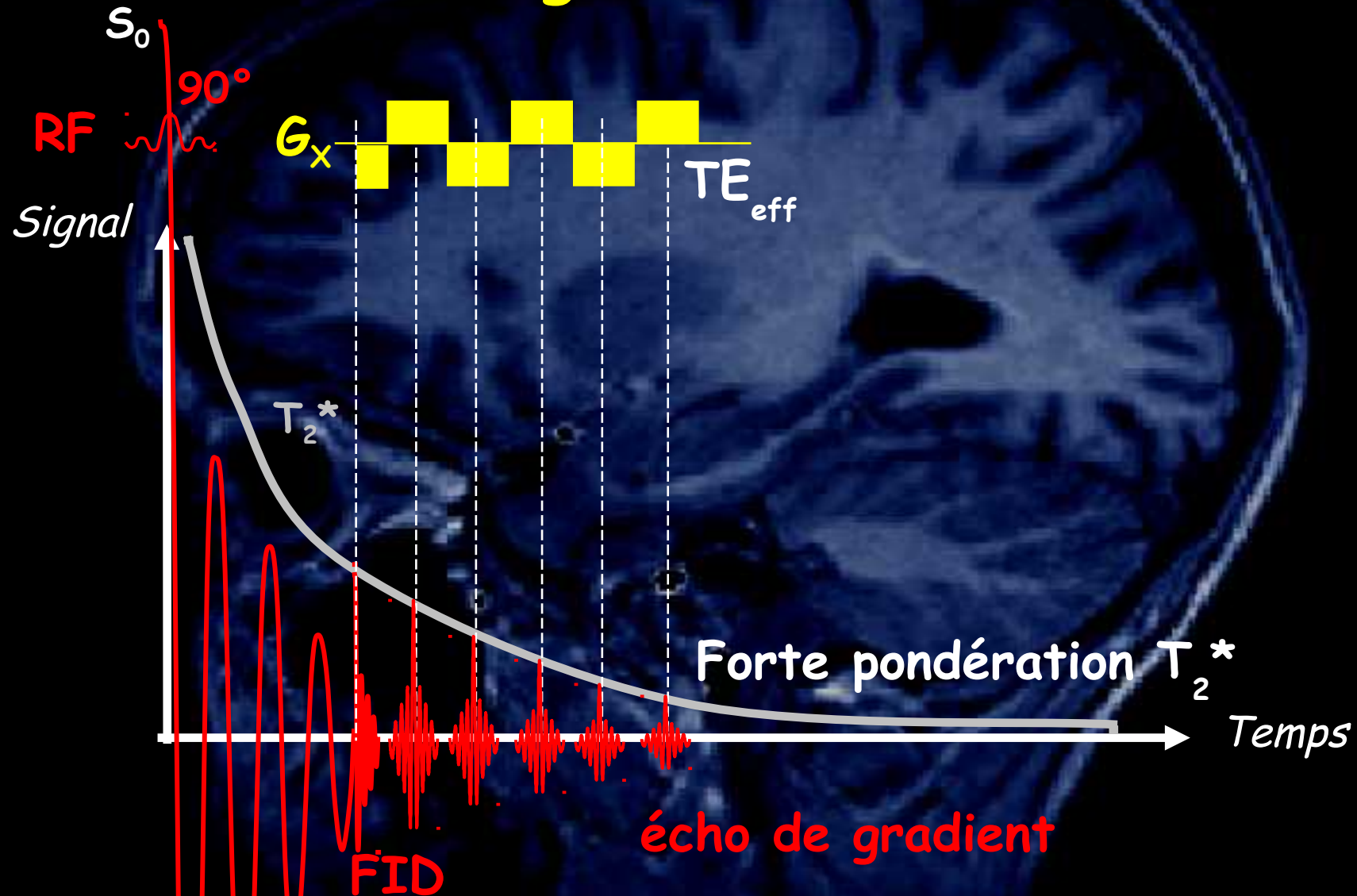
La séquence d'EPI-FID



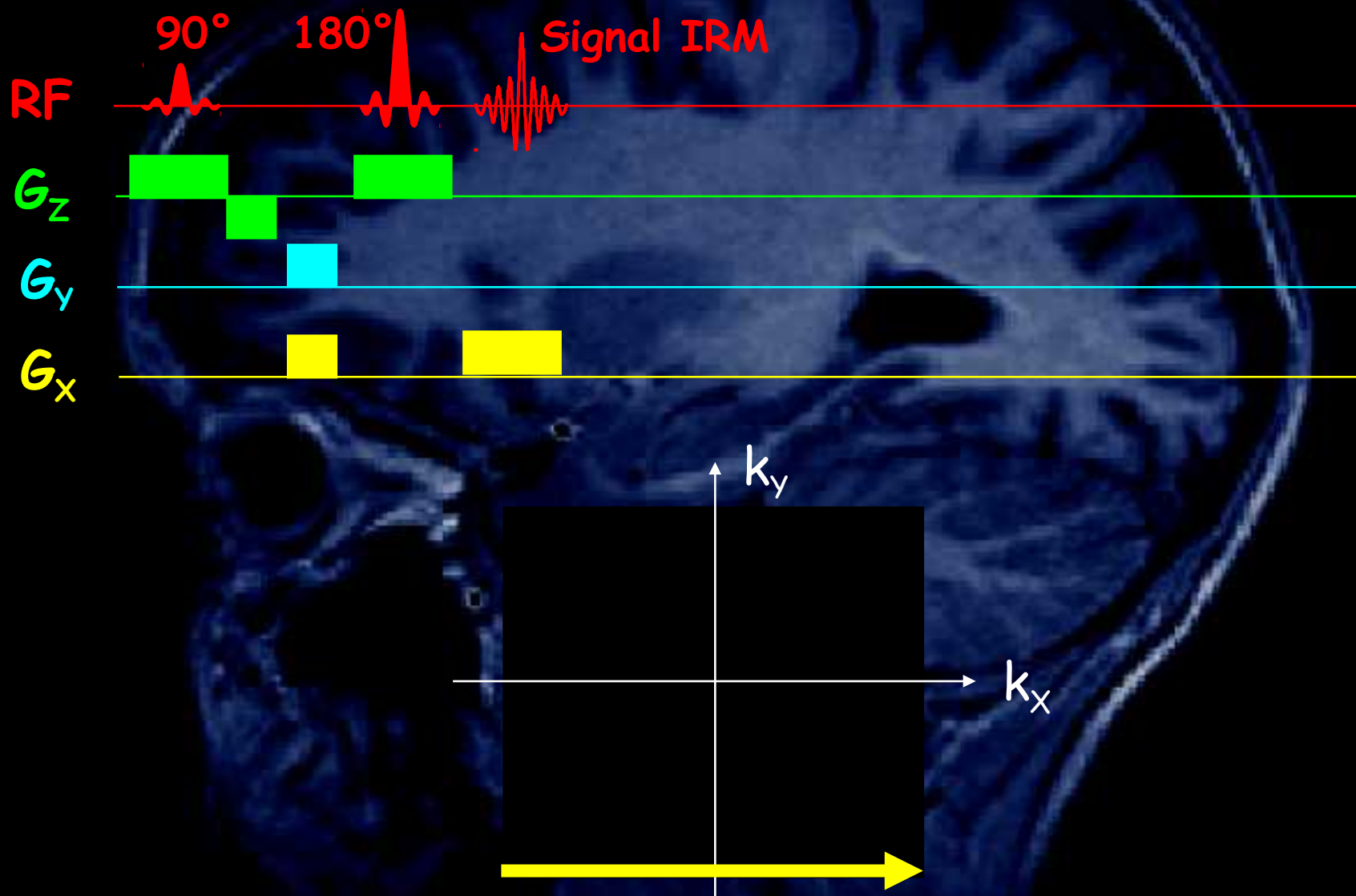
La séquence d'EPI-FID



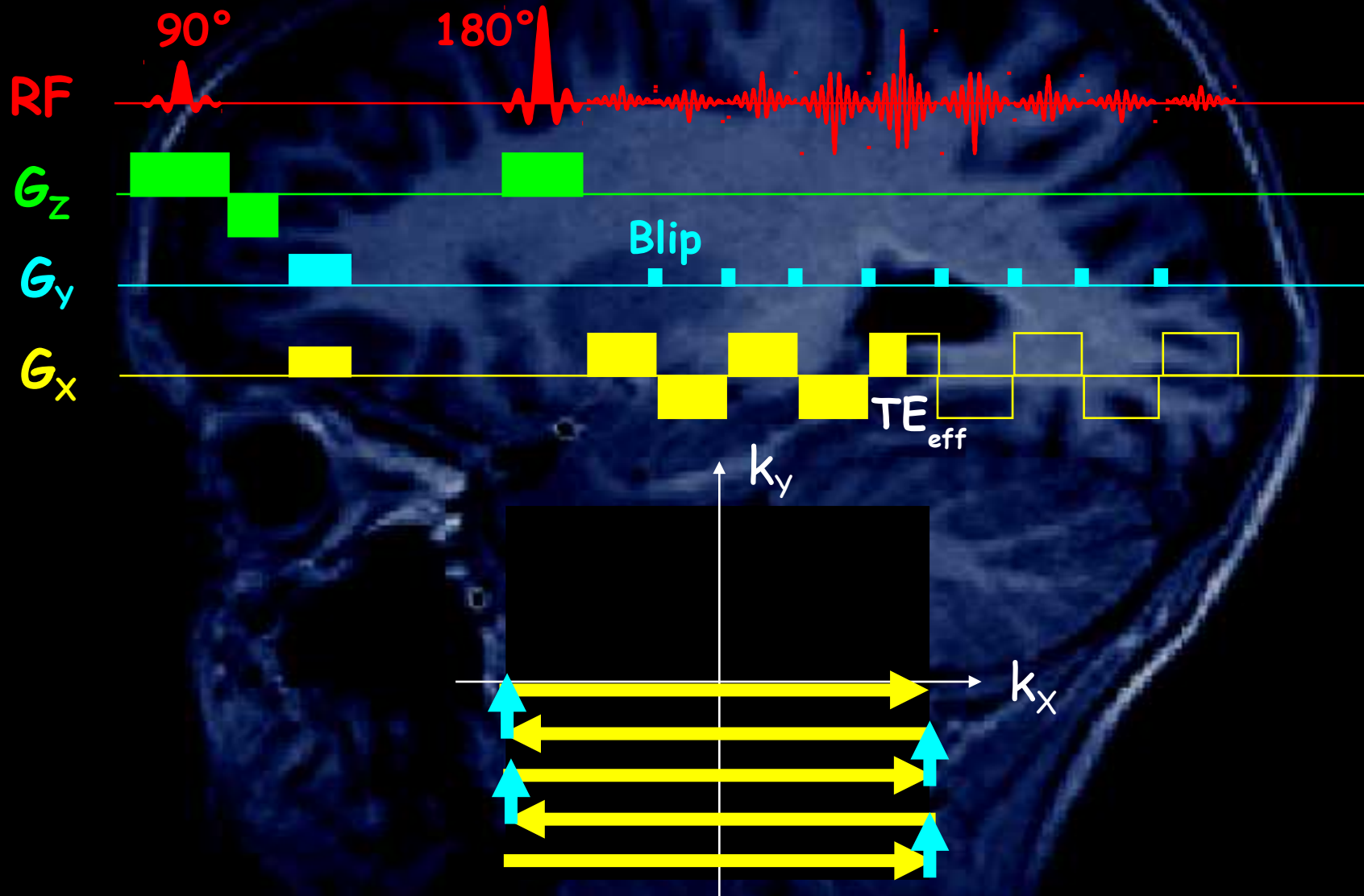
Le signal d'EPI-FID



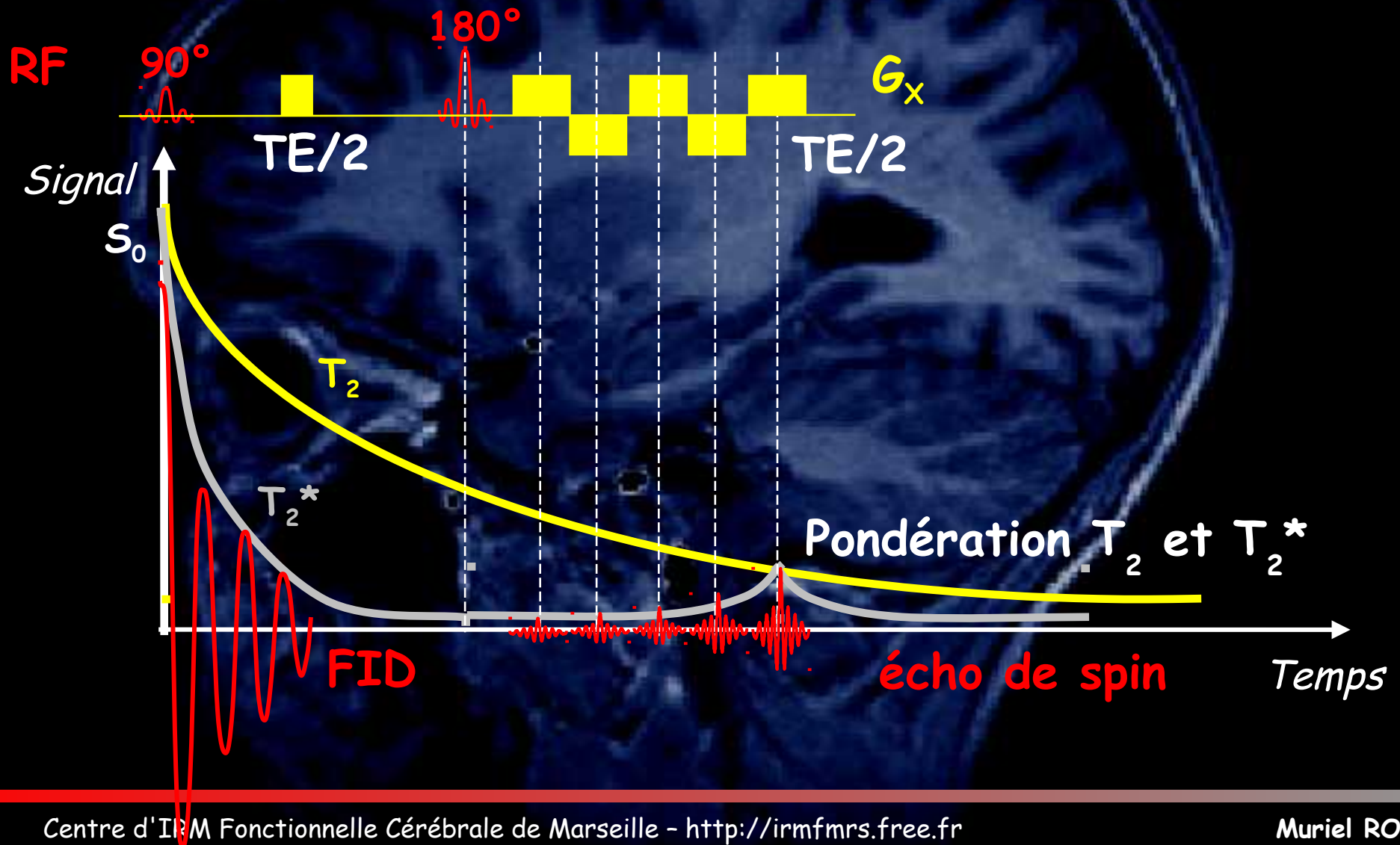
La séquence d'EPI-SE



La séquence d'EPI-SE



Le signal d'écho de spin



La lecture du plan de Fourier

La séquence d'écho de gradient

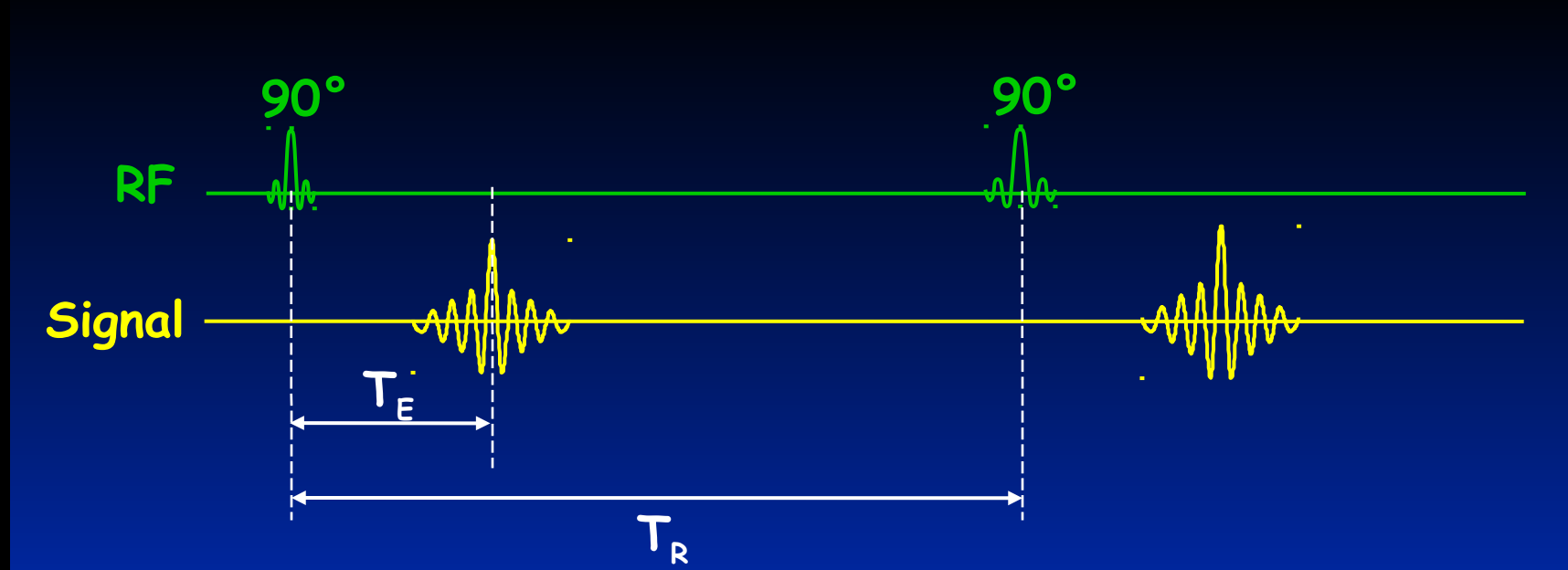
La séquence d'écho de spin

La séquence d'EPI (Echo Planar Imaging)

Le contraste des images

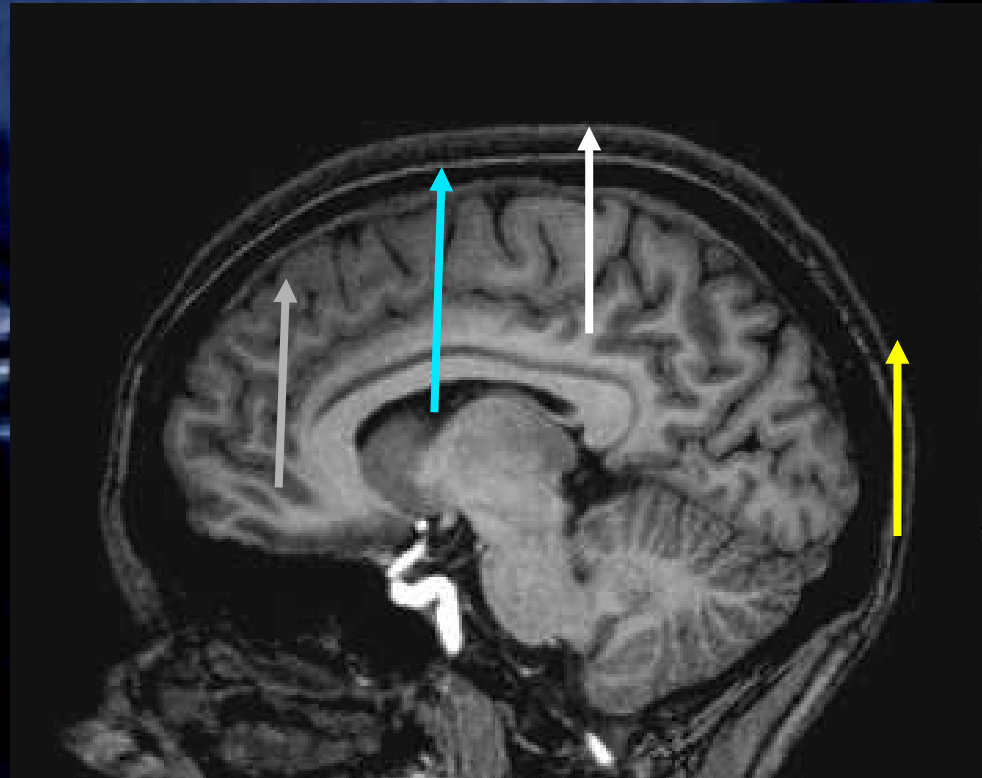
Le contraste du signal va dépendre du choix des paramètres de la séquence d'imagerie :

T_E (temps d'écho = délai entre le 90° et le centre de l'écho),
 T_R (temps de répétition = délai entre deux impulsions de 90°).



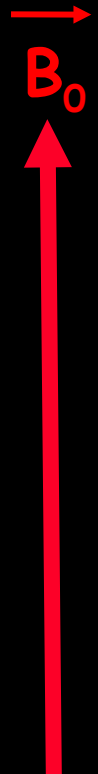
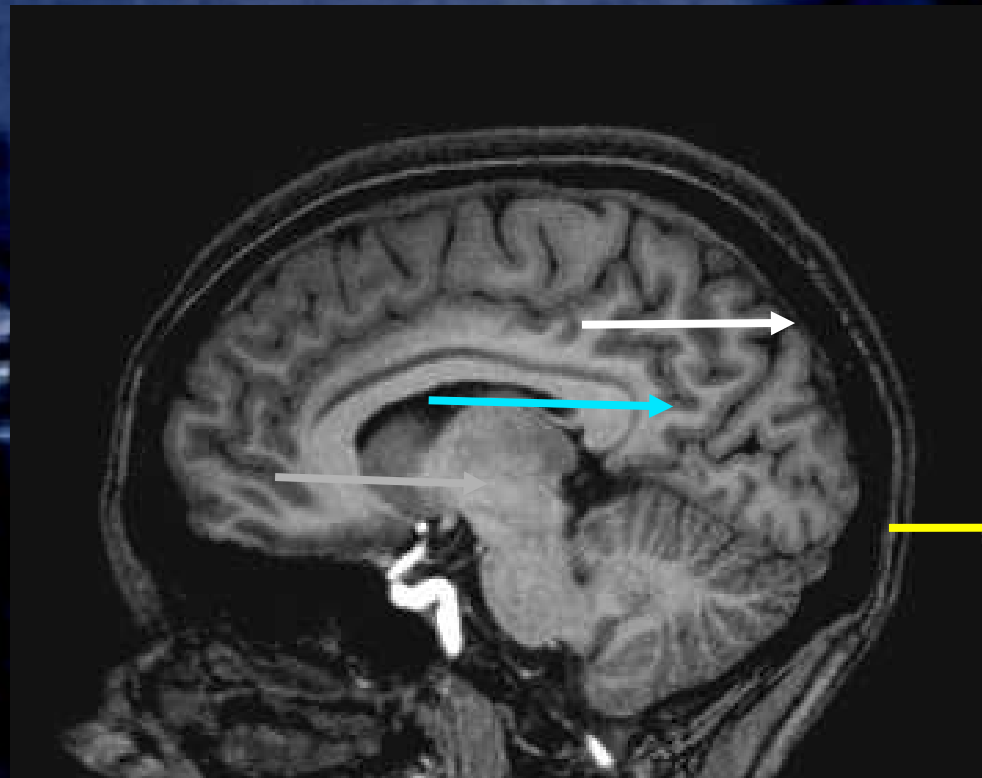
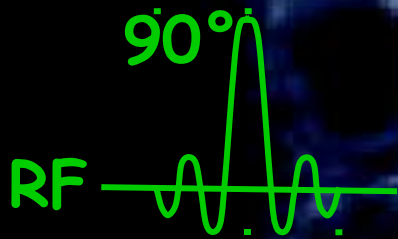
Etat d'équilibre

Aimantations proportionnelles à la densité des spins dans les différents tissus.



Excitation

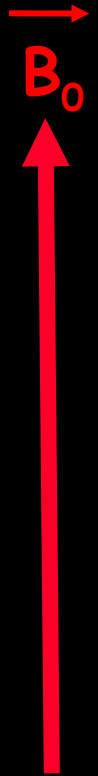
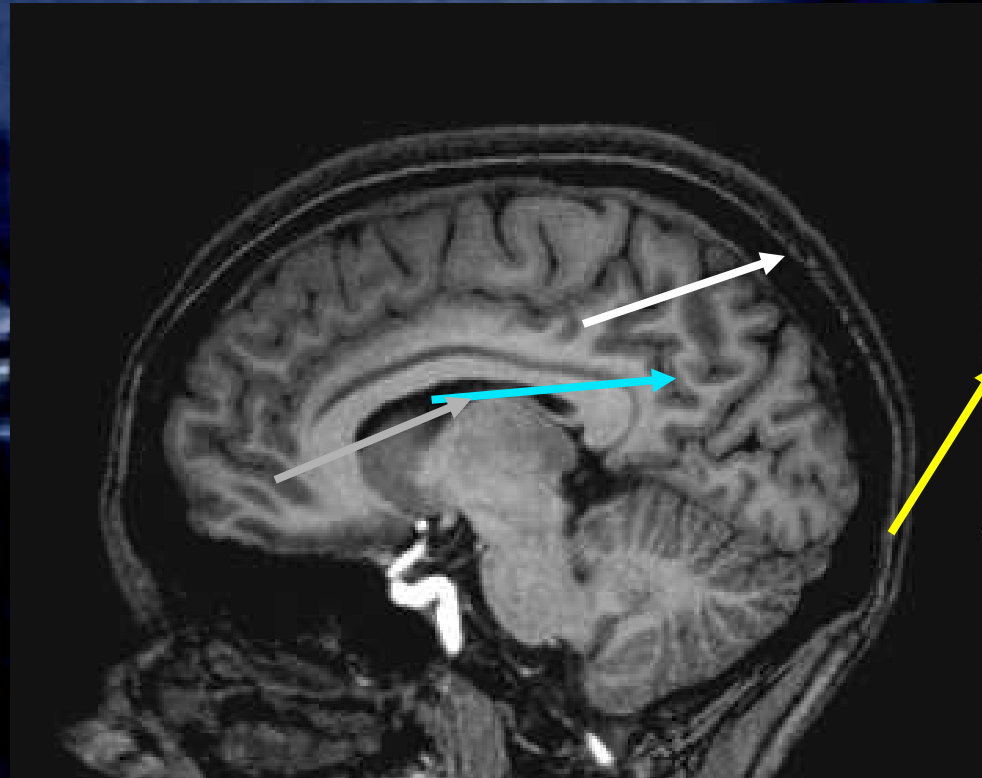
Basculement des aimantations dans le plan transverse.



Délai avant l'acquisition du signal

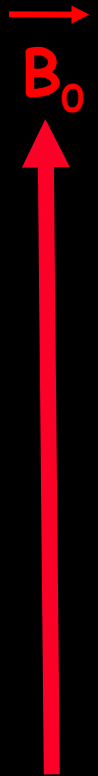
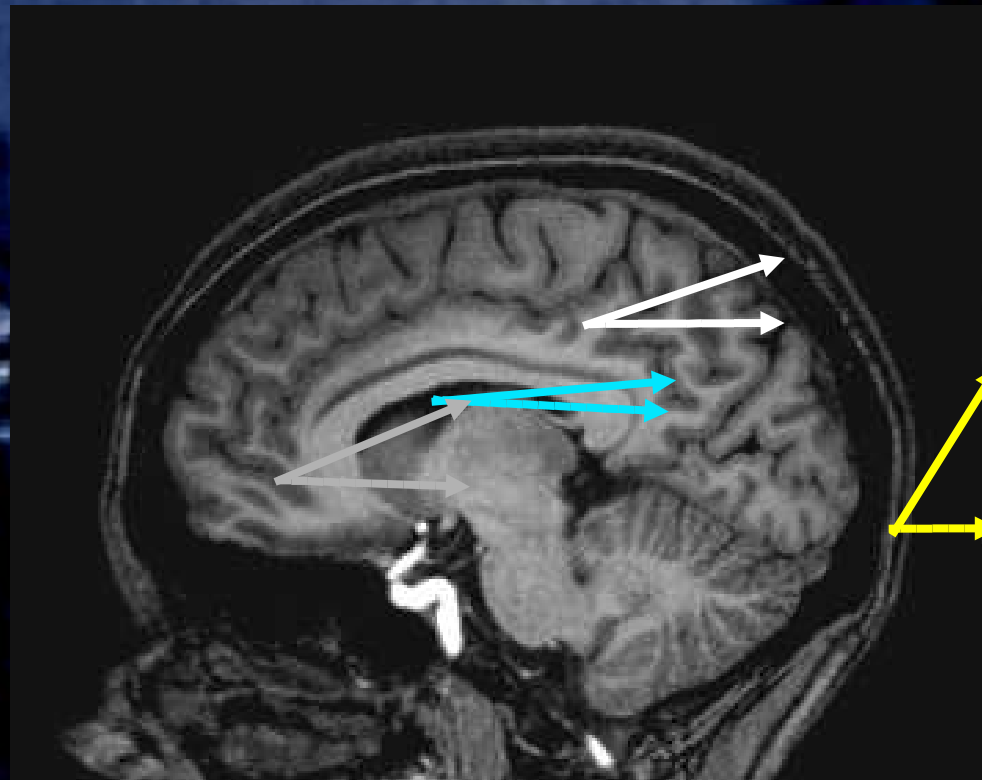
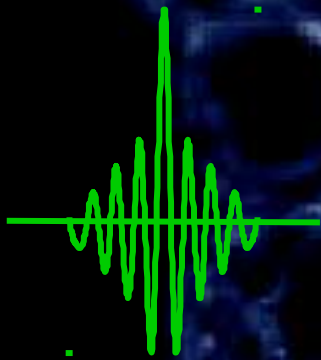
Pendant le délai T_E , relaxation des spins dépendante du type de tissu.

Délai T_E



Acquisition du signal

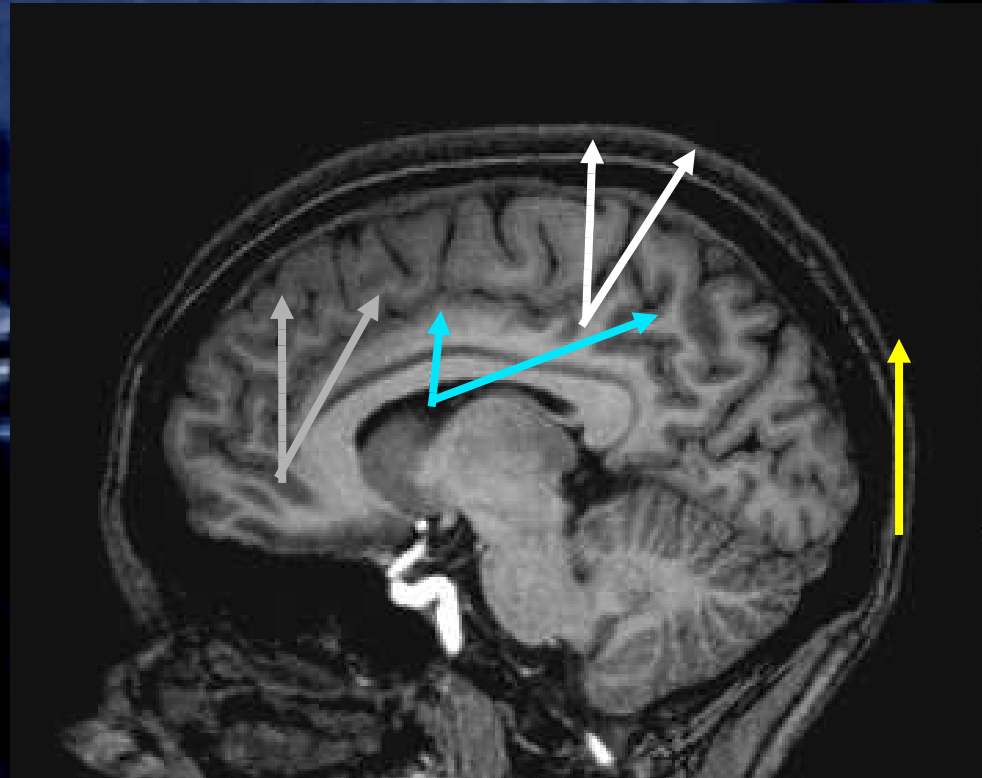
Lecture du signal (composantes transverses des aimantations).



Retour à l'état d'équilibre

Pendant le délai T_R , relaxation des spins dépendante du type de tissu.

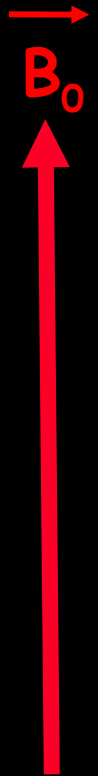
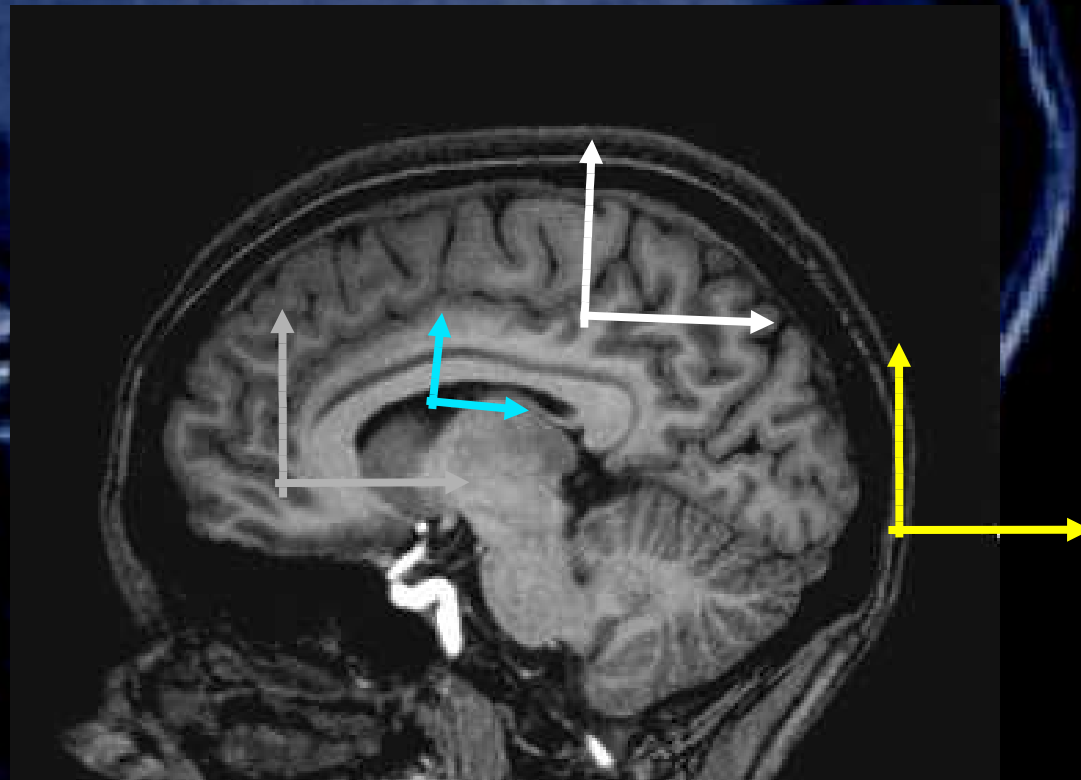
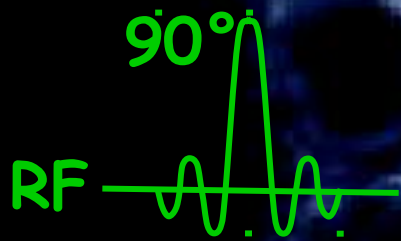
Délai T_R



B_0

Excitation suivante

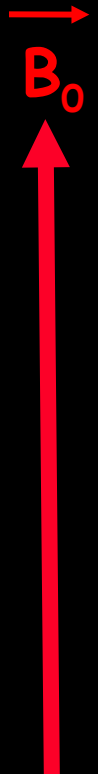
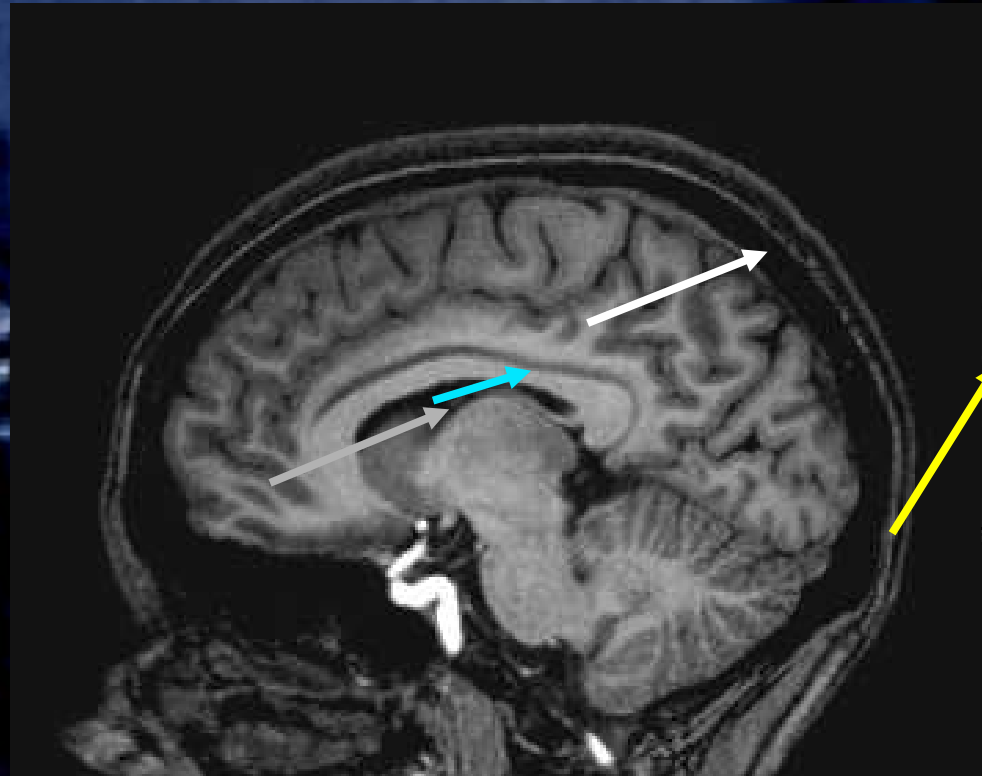
Basculement de la composante longitudinale des aimantations dans le plan transverse.



Délai avant l'acquisition

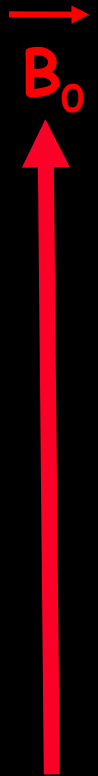
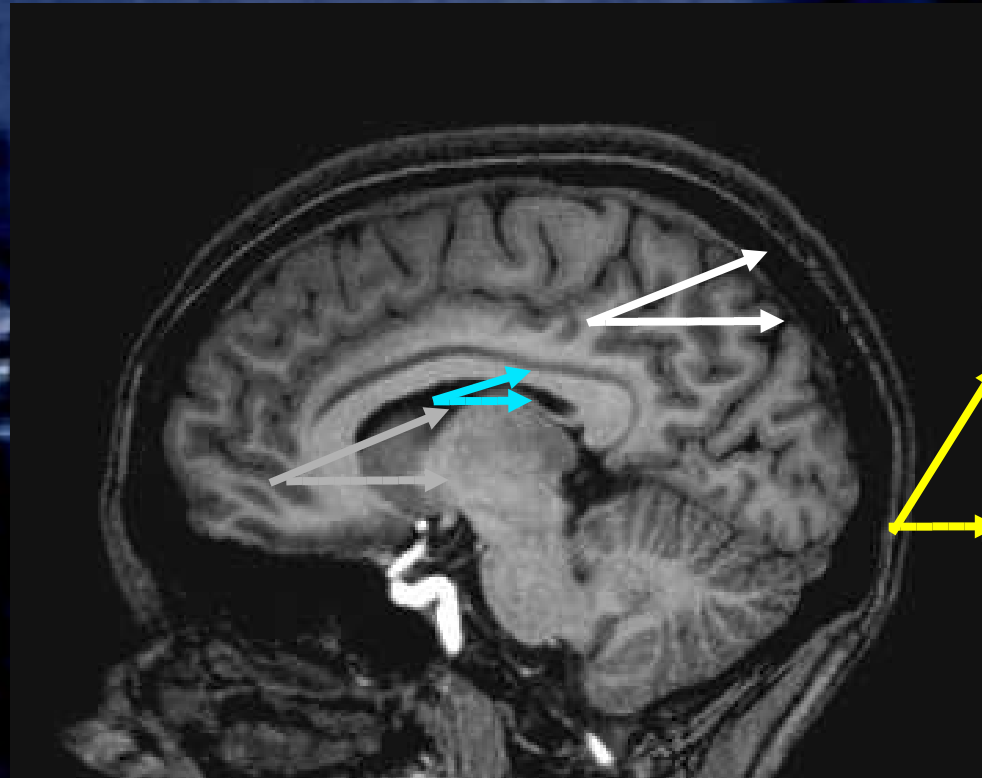
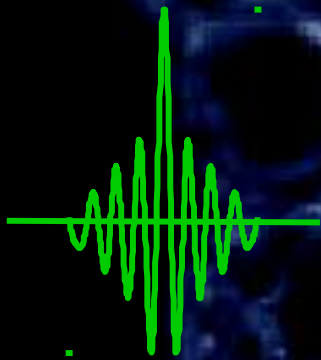
Pendant le délai T_E , relaxation des spins dépendante du type de tissu.

Délai T_E



Acquisition du signal

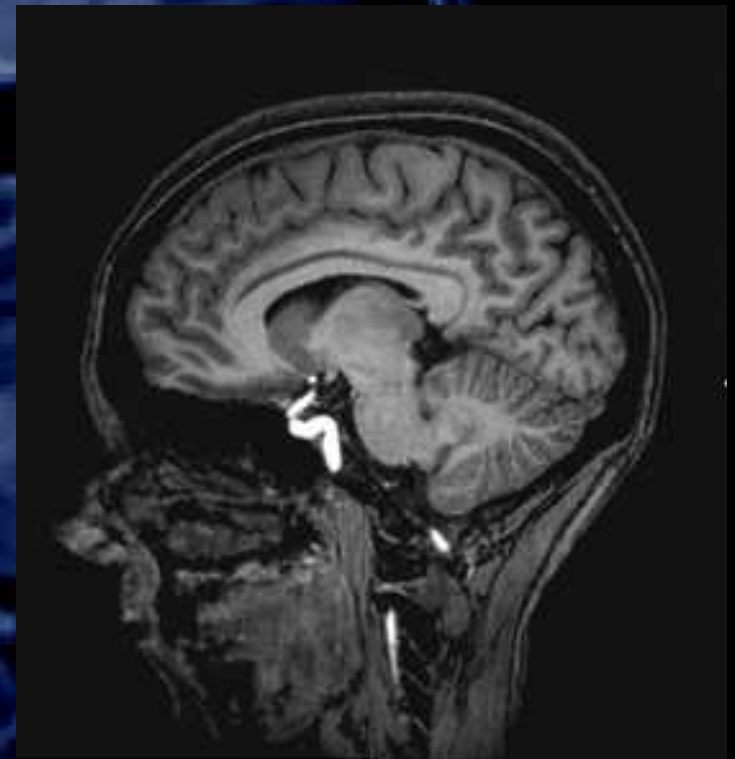
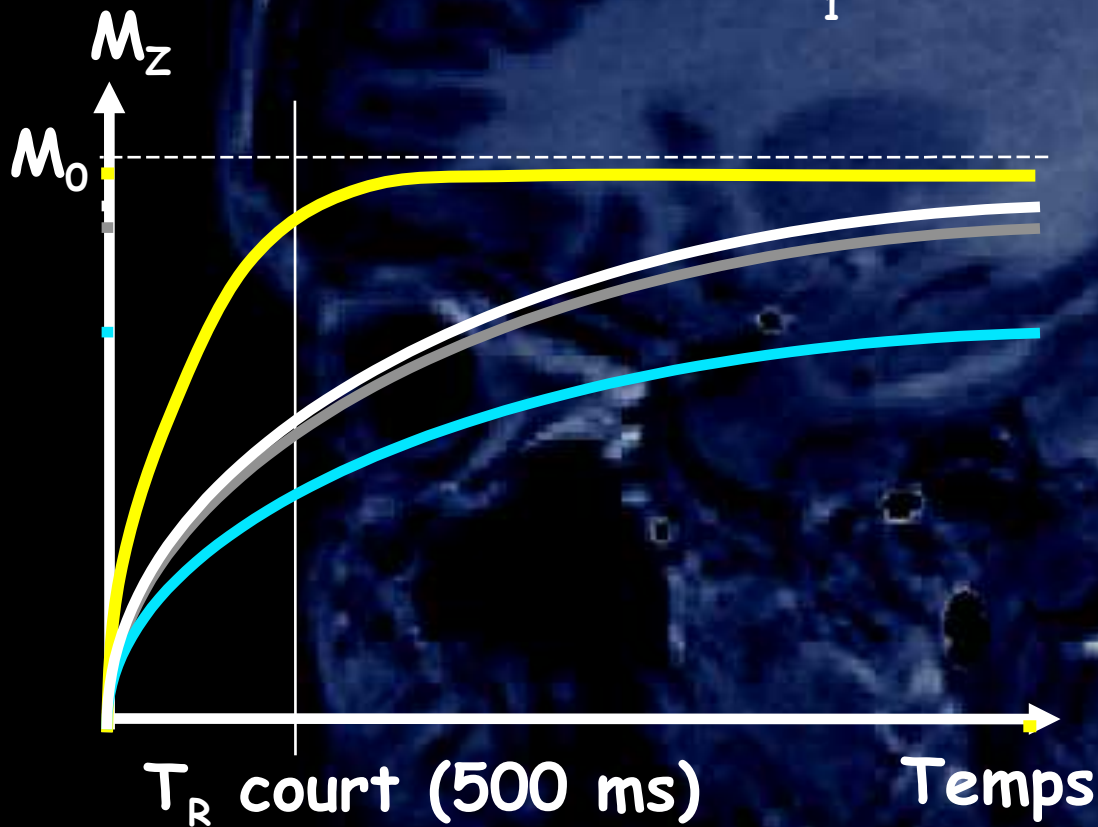
Lecture du signal (composantes transverses des aimantations).



Pondération T_1

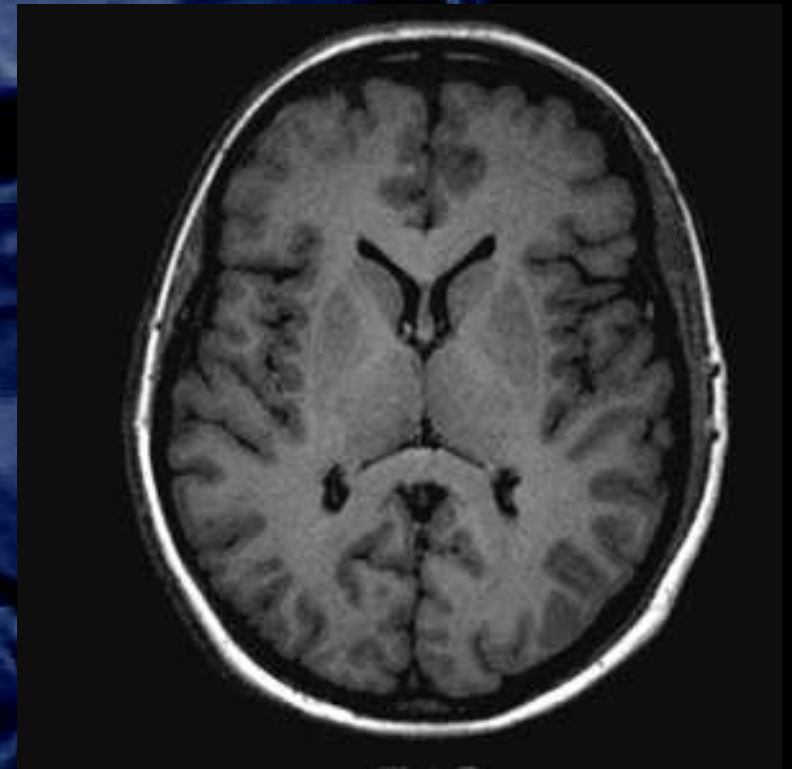
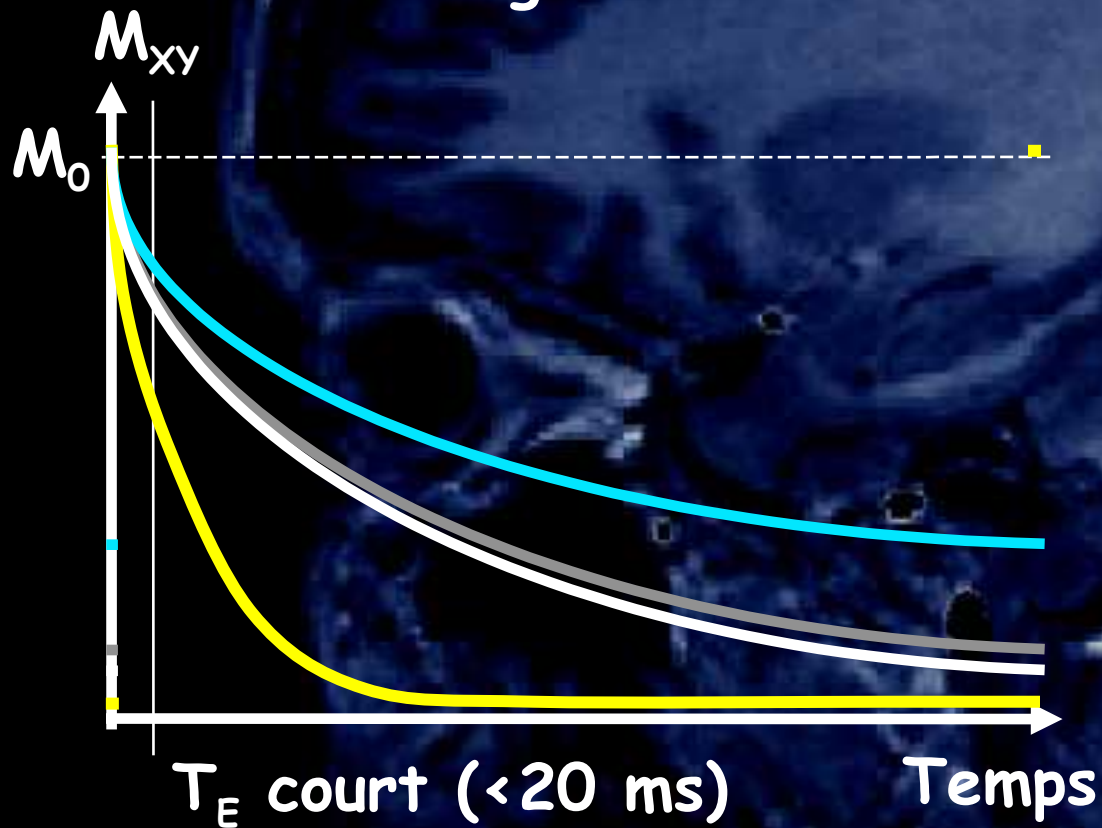
Tissus de T_1 long : signal faible

Tissus de T_1 court : signal fort



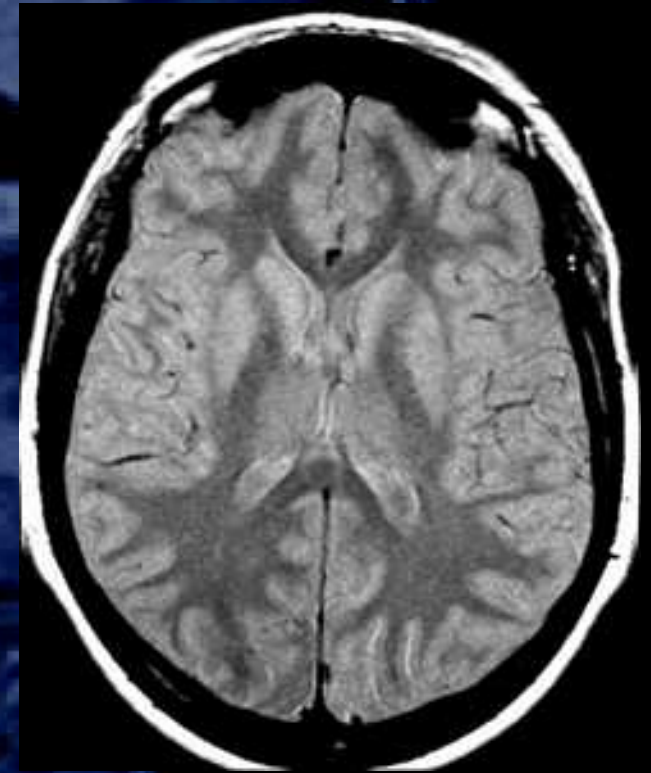
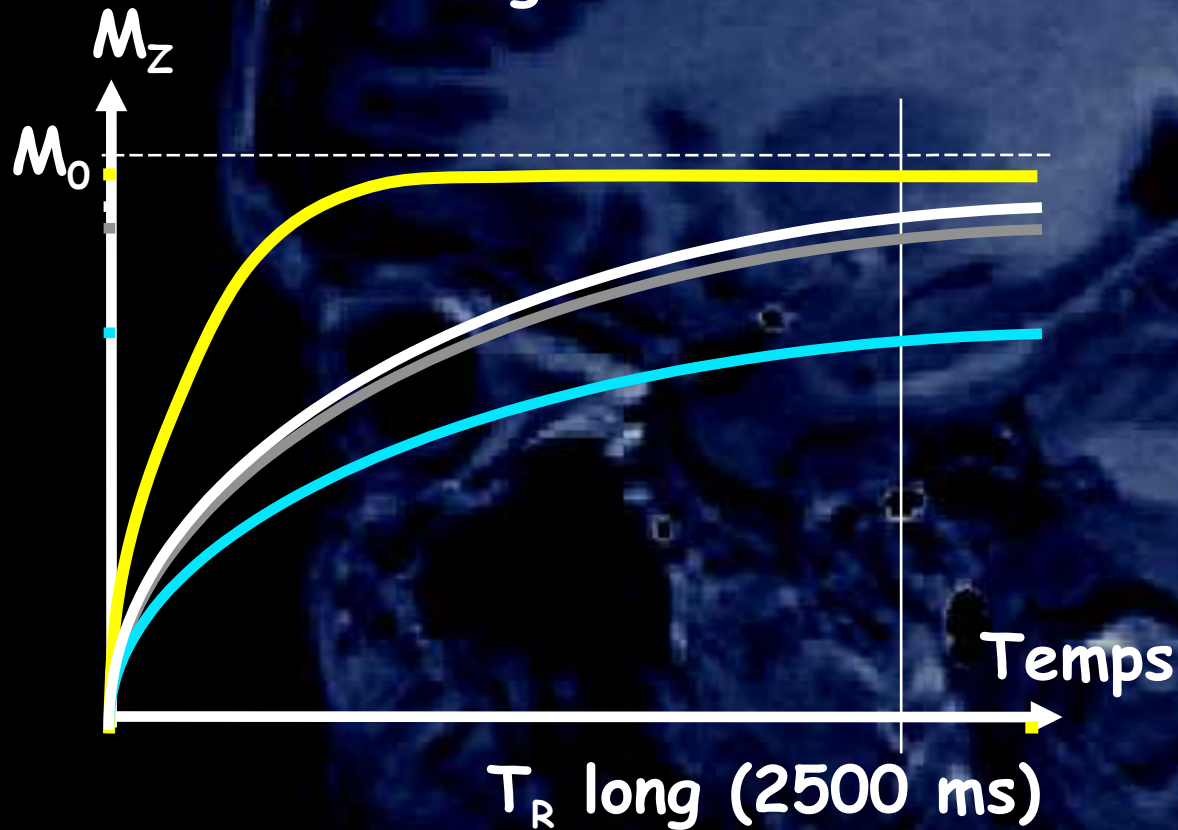
Pondération T_1

Tissus de T_2 court ou long :
signal fort



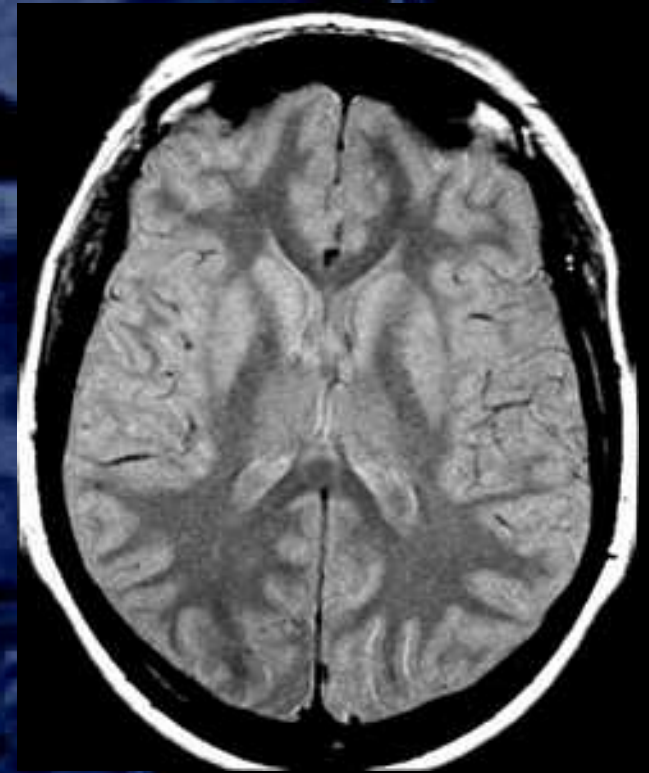
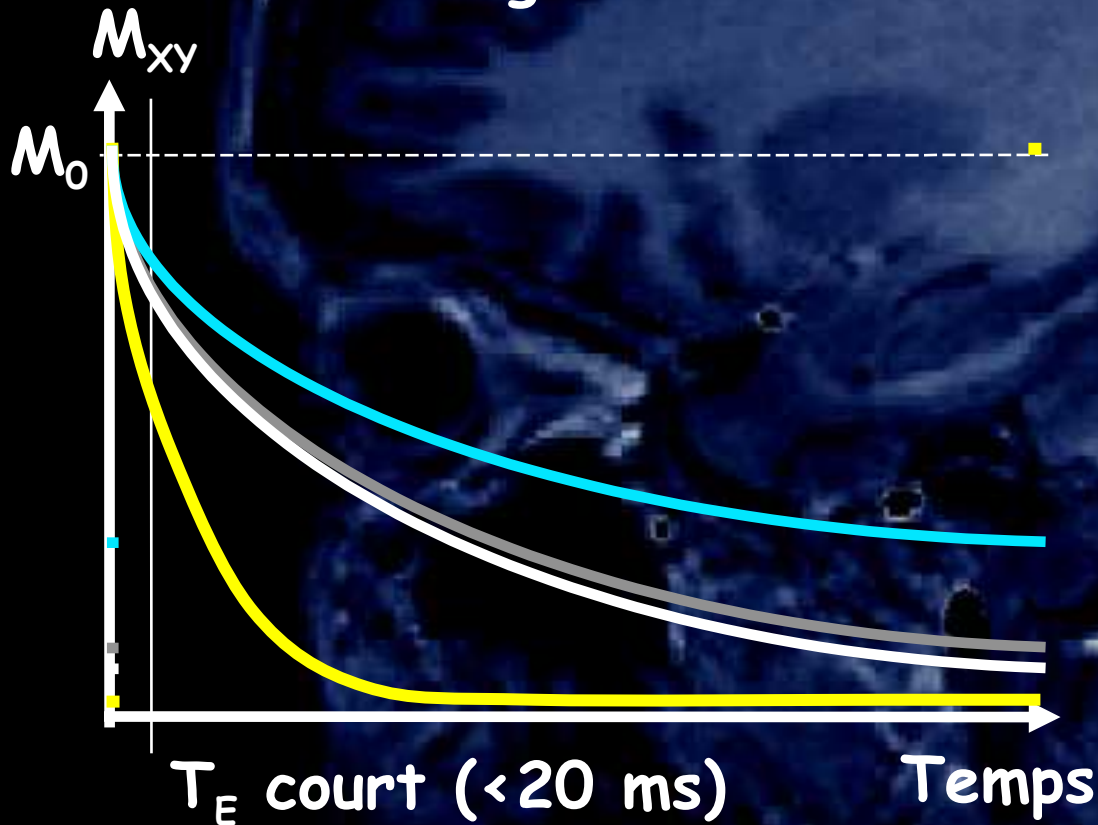
Pondération DP (Densité de Proton)

Tissus de T_1 court ou long :
signal fort



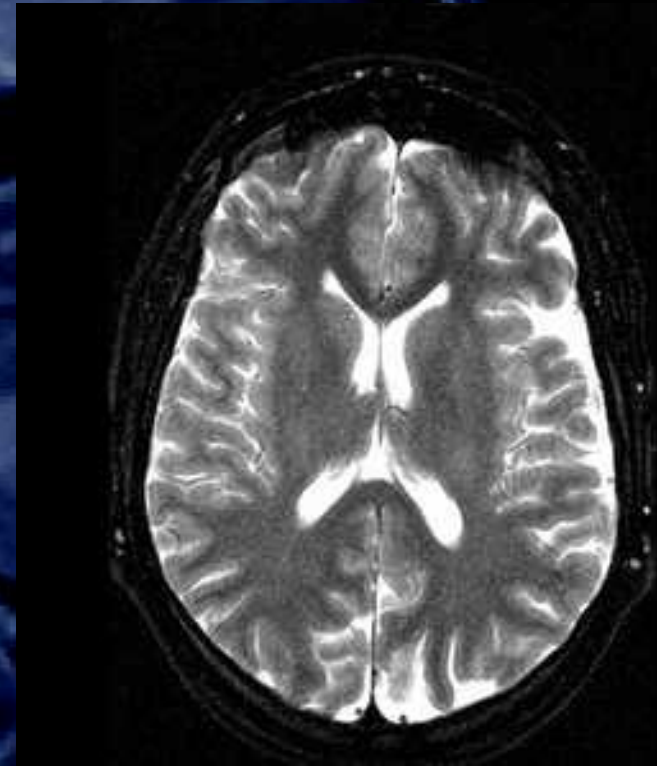
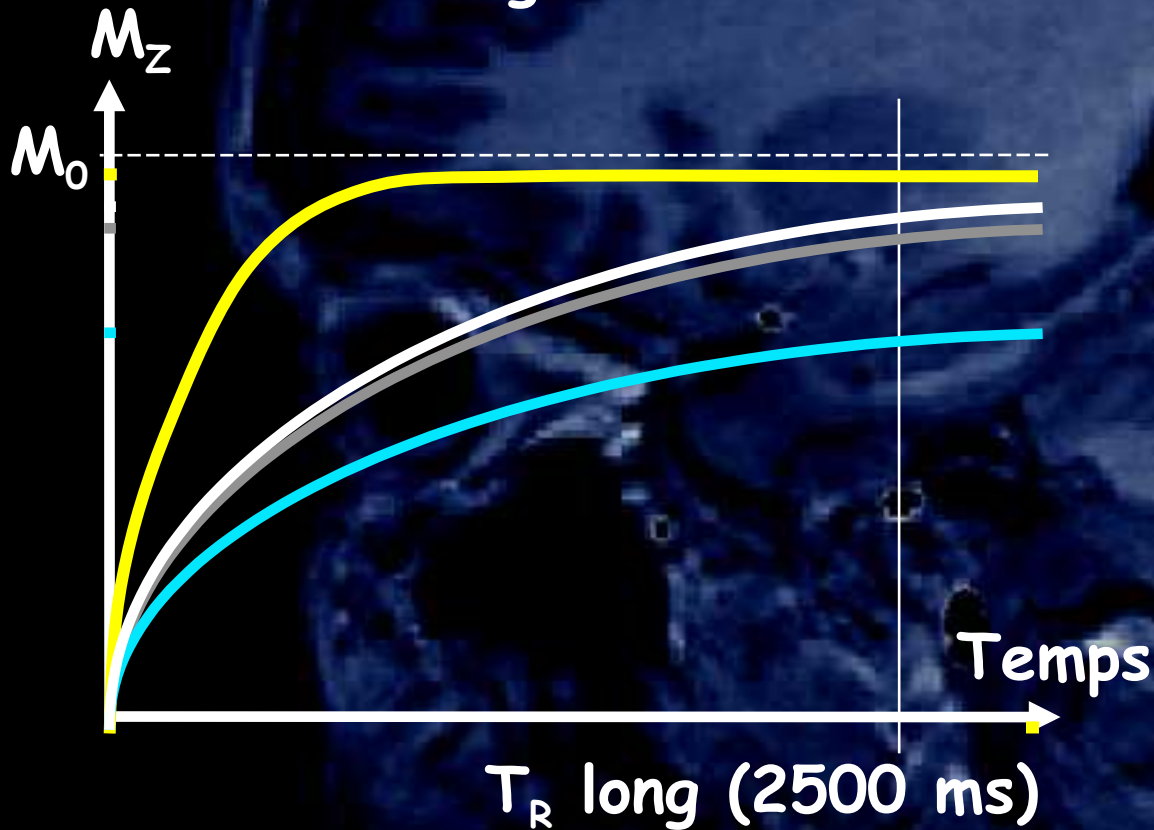
Pondération DP (Densité de Proton)

Tissus de T_2 court ou long :
signal fort



Pondération T_2

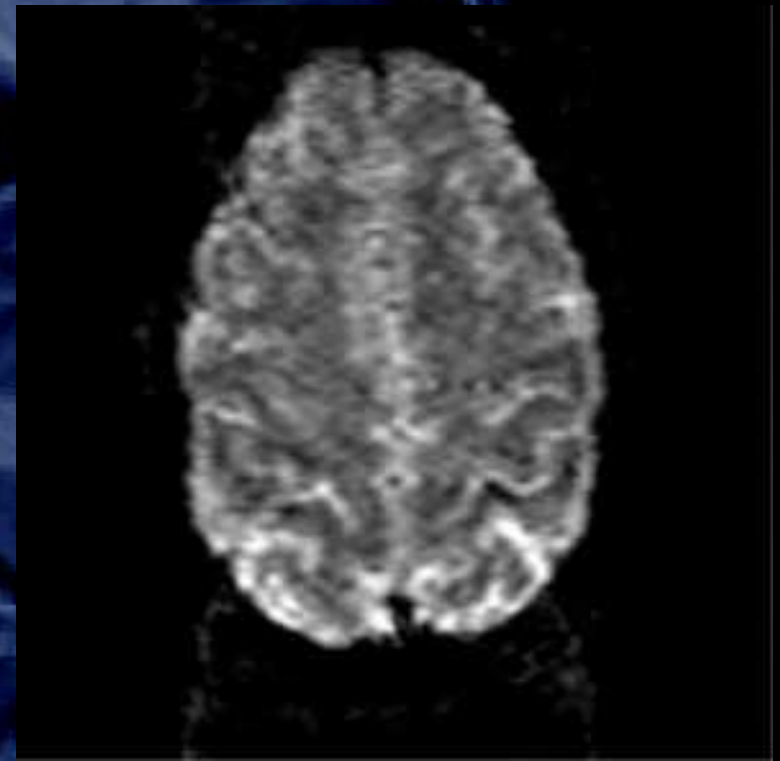
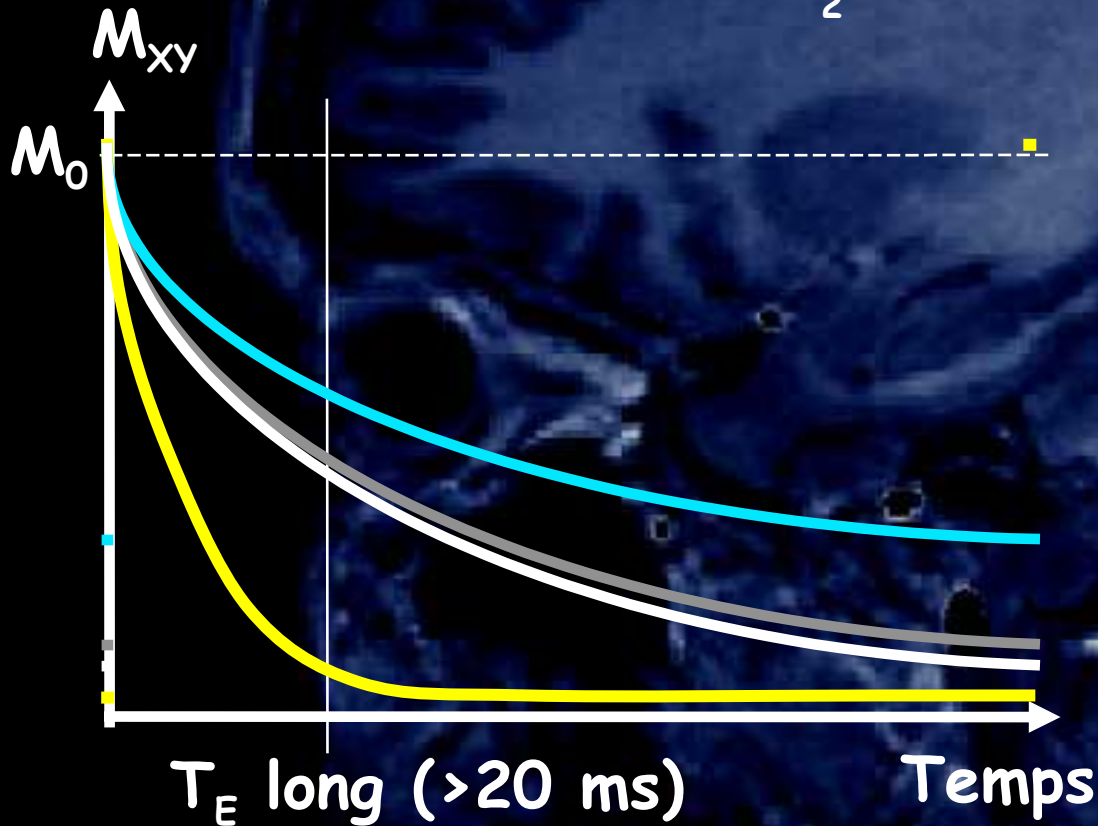
Tissus de T_1 court ou long :
signal fort



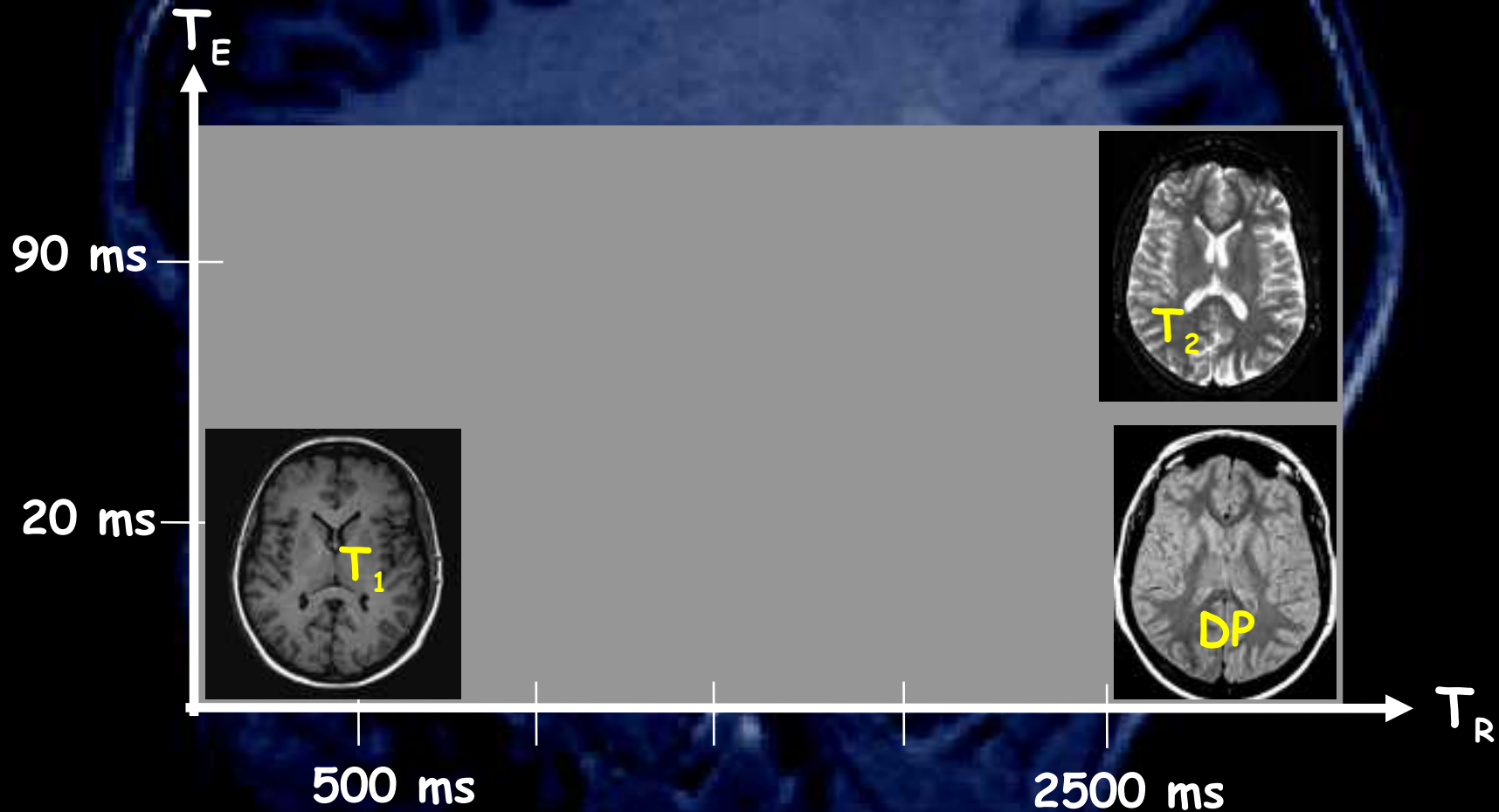
Pondération T_2

Tissus de T_2 long : signal fort

Tissus de T_2 court : signal faible

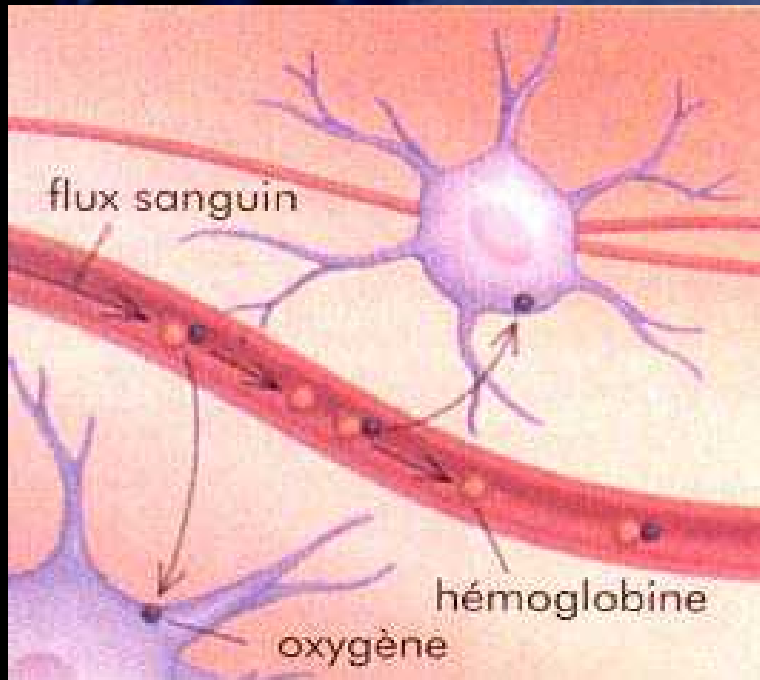


Séquence d'écho de spin

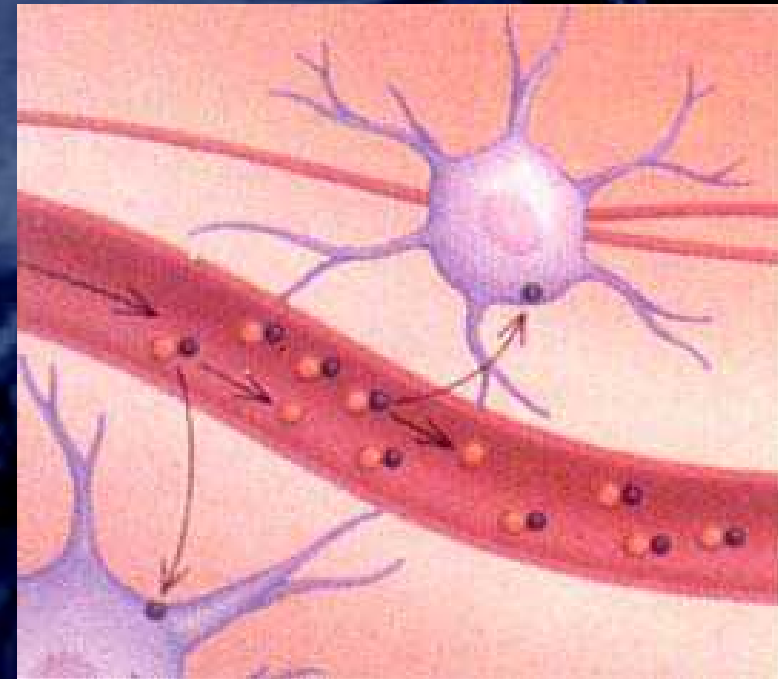


L'activité hémodynamique

REPOS



ACTIVATION



- Oxygène
- Hémoglobine

Capillaire

L'activité hémodynamique

REPOS



ACTIVATION

Forte augmentation : du volume sanguin
du débit sanguin
de l'apport en O_2

Faible augmentation : de la consommation en O_2

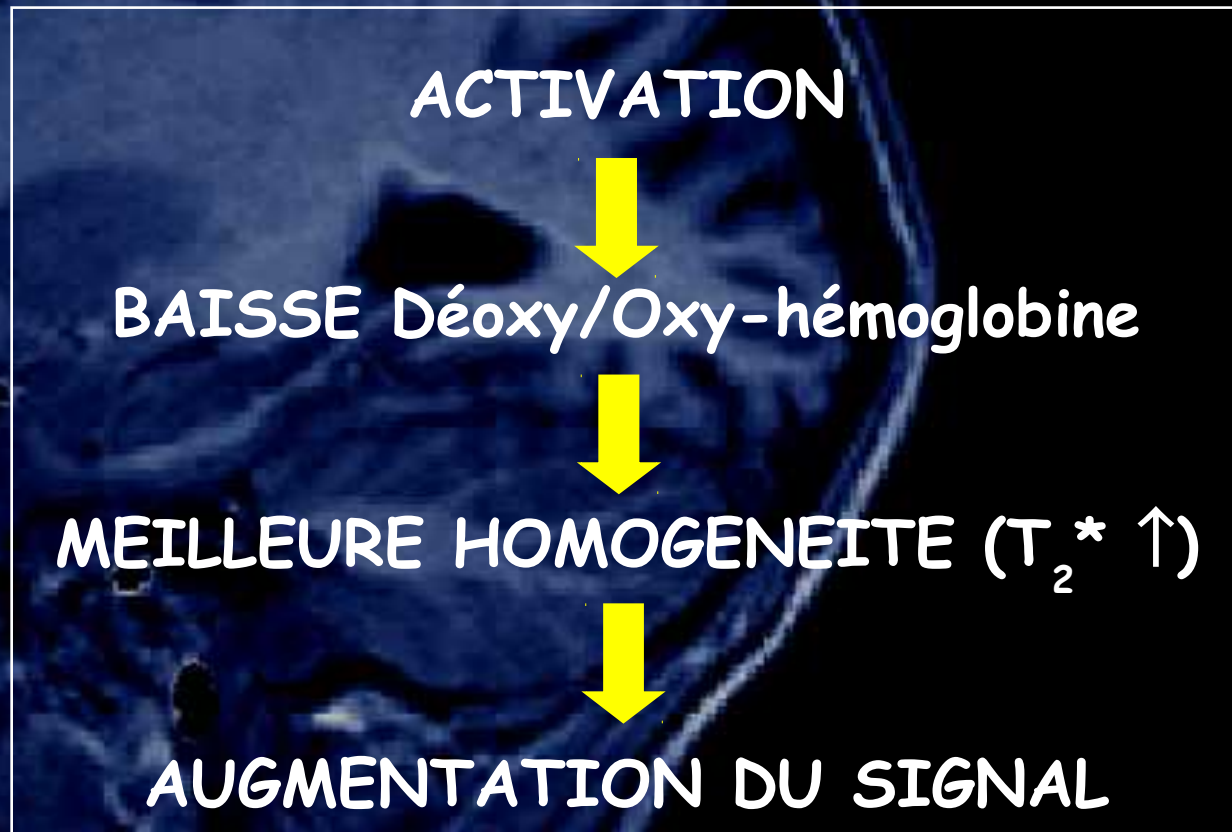
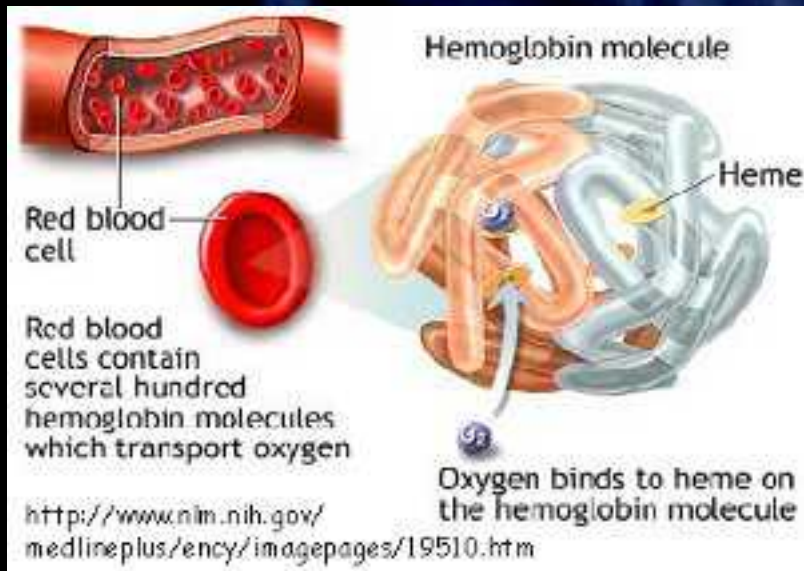
BAISSE

Déoxy-hémoglobine

Oxy-hémoglobine

L'activité hémodynamique

- Déoxy-hémoglobine paramagnétique
- Oxy-hémoglobine diamagnétique



Effet **BOLD** (Blood Oxygenation Level Dependent)

Le flux sanguin

Flux



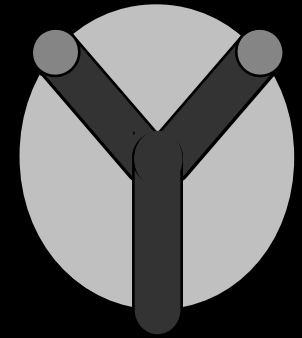
$V \sim 1 \text{ m/sec}$

Le flux sanguin

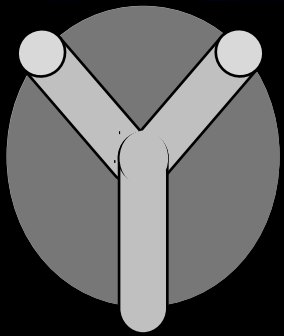
Contraste entre les tissus stationnaires et le sang :

1^{ère} solution : diminuer le signal du sang

Contraste de phase



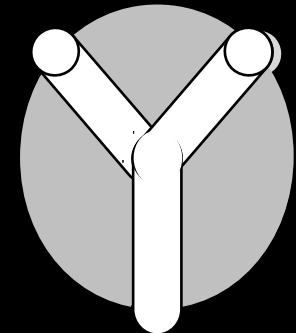
2^{ème} solution: diminuer le signal des tissus stationnaires



Temps de vol

3^{ème} solution: augmenter le signal du sang

Utilisation d'agents de contraste

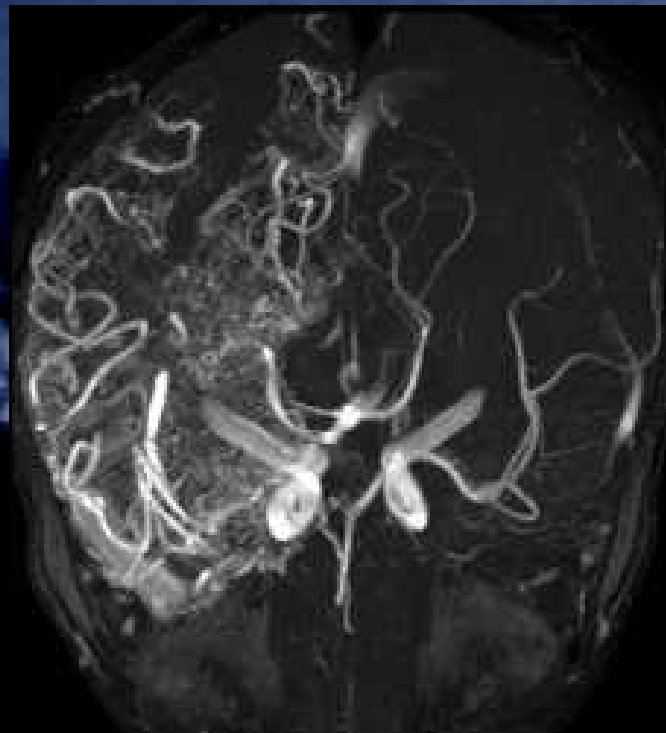


L'angiographie

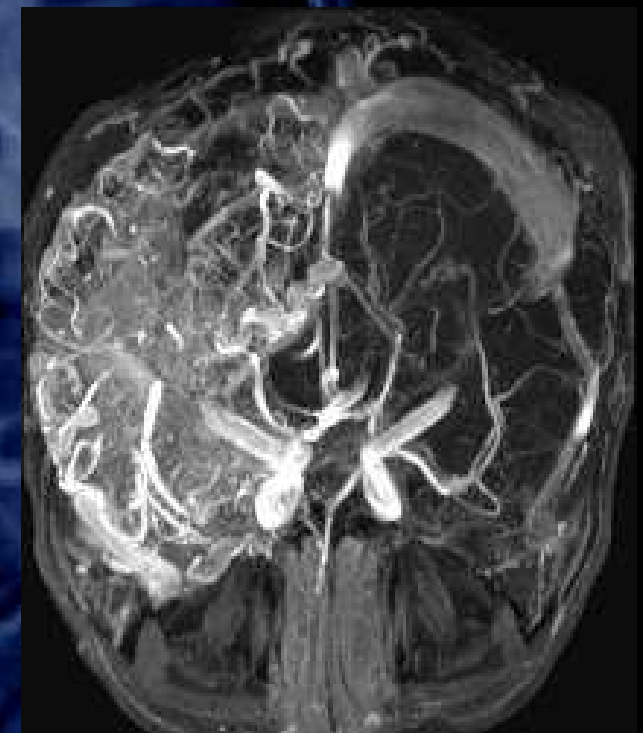
Contraste de phase 3D



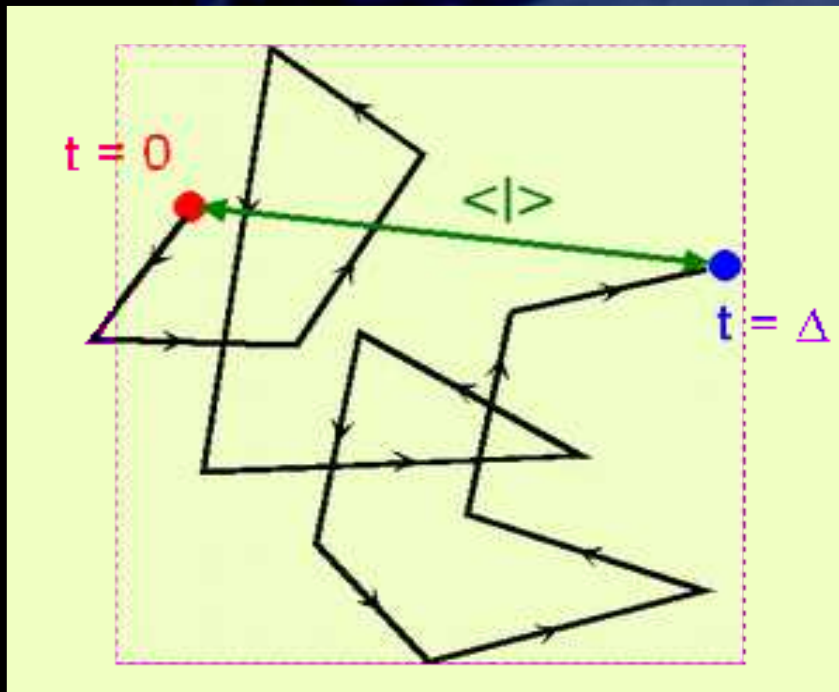
Temps de vol 3D



*Temps de vol 3D
Gadolinium*



L'IRM de diffusion



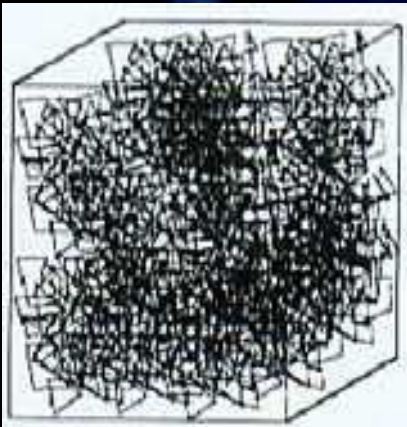
Mouvements moléculaires de l'eau

$$\langle l \rangle = \sqrt{2.D.\Delta}$$

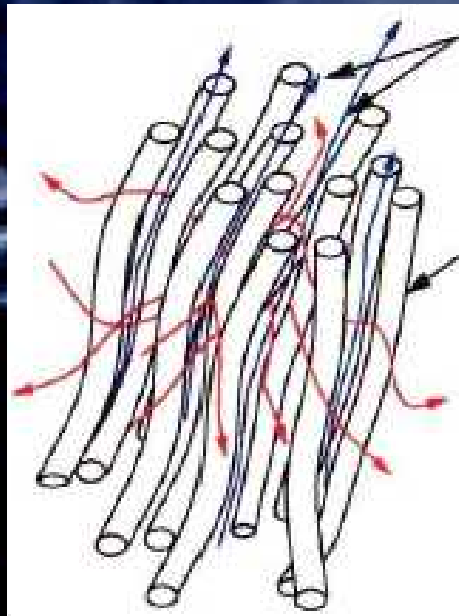
$$D \sim 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$$

La diffusion moléculaire

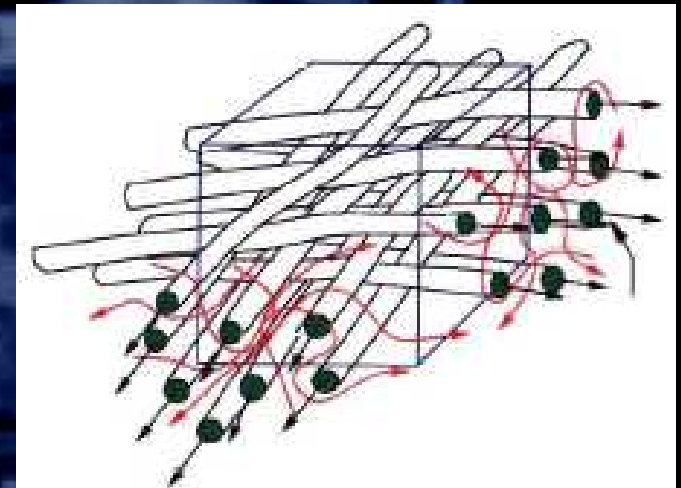
*Mouvements
aléatoires*



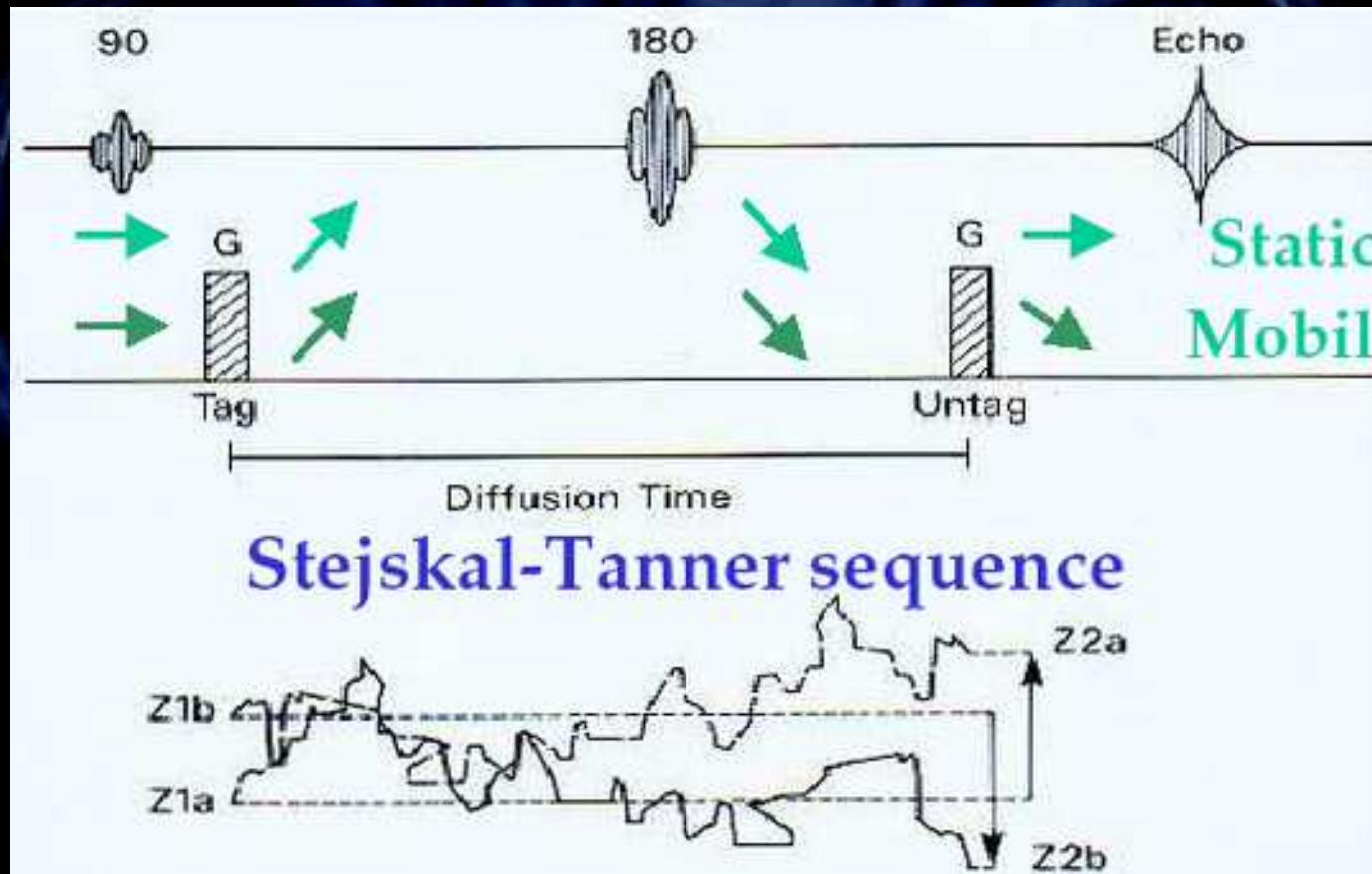
*1 direction de
diffusion privilégiée*



*2 directions de
diffusion privilégiées*

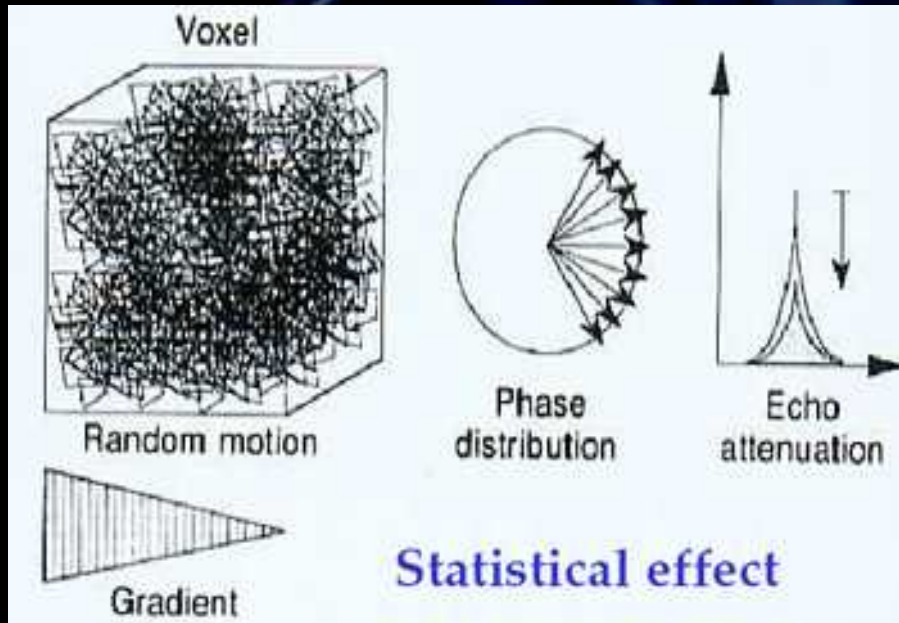


Les gradients de diffusion



Cette séquence est plus sensible à la diffusion dans la direction du gradient G .

La pondération en diffusion



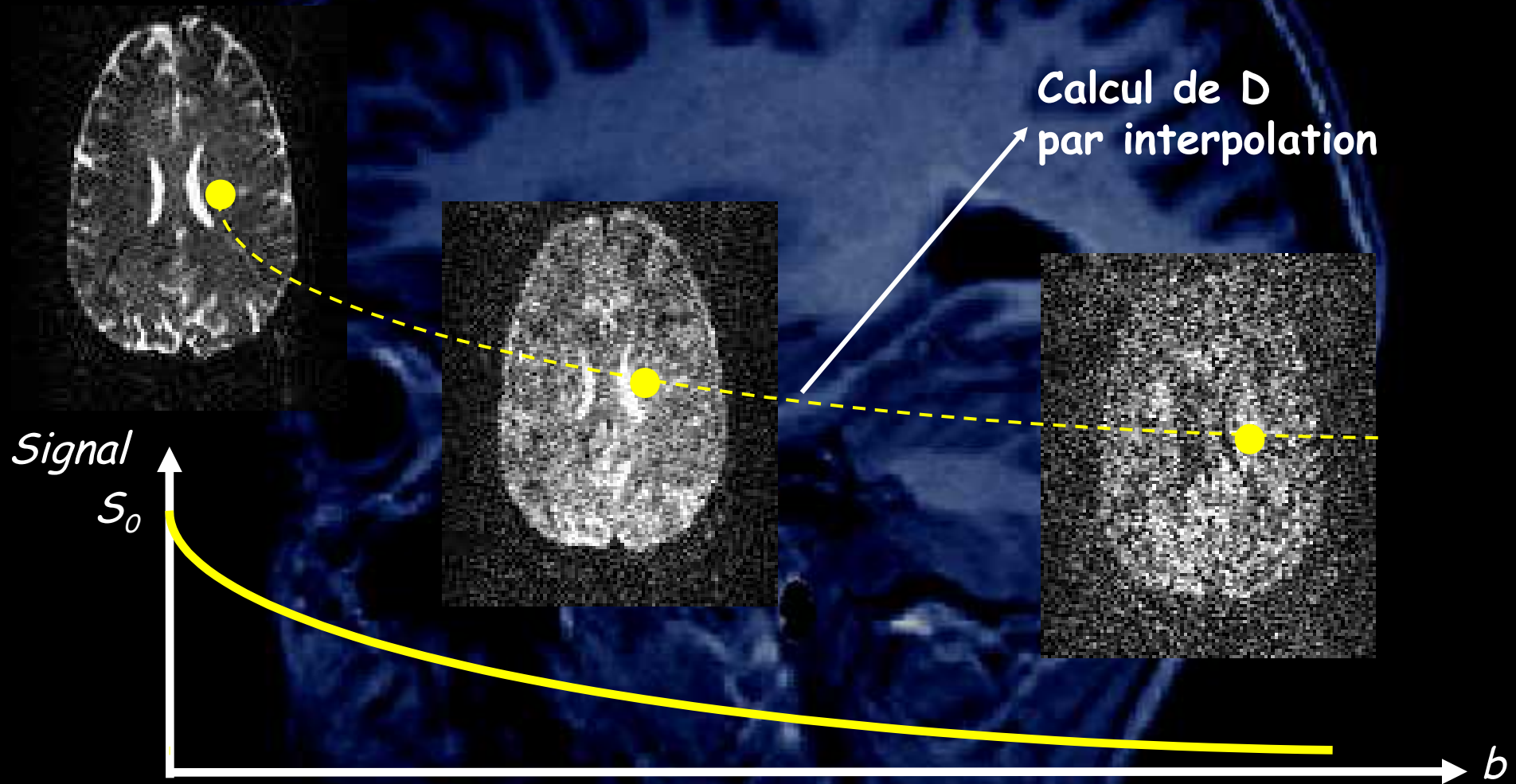
$$S \sim S_0 \underbrace{\exp(-T_E/T_2)}_{\text{Relaxation } T_2} \underbrace{\exp(-bD)}_{\text{Pondération en diffusion}}$$

Signal après l'impulsion de 90°

Le facteur b (calculé en sec/mm^2) va dépendre :

- de l'amplitude des gradients de diffusion
- de la durée des gradients de diffusion
- du délai entre les gradients de diffusion

Les images pondérées en diffusion



La qualité des images de diffusion

Motif préparatoire de diffusion

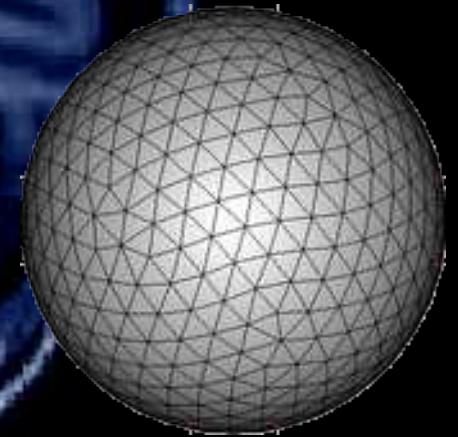
Résolution angulaire

(nombre de directions du gradient de diffusion)

- > 6 pour le calcul du tenseur de diffusion
- > 100 pour le traitement de type Q-ball

Pondération en diffusion (valeur de b)

- > 2000 sec/mm² pour le traitement de type Q-ball

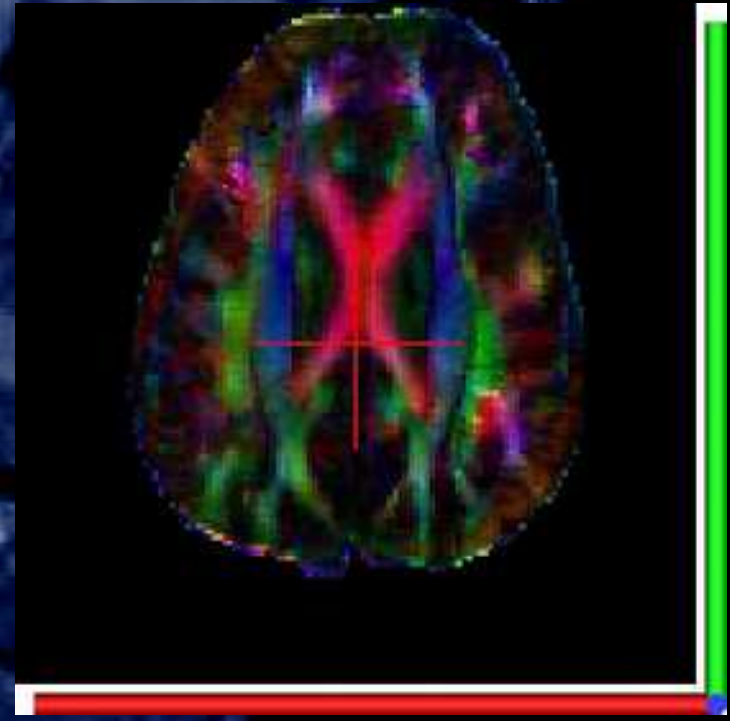


Le traitement des images de diffusion

Image de diffusion

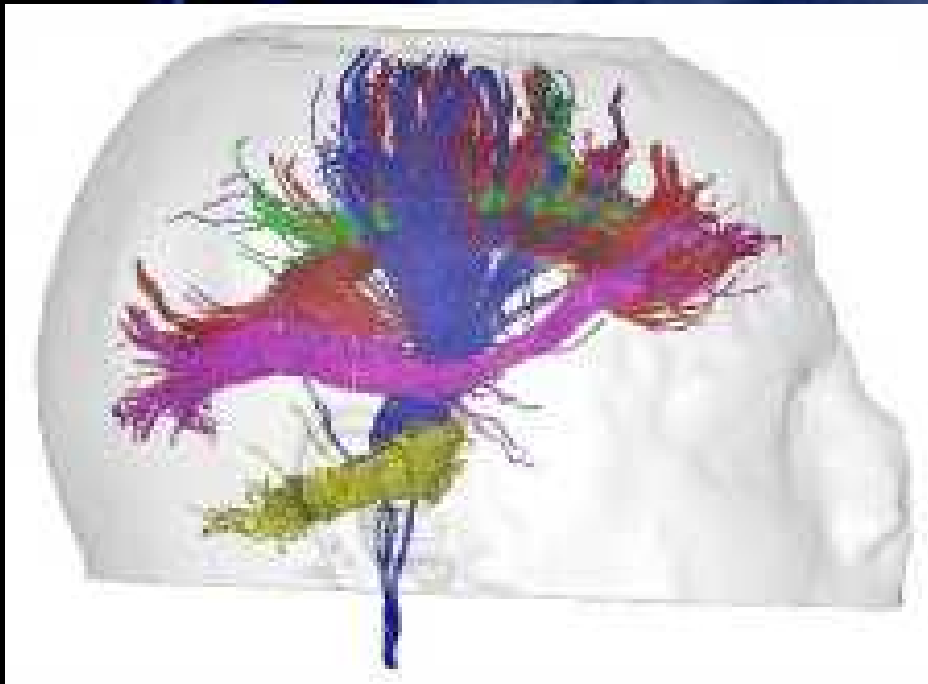


Tenseur de diffusion



Le traitement des images de diffusion

Suivi de fibres



Q-ball

