

# IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE (IRM)

**Dr. Ruud van Heeswijk, PhD, PD**  
**CHUV - Radiologie**



Première partie des examens de FMH en radiologie

# Contact

- E-mail

Ruud.Van-Heeswijk@chuv.ch

Les applications les plus pertinentes:  
Apple Store: k-Space Odyssey (Haselhoff)  
Play Store: k-Spapp (Springorum)

- Diapositives du cours

[www.unil.ch/cvmr](http://www.unil.ch/cvmr) → Links → «FMH radiology course slides»

- Ressources Supplémentaires:

[www.unil.ch/cvmr](http://www.unil.ch/cvmr) → Links → «Understanding MRI»

« Comprendre l'IRM : Manuel d'auto-apprentissage » par *Bruno Kastler, Daniel Vetter, Zoltan Patay, Philippe Germain*

# Composition du Cours

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

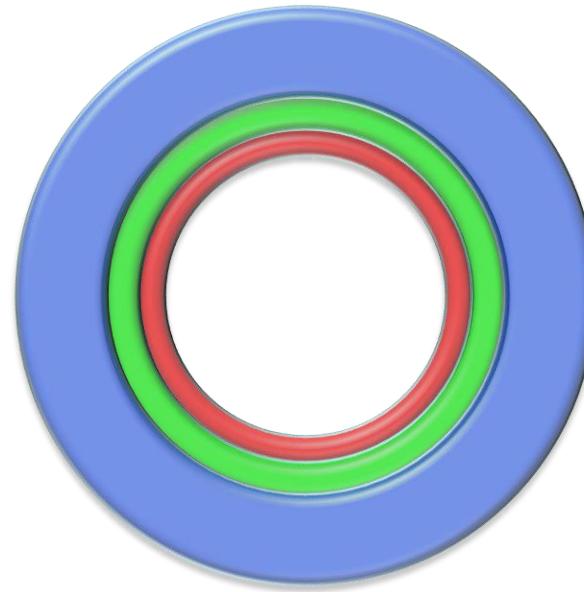
- 15.01.2024
  - Composition de l'appareillage
  - Principes de la relaxation
  - Production d'image et reconstruction
- 22.01.2024
  - Rapport signal-bruit
  - Séquences d'imagerie
  - Effet de flux
- 29.01.2024
  - Produits de contraste
  - Artefacts
  - Effets secondaires & dommages éventuels liés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



# Rappels – IRM I/III

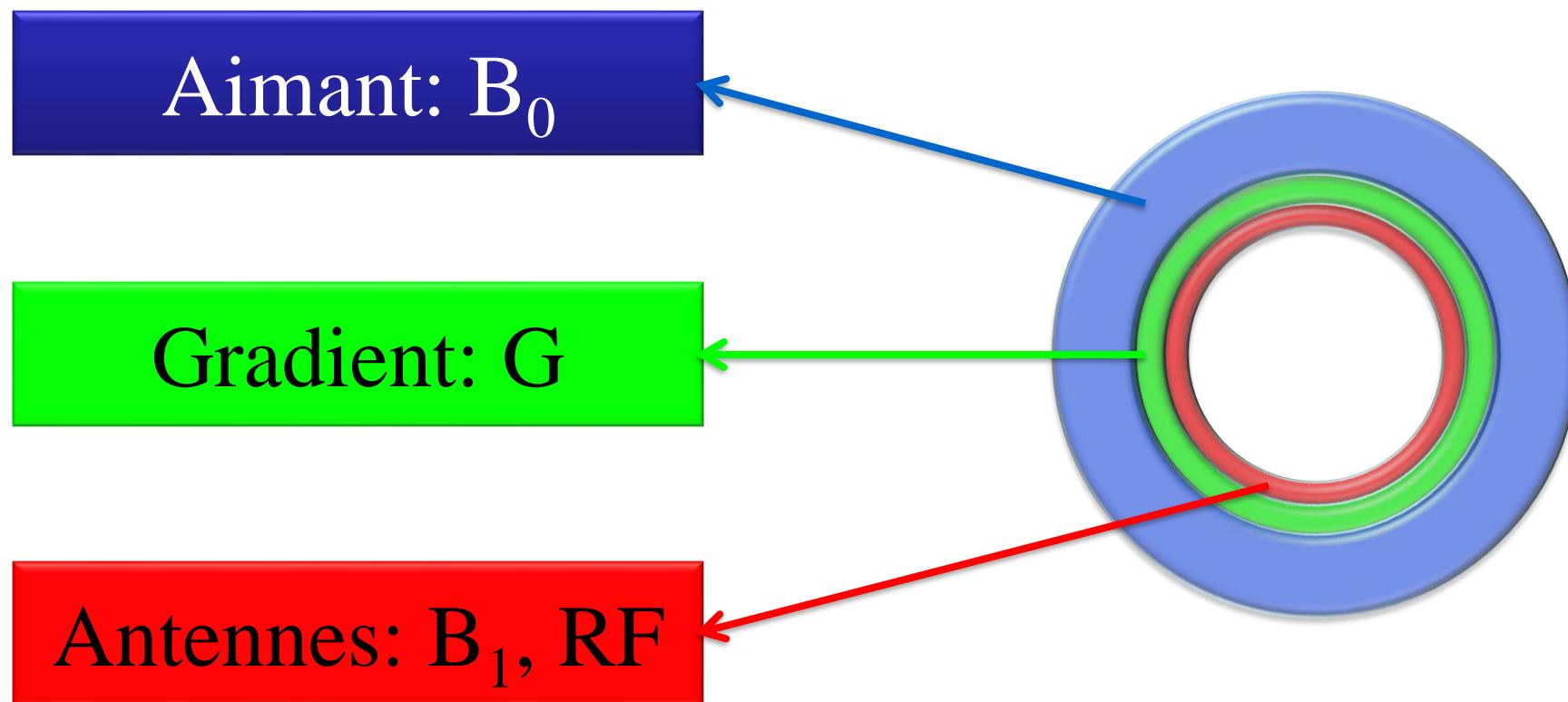
- Composition de l'appareillage
- Principes de la relaxation
- Production d'image et reconstruction

# Composition de L'Appareillage

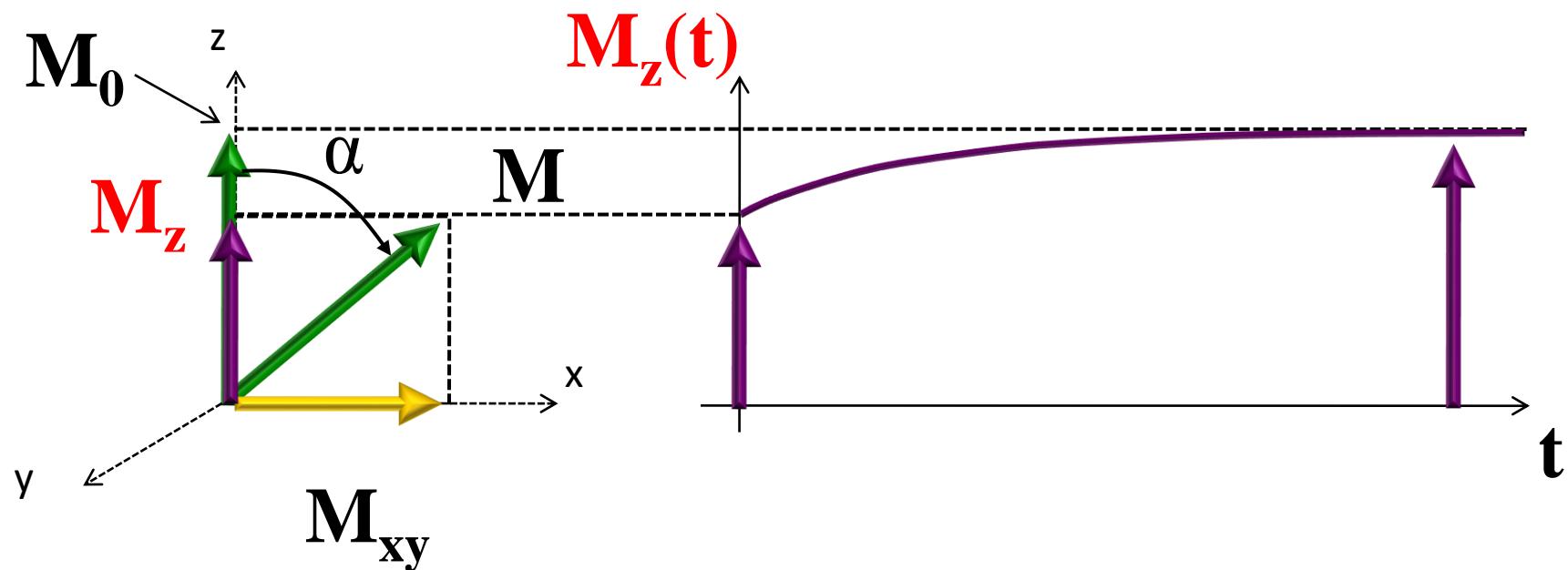


# Composition de L'Appareillage

(Codage des couleurs)

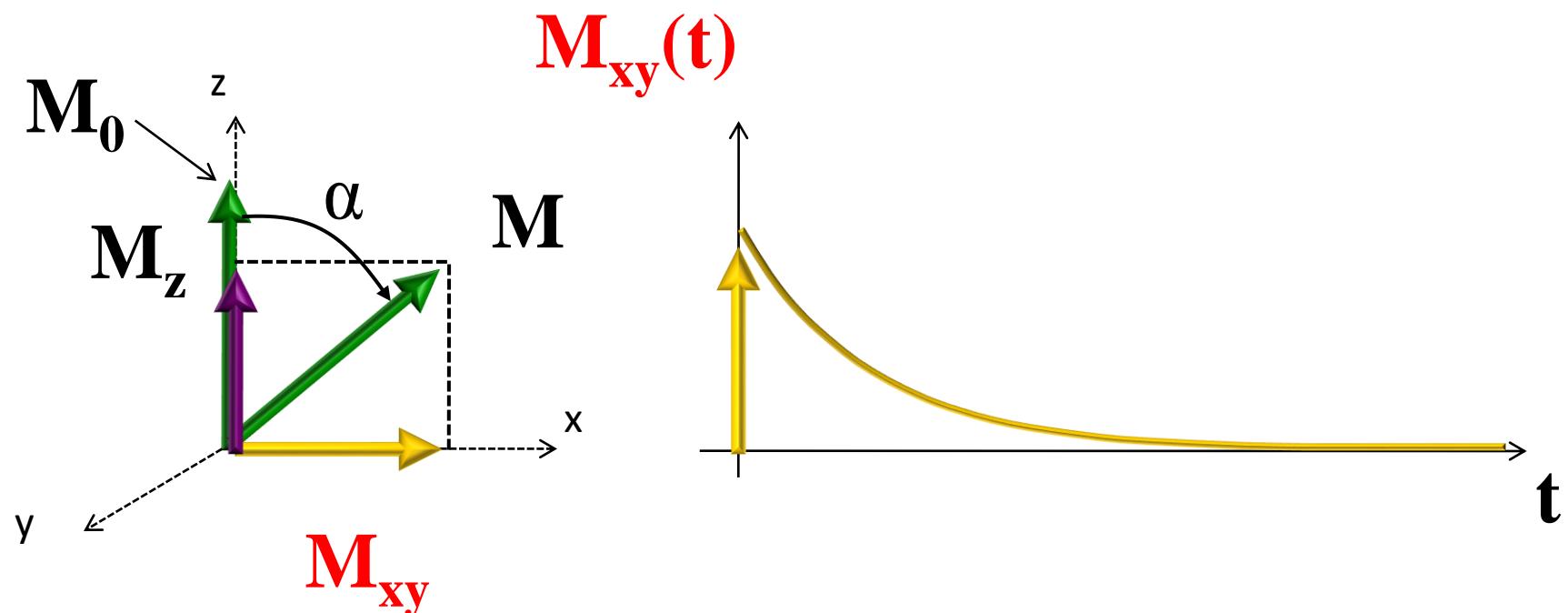


# Relaxation longitudinale ou $T_1$



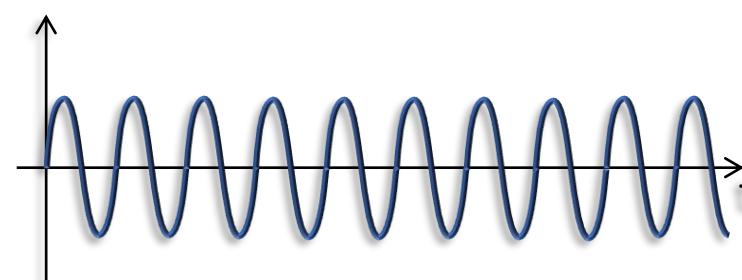
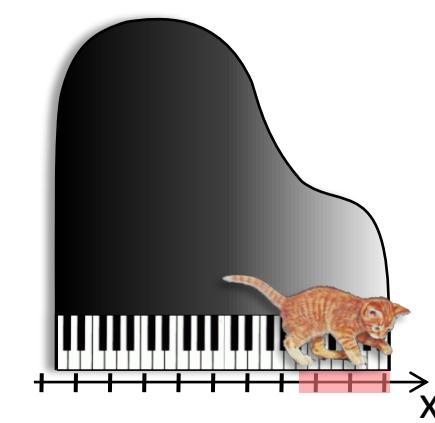
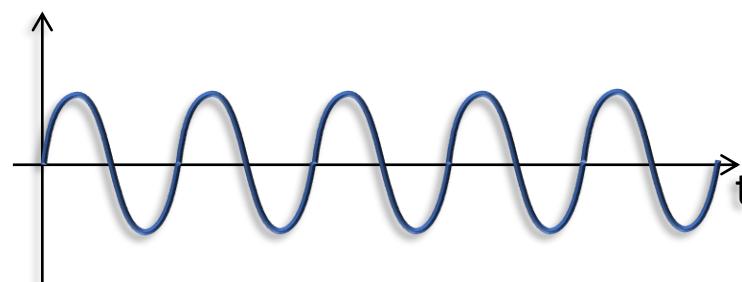
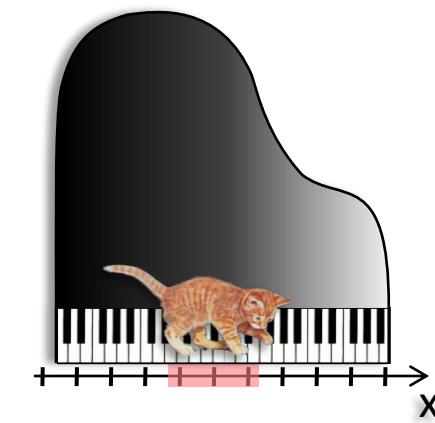
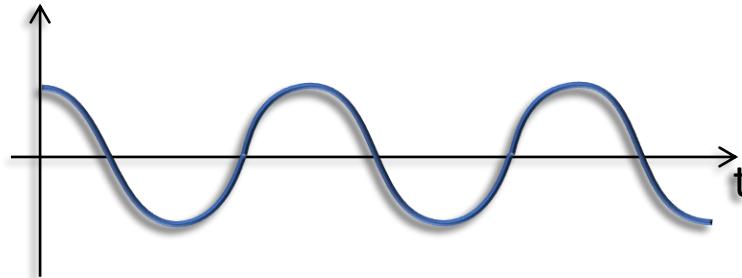
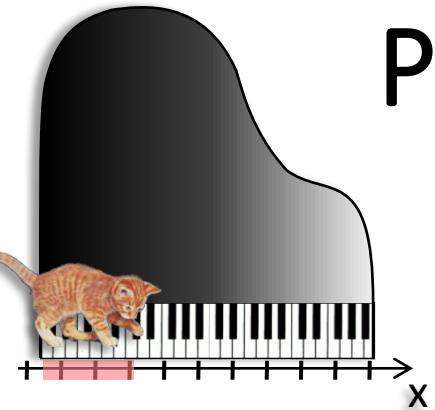
$$M_z(t) = (M_0 \cos(\alpha) - M_0) e^{-t/T_1} + M_0$$

# Relaxation transversale ou $T_2$



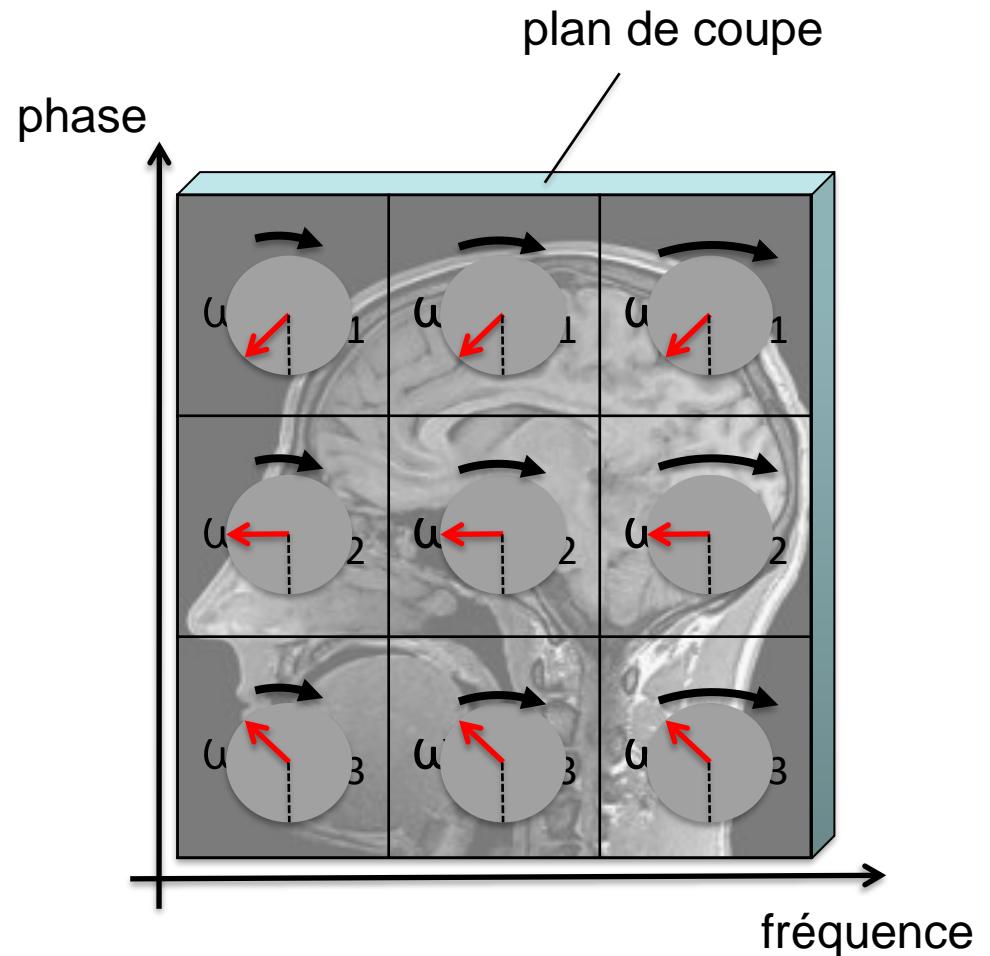
$$M_{xy}(t) = M_0 \sin(\alpha) e^{-t/T_2}$$

# Production d'image



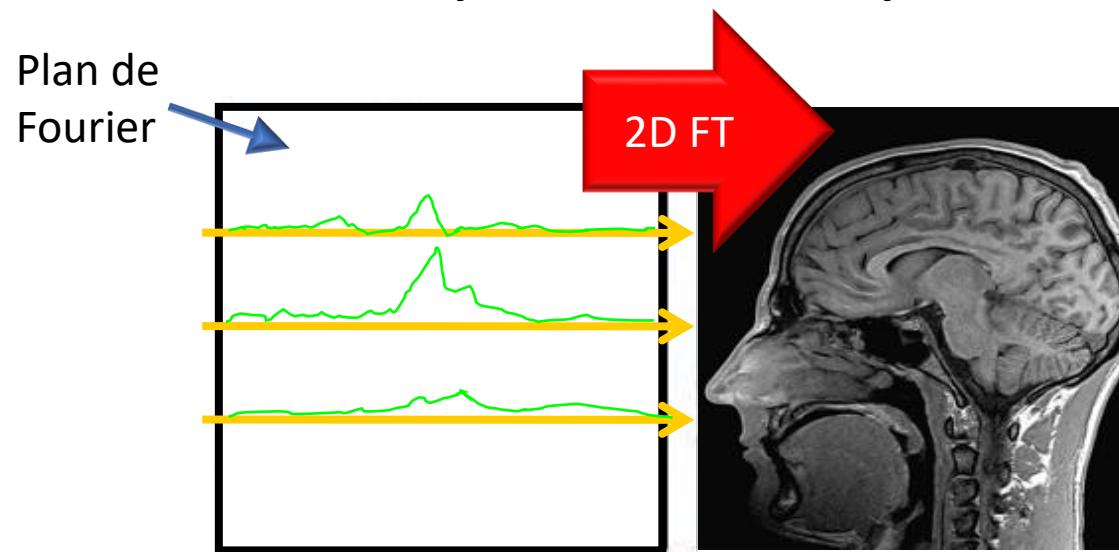
# Production d'image

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



# Plan de Fourier & Reconstruction

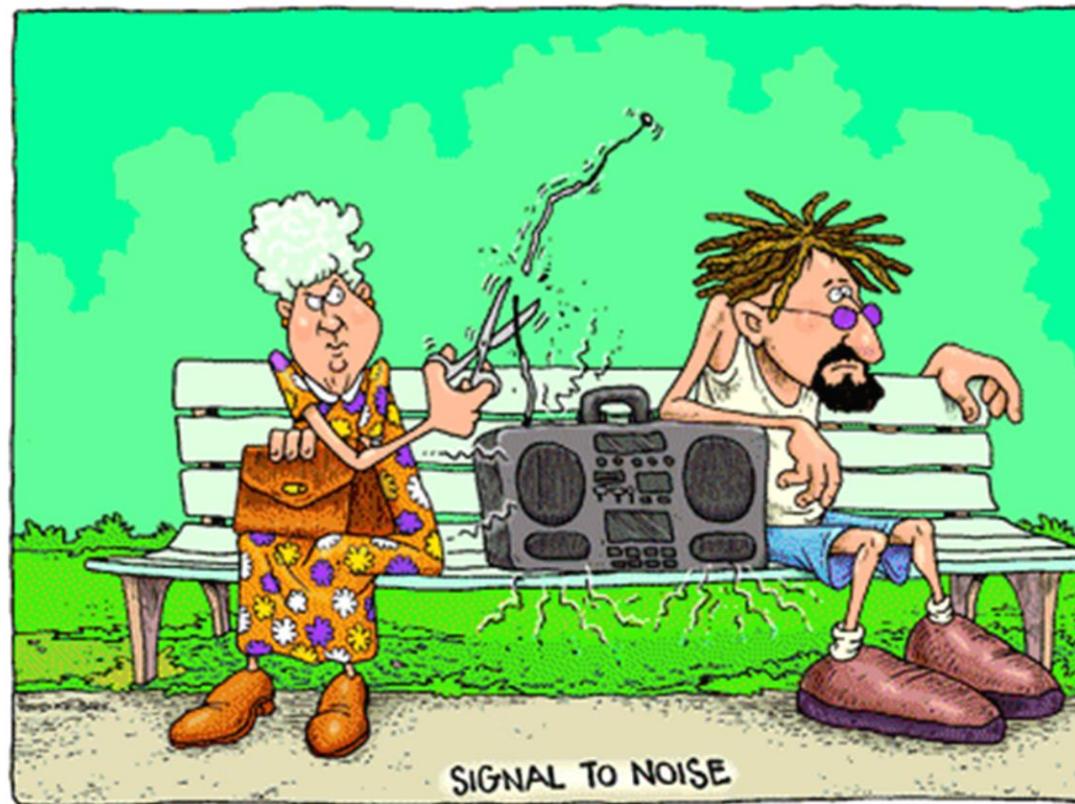
- Matrice bidimensionnelle correspondant aux **signaux sources** obtenus (antenne de réception) en IRM 2D FT.
- L'opération de transformée de Fourier bidimensionnelle permet de faire correspondre à ce plan l'image finale IRM.



# Physique de l'IRM II/III

- Rapport signal-bruit
  - Bruit
  - Signal
- Séquences d'imagerie
- Effet de flux
- Effet BOLD
- QCMs

# Rapport Signal-Bruit



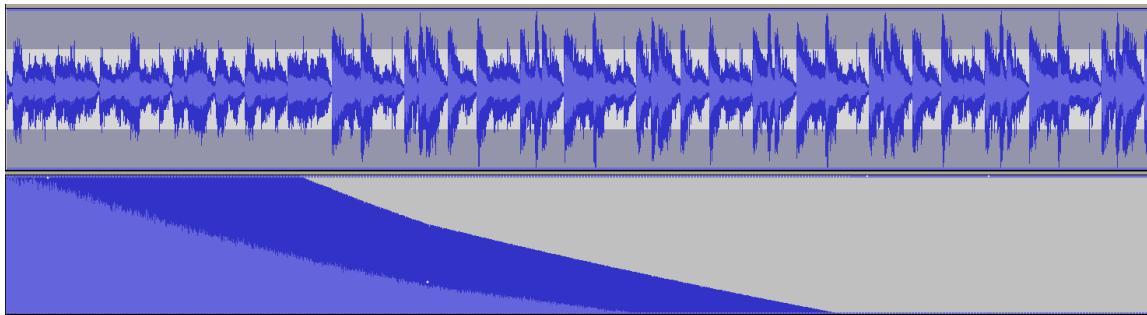
# Bruit

- Variations **aléatoires** du signal ne comportant **pas d'information** considérée utile et d'origines diverses (la chaîne d'instrumentation, thermique, mouvement...).

# Bruit

- Exemples:

*Signal*

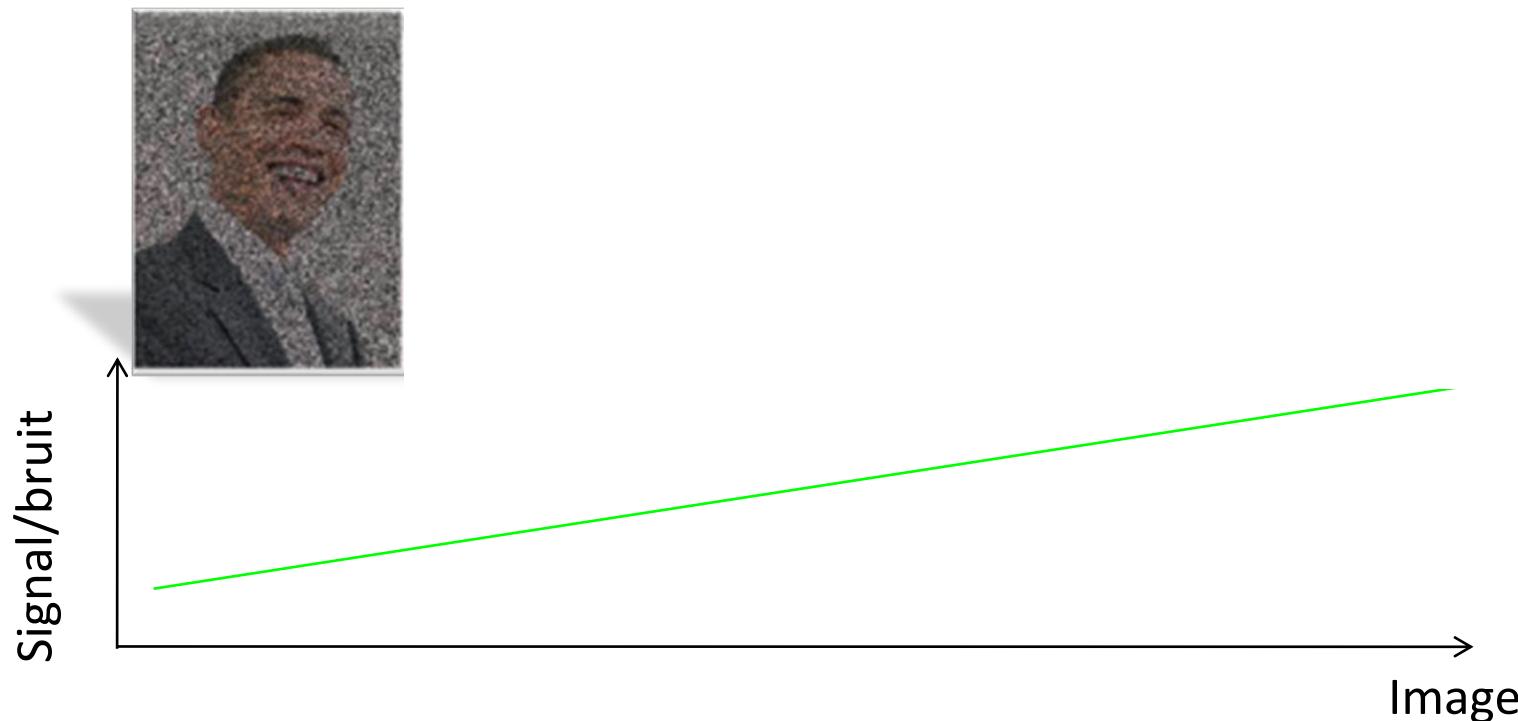


*Bruit*



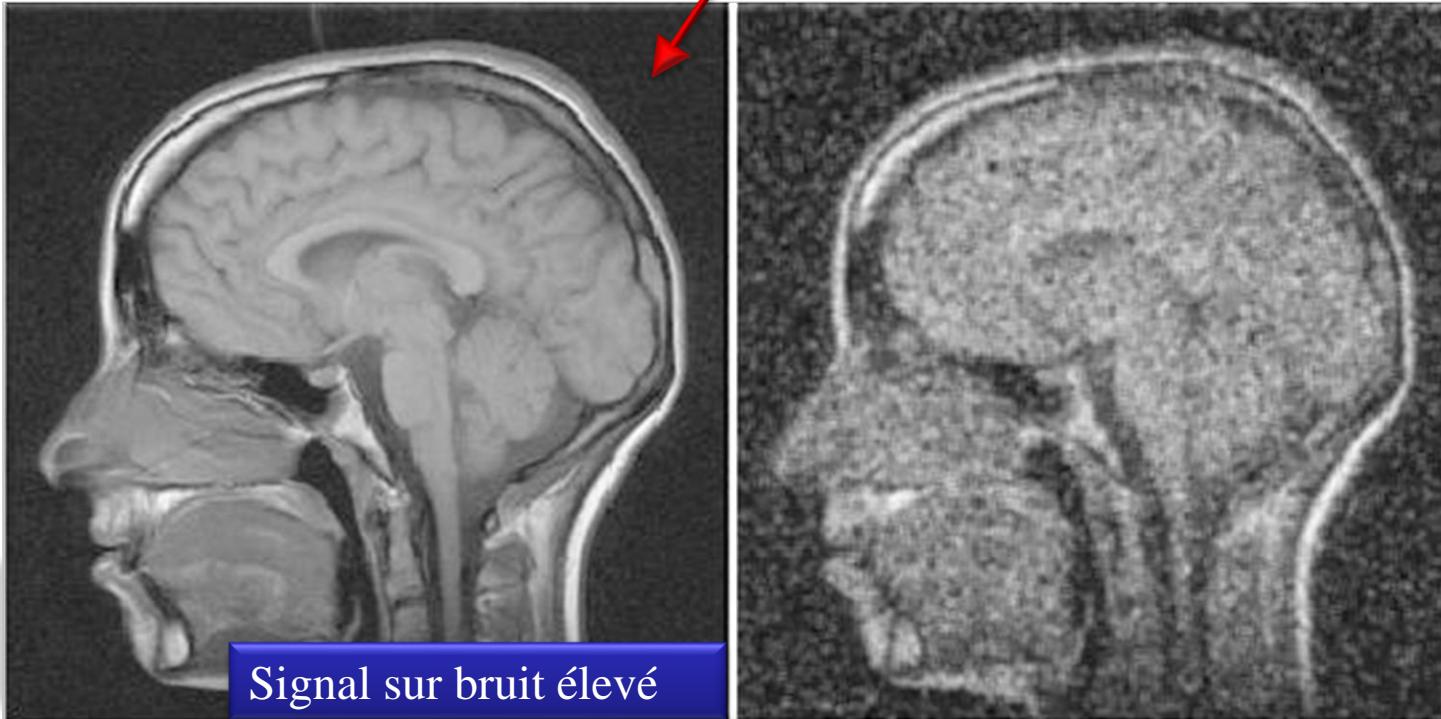
# Rapport signal sur bruit

- Rapport entre **l'intensité** du signal étudié et **l'écart type** du bruit de fond.
- Plus ce rapport est élevé meilleure est la qualité d'image.



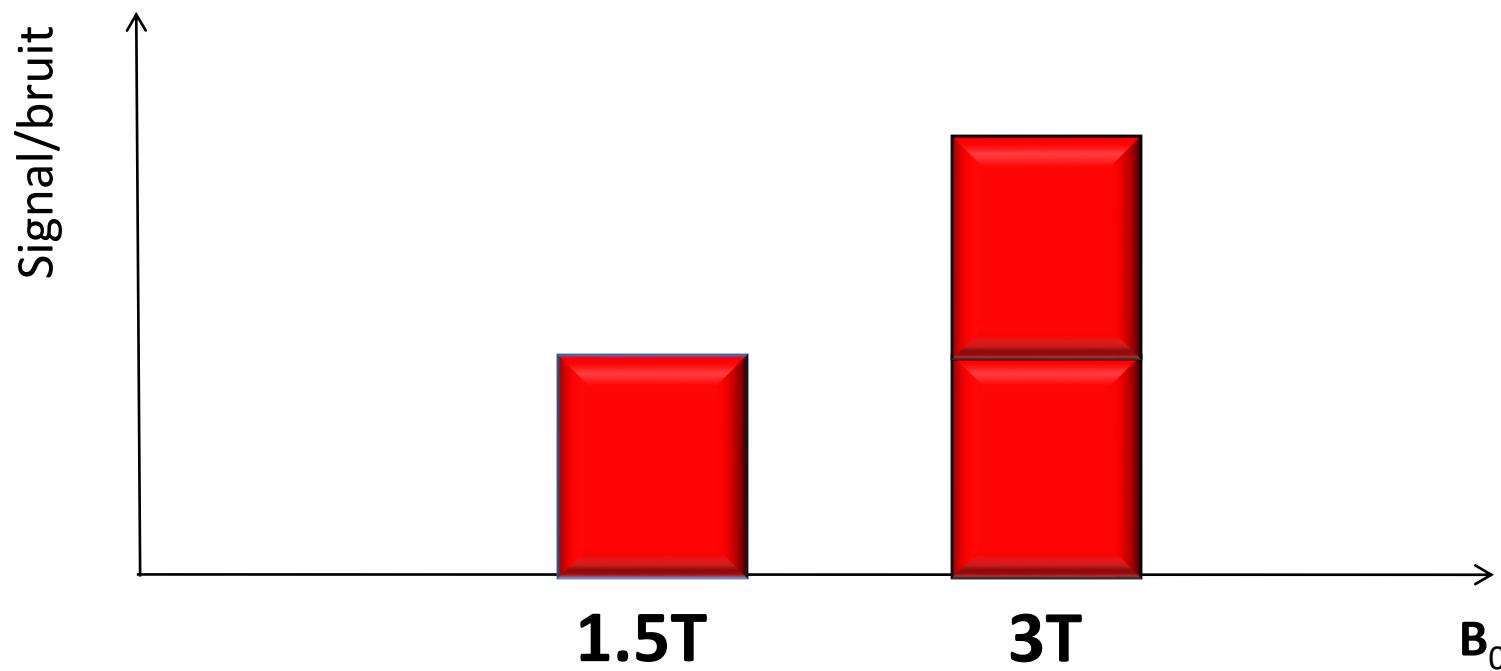
# Rapport signal sur bruit

- Rapport entre l'intensité du signal étudié et l'écart type du bruit de fond.
- Plus ce rapport est élevé meilleure est la qualité d'image.



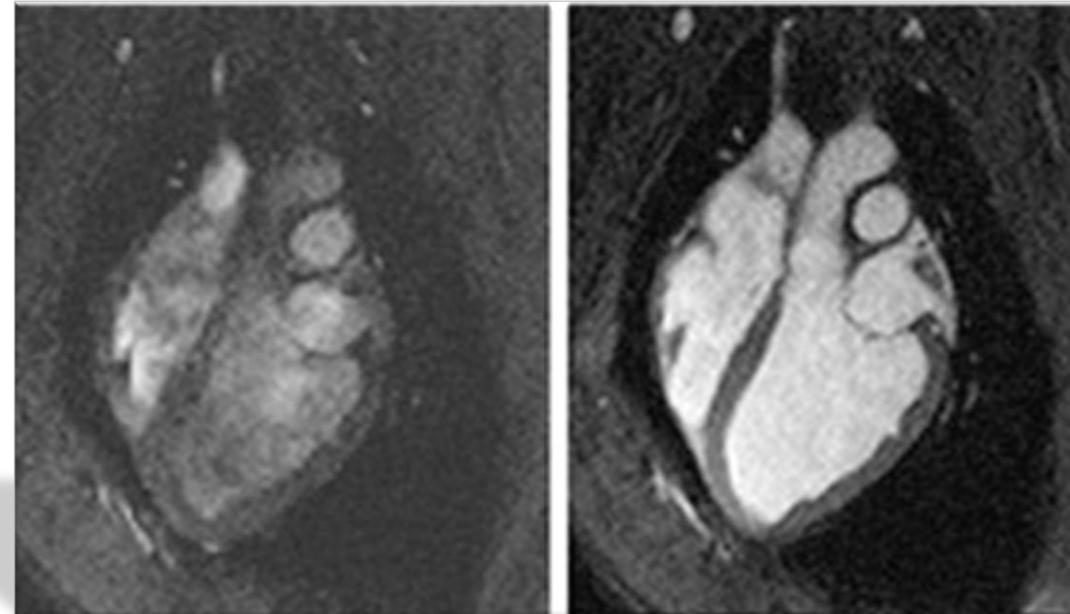
# Rapport signal sur bruit

- Augmente en même temps que l'intensité de  $B_0$ .



# Rapport contraste sur bruit

- Rapport entre la **différence d'intensité** de signal séparant deux objets et l'écart type du bruit de fond.
- Meilleur est ce rapport, meilleure sera la résolution en contraste de l'image.



# Physique de l'IRM II/III

- Rapport signal-bruit
- Séquences d'imagerie
  - Séquence d'écho de spin (et variations)
  - Séquence d'écho de gradient (et variations)
  - Saturation des graisses
- Effet de flux
- Effet BOLD
- QCMs

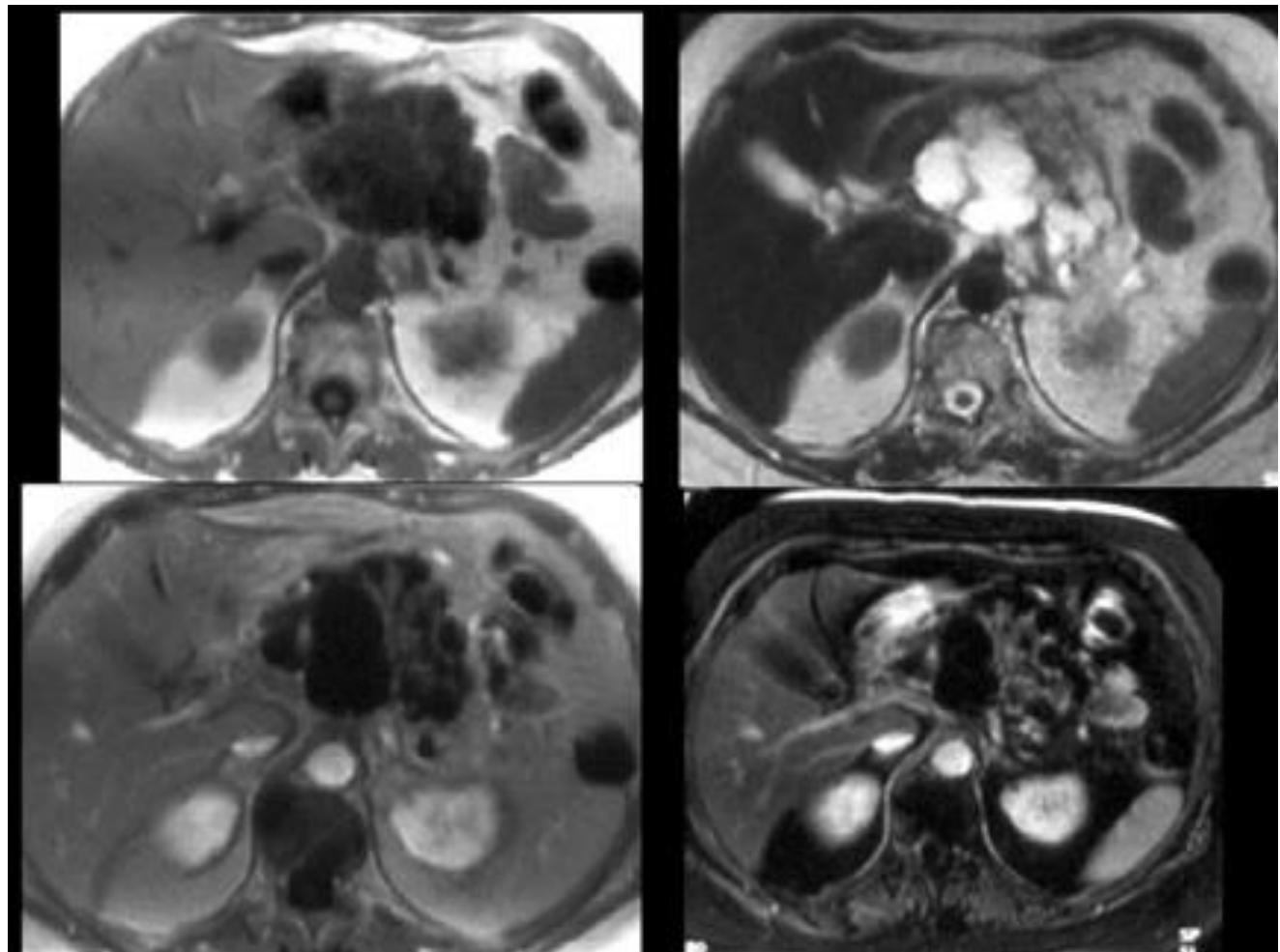
# Imagerie

Ici nous avons deux images du même objet. Les paramètres d'imagerie (fstop, vitesse d'obturation) sont différents, donc l'image de droite montre plus de profondeur.

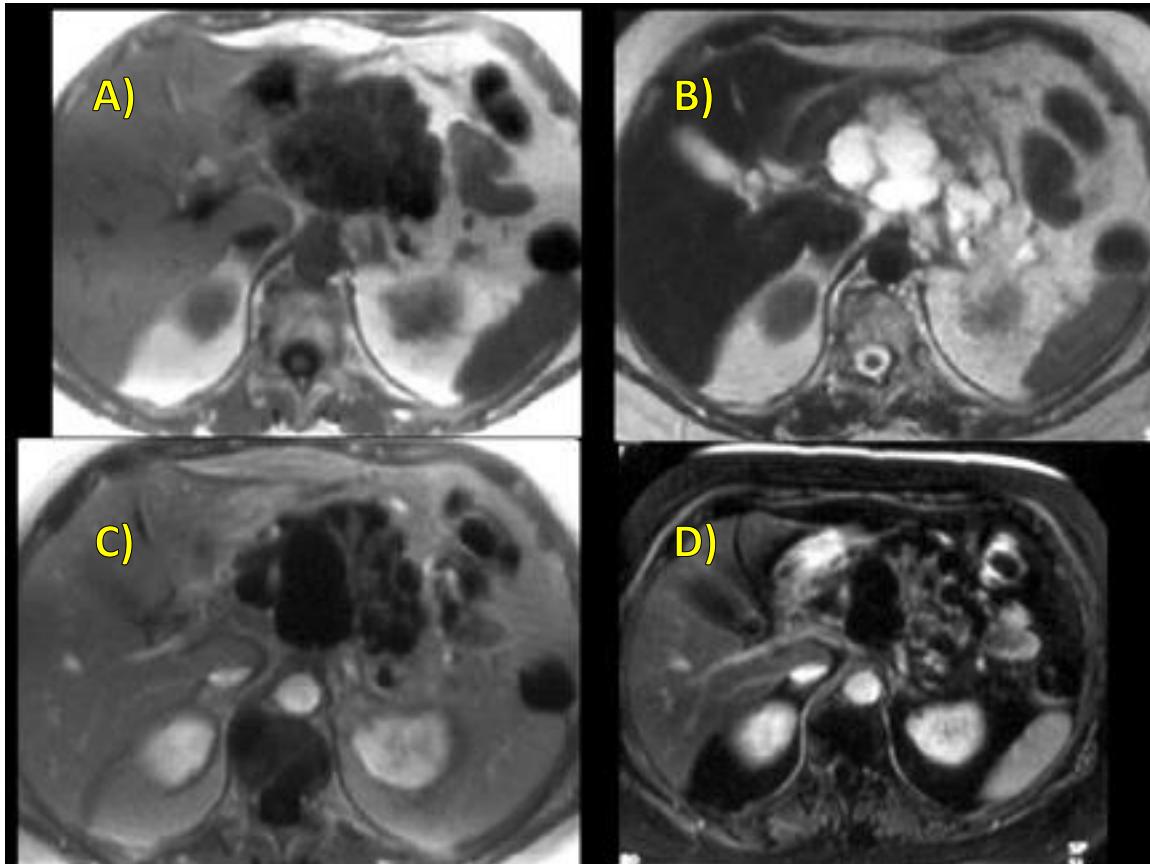


# Séquences d'imagerie d'IRM

Ici nous avons quatre images du même objet. Les paramètres d'imagerie sont différents, donc les images montrent des contrastes différents.



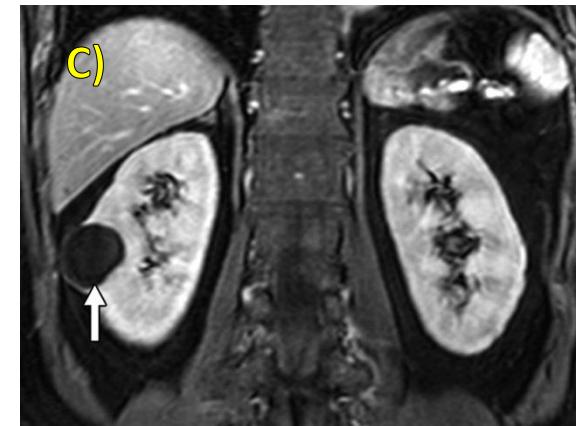
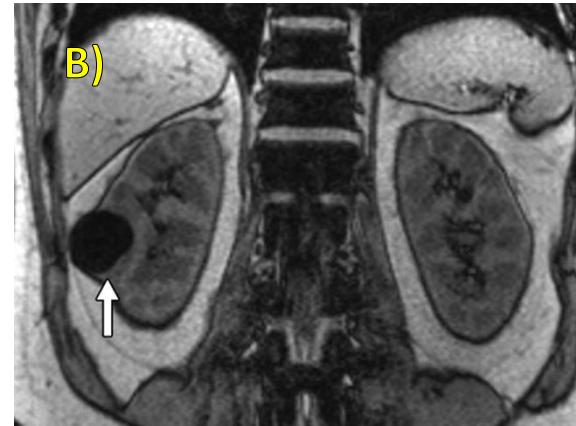
# IRM de cystadénome séreux



- A) Image pondérée en T1
- B) Image pondérée en T2
- C) Image pondérée en T1, avec gadolinium
- D) Image pondérée en T1, avec gadolinium et avec suppression de graisse.

La masse est à l'extérieur, lobulée, et hypointense sur l'image pondérée en T1, et hyperintense sur l'image pondérée T2, avec l'amélioration septale et, atypique, certains kystes sont plus grands.

# IRM de lésion rénale



**IRM coronale de kyste simple du rein droit.**

- A) Pondérée en T2, spin echo (TR/TE, 2053/80ms; FOV, 36 cm)
- B) Pondérée en T1, gradient echo (TR/TE, 228/3.5ms; FOV, 36 cm)
- C) Pondérée en T1, gradient echo, haute résolution, avec gadolinium (TR/TE, 3.13/1.52ms; FOV, 40 cm)

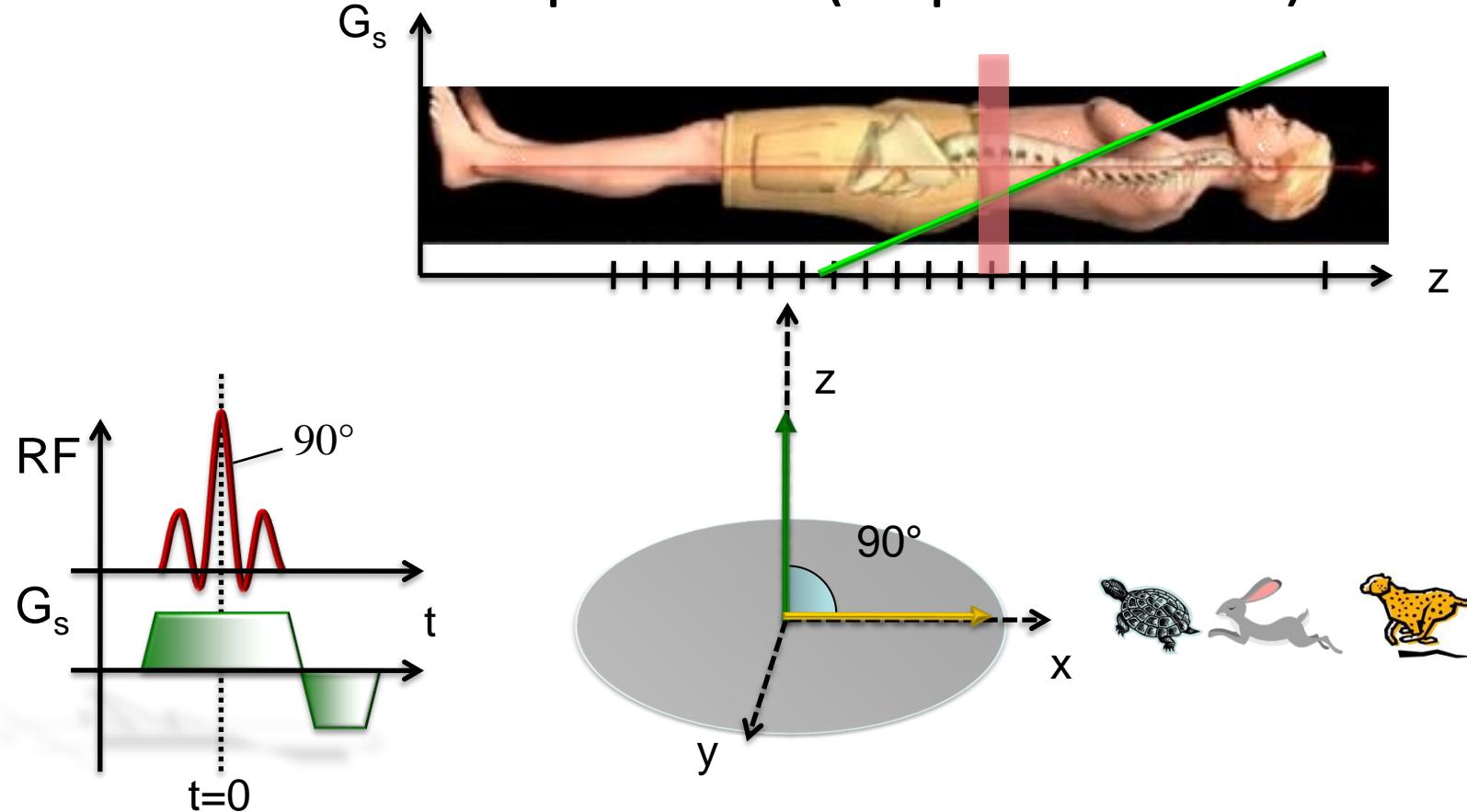
Les images révèlent un simple kyste (flèche) dans la partie médiane du rein droit

# Séquence d'écho de spin

- Séquence constituée d'une impulsion radiofréquence initiale de **90°** suivie par un temps TE/2 d'une impulsion **180°** qui permettra le **rephasage** des spins et l'apparition d'un écho au temps TE.

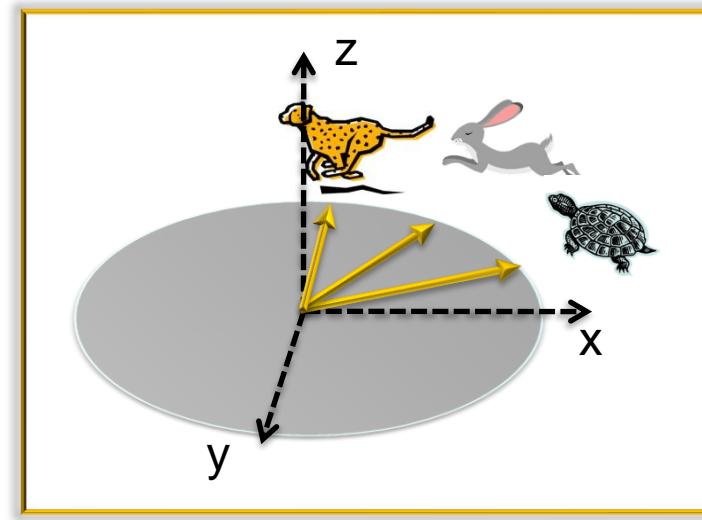
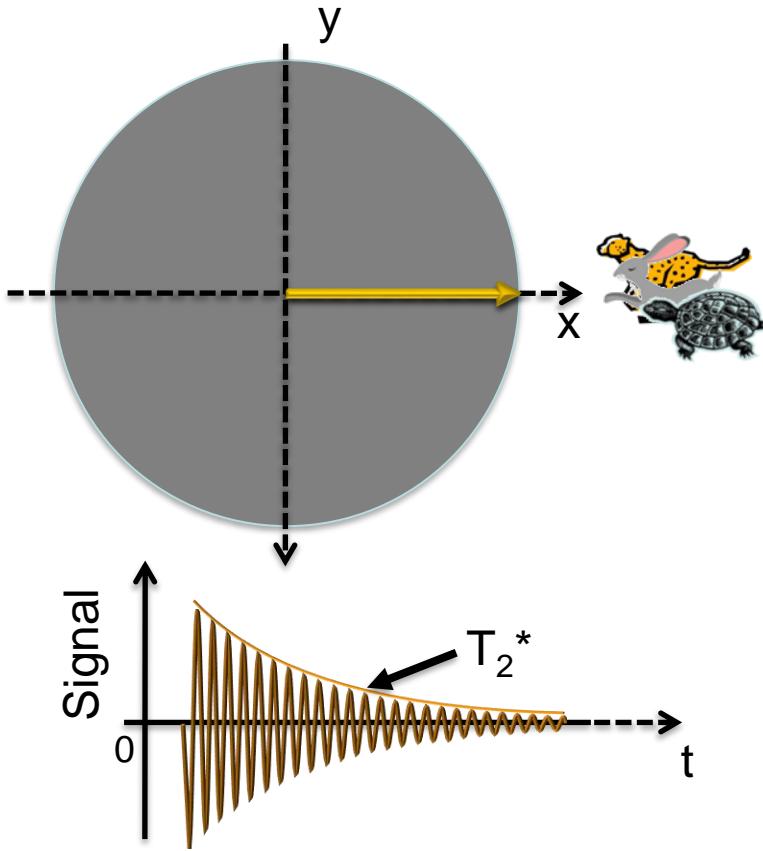
# Séquence d'écho de spin

1.) Sélection de coupe à  $t=0$  (Impulsion  $90^\circ$ ).



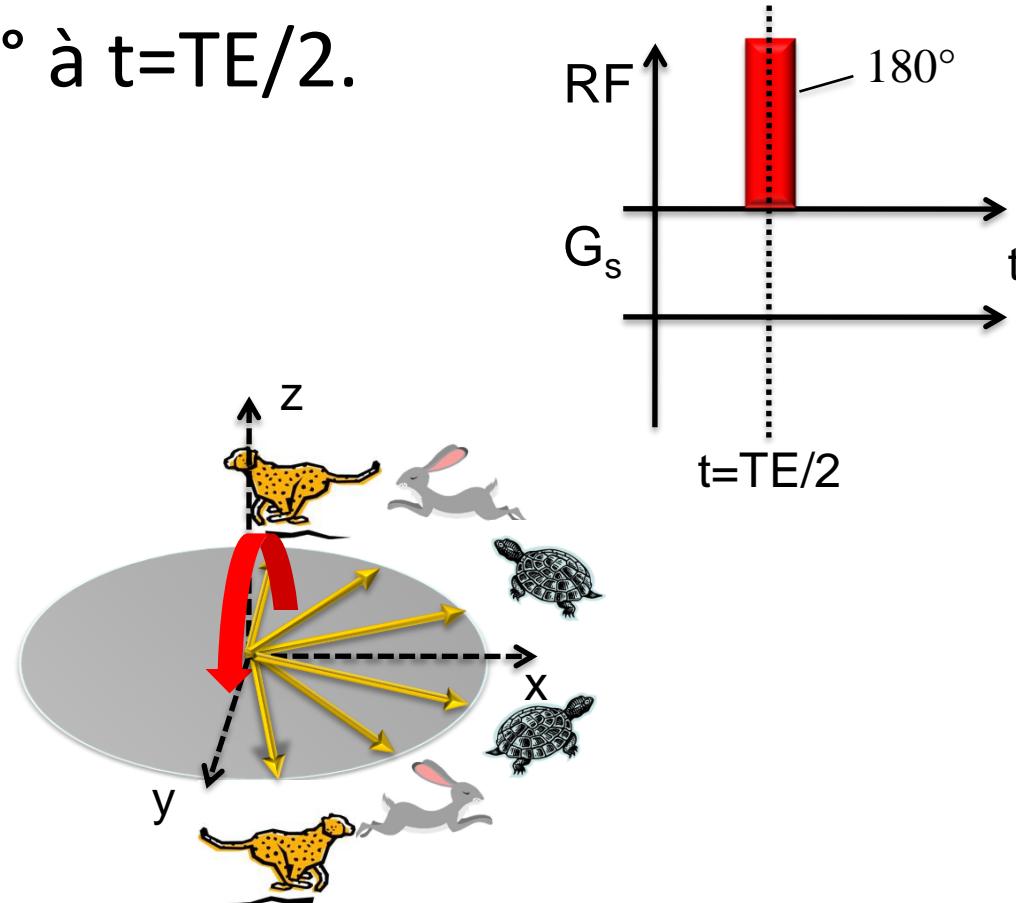
# Séquence d'écho de spin

2.) Déphasage (courbe en  $T_2^*$  pendant TE/2).



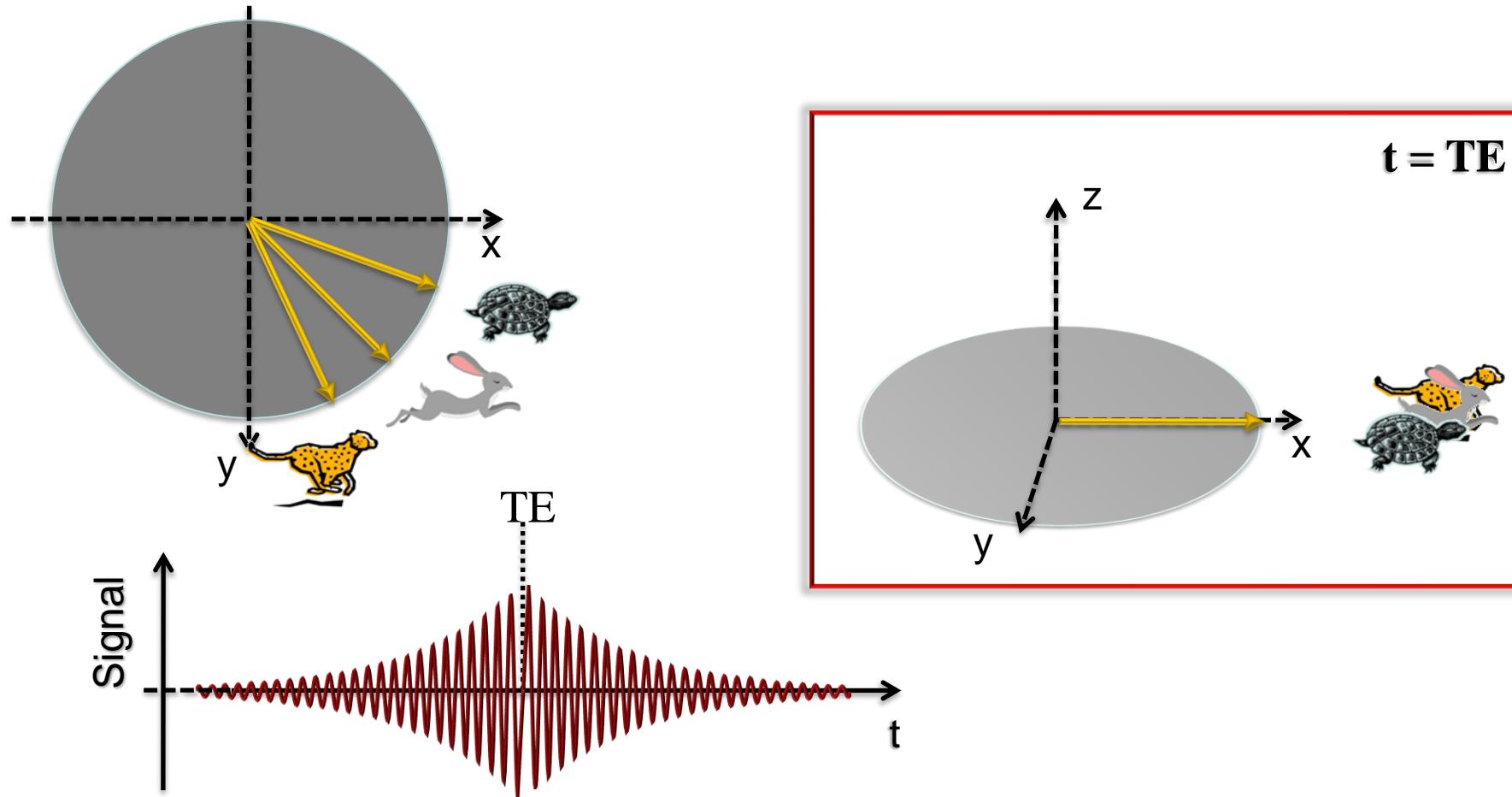
# Séquence d'écho de spin

3.) Impulsion 180° à  $t=TE/2$ .

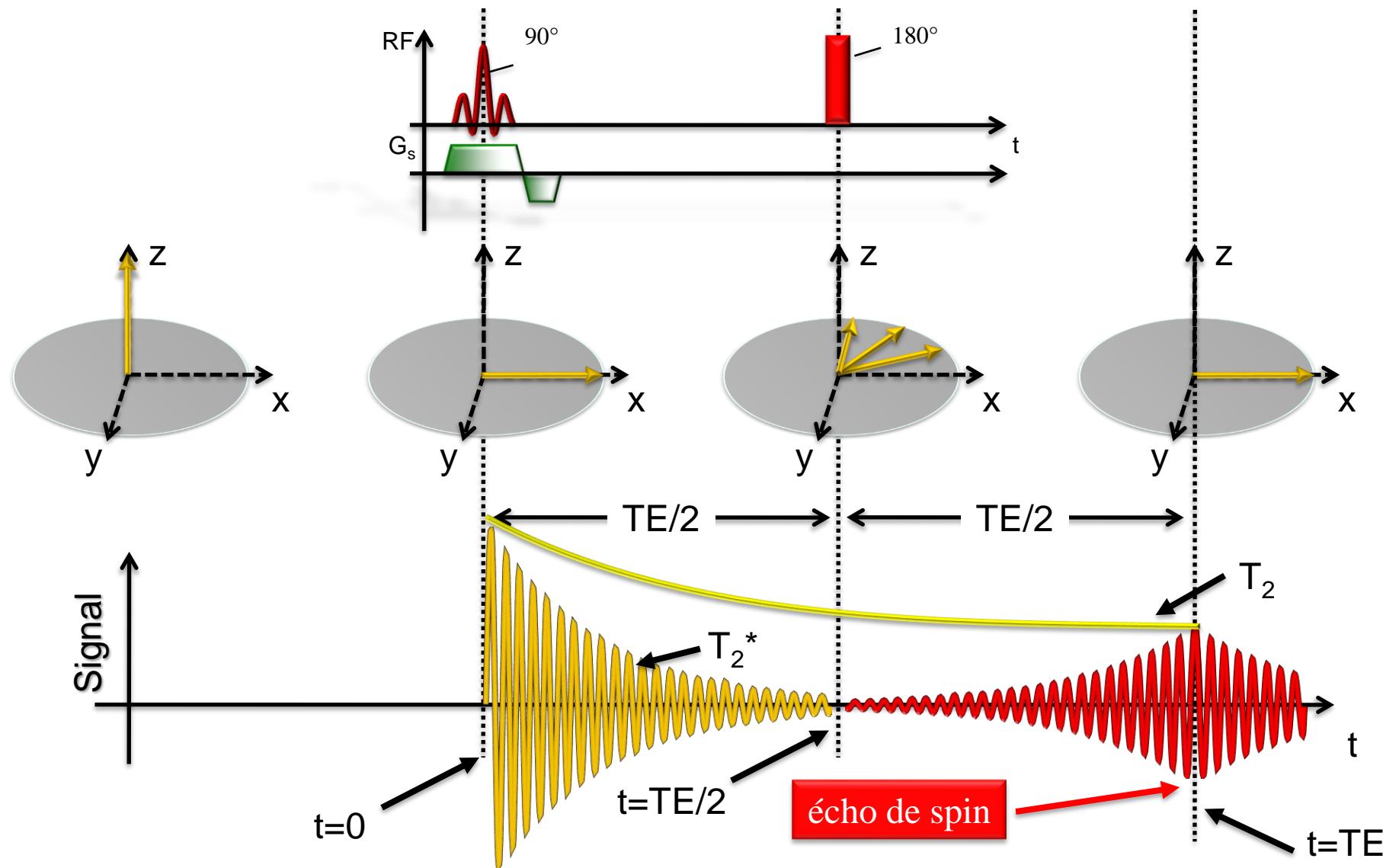


# Séquence d'écho de spin

3.) Refocalisation à  $t=TE$ .

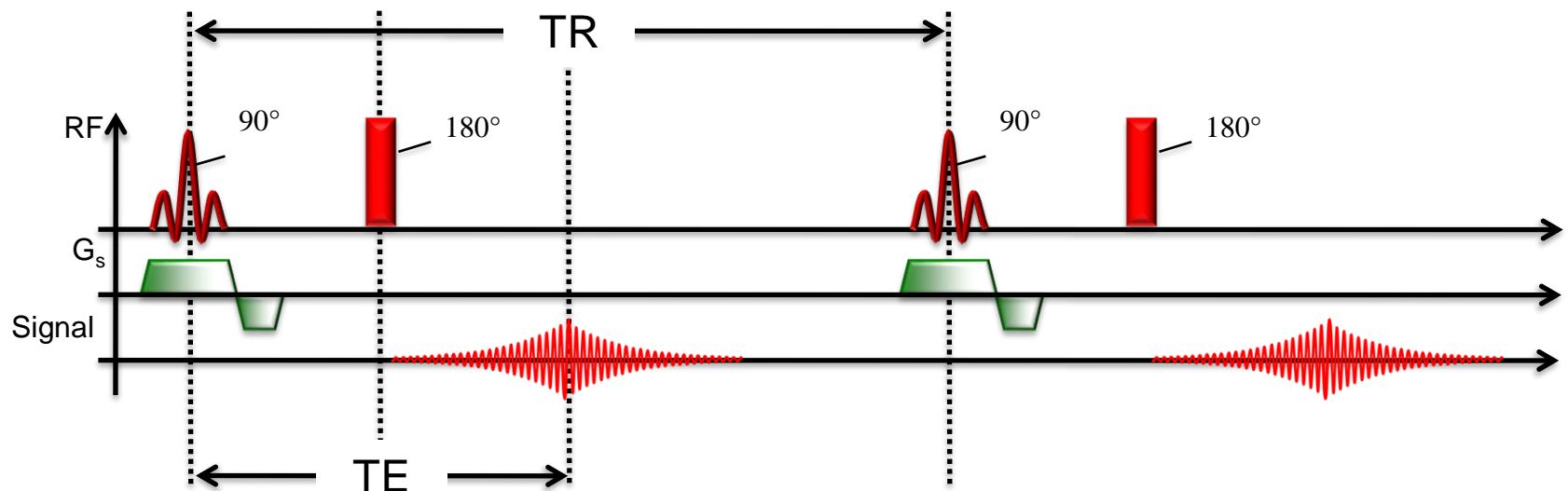


# Séquence d'écho de spin

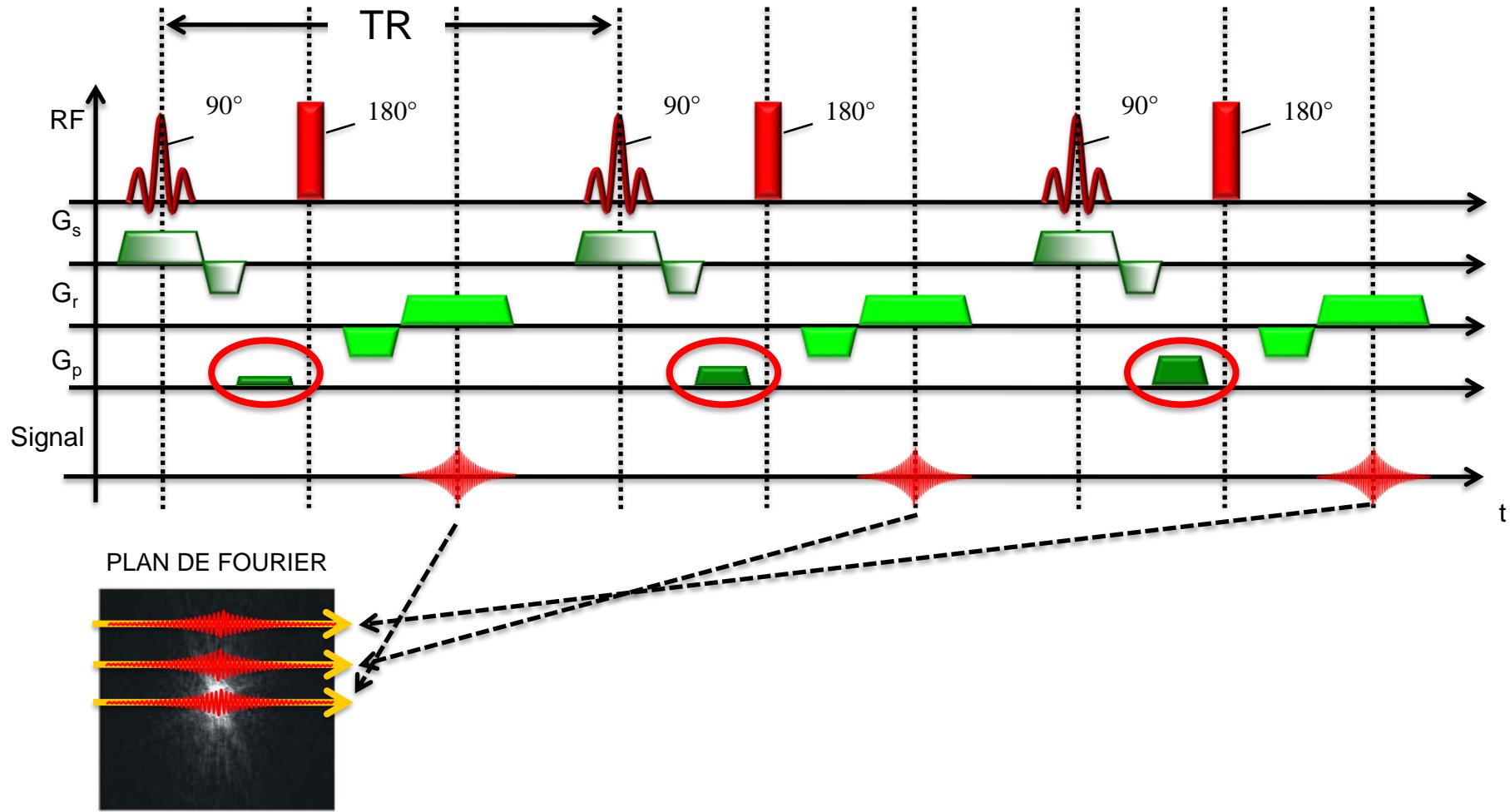


# Séquence d'écho de spin

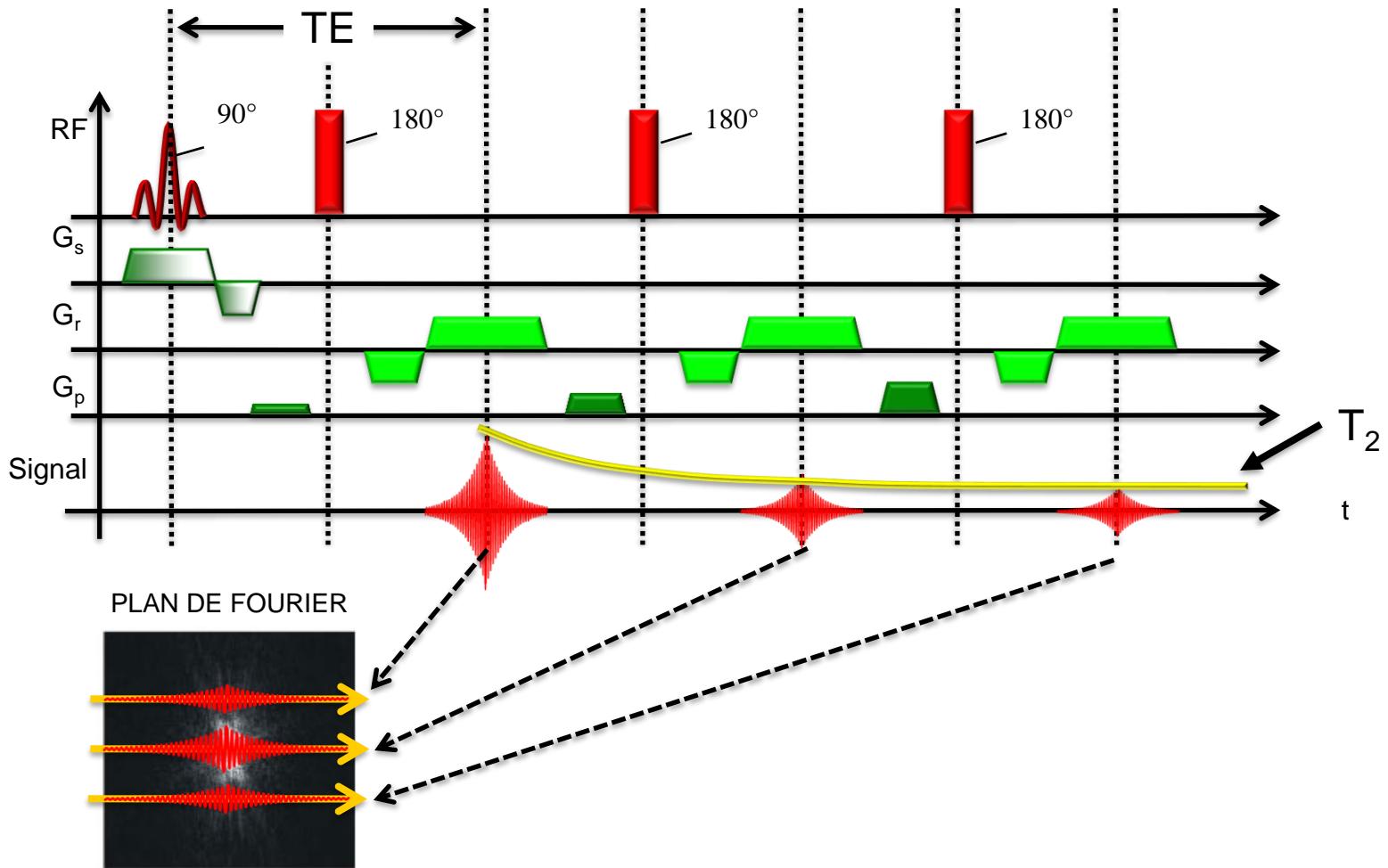
- Temps de répétition TR et temps d'écho TE



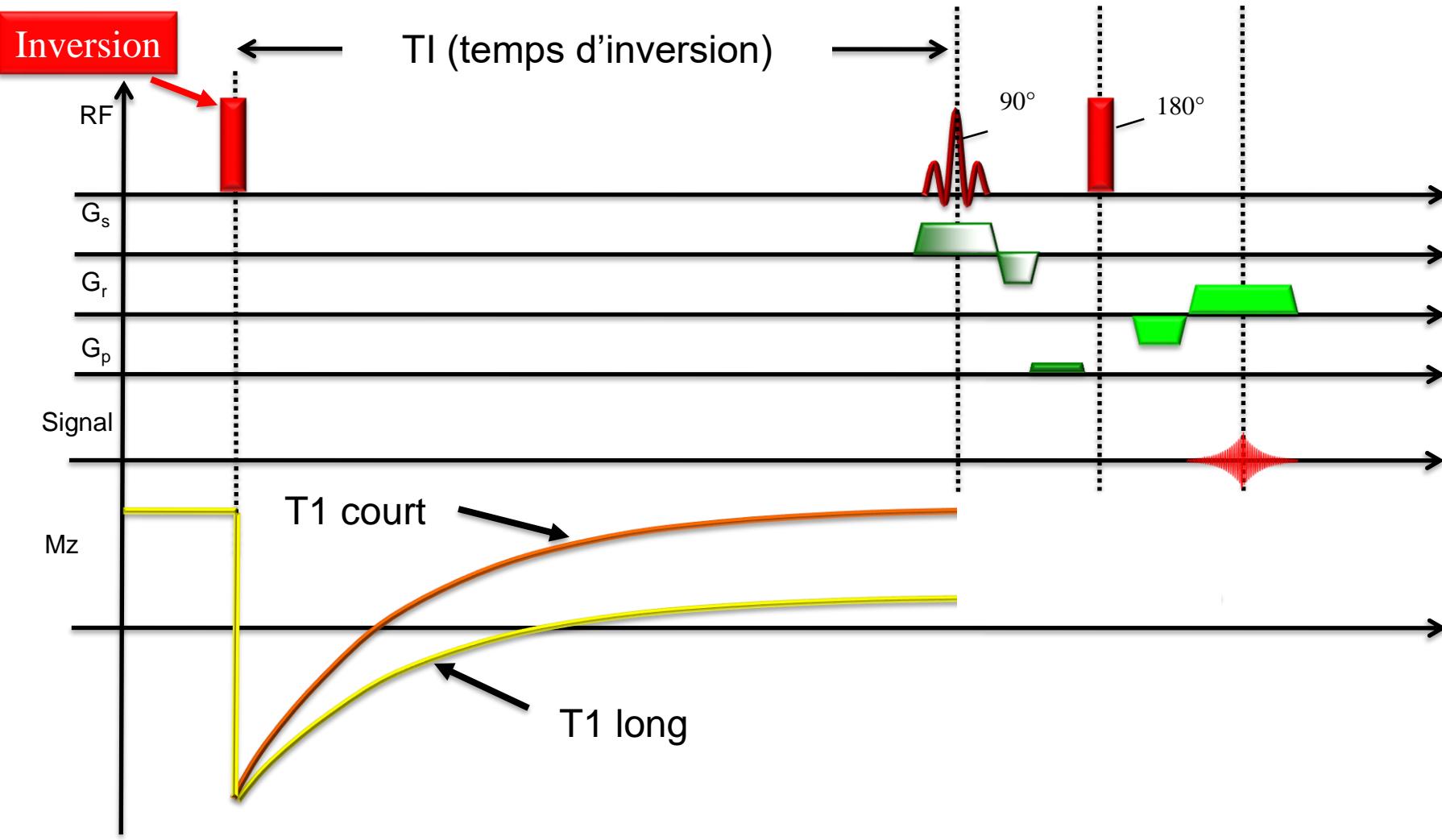
# Formation d'une image avec une séquence d'écho de spin



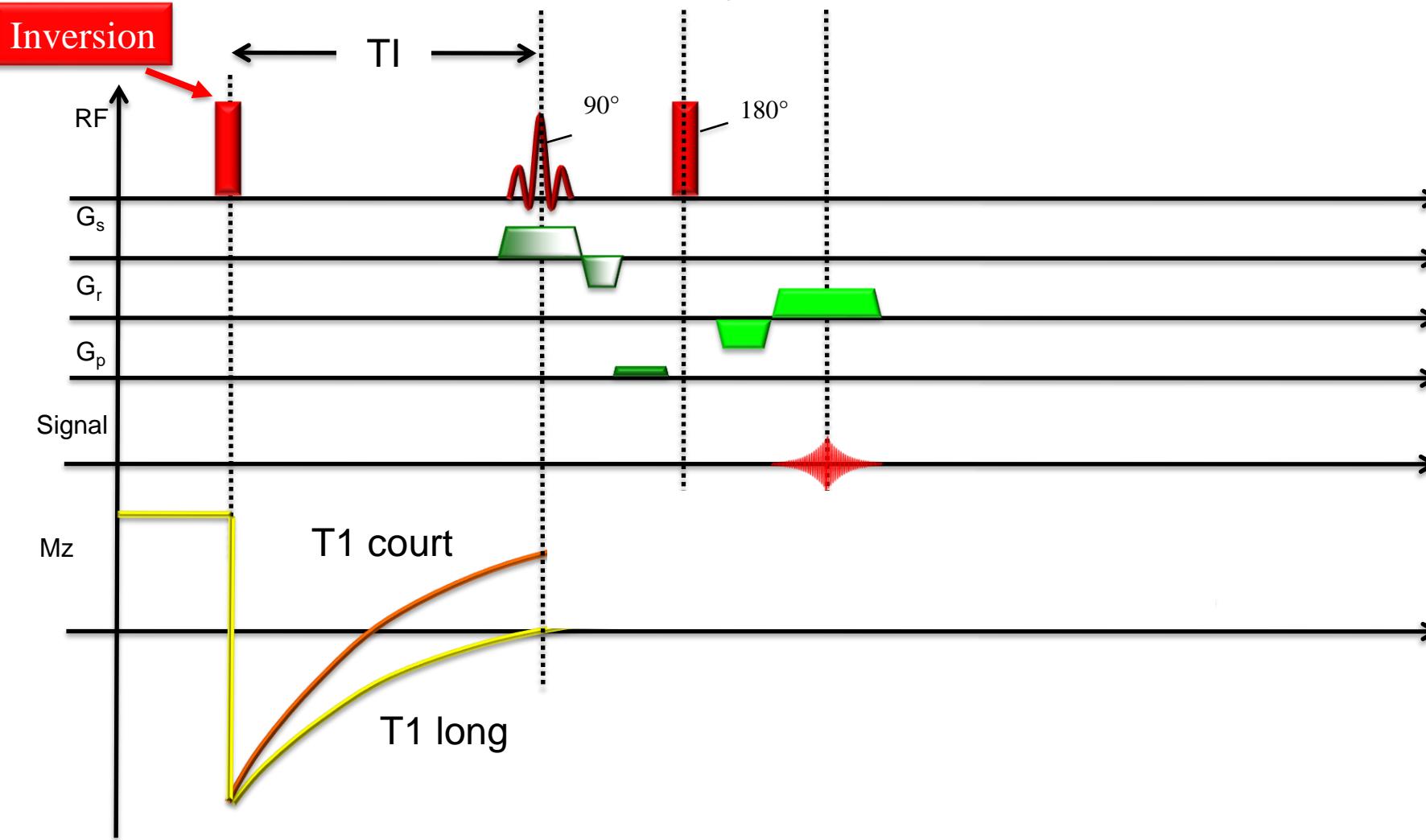
# Formation d'une image avec une séquence d'écho de spin turbo



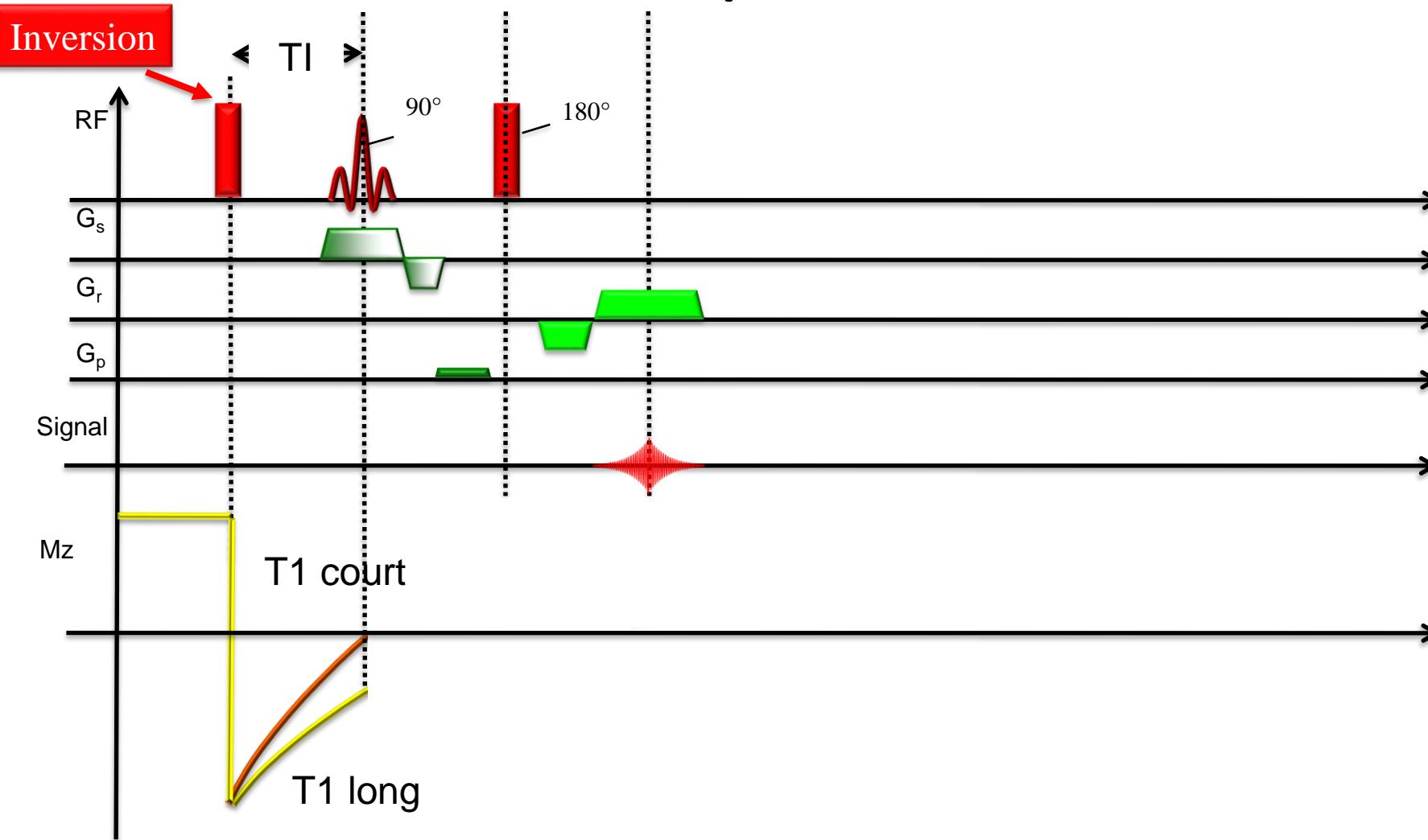
# Formation d'une image avec une séquence d'inversion-récuperation



# Formation d'une image avec une séquence d'inversion-récuperation



# Formation d'une image avec une séquence d'inversion-récuperation



# Séquence d'imagerie d'écho de spin

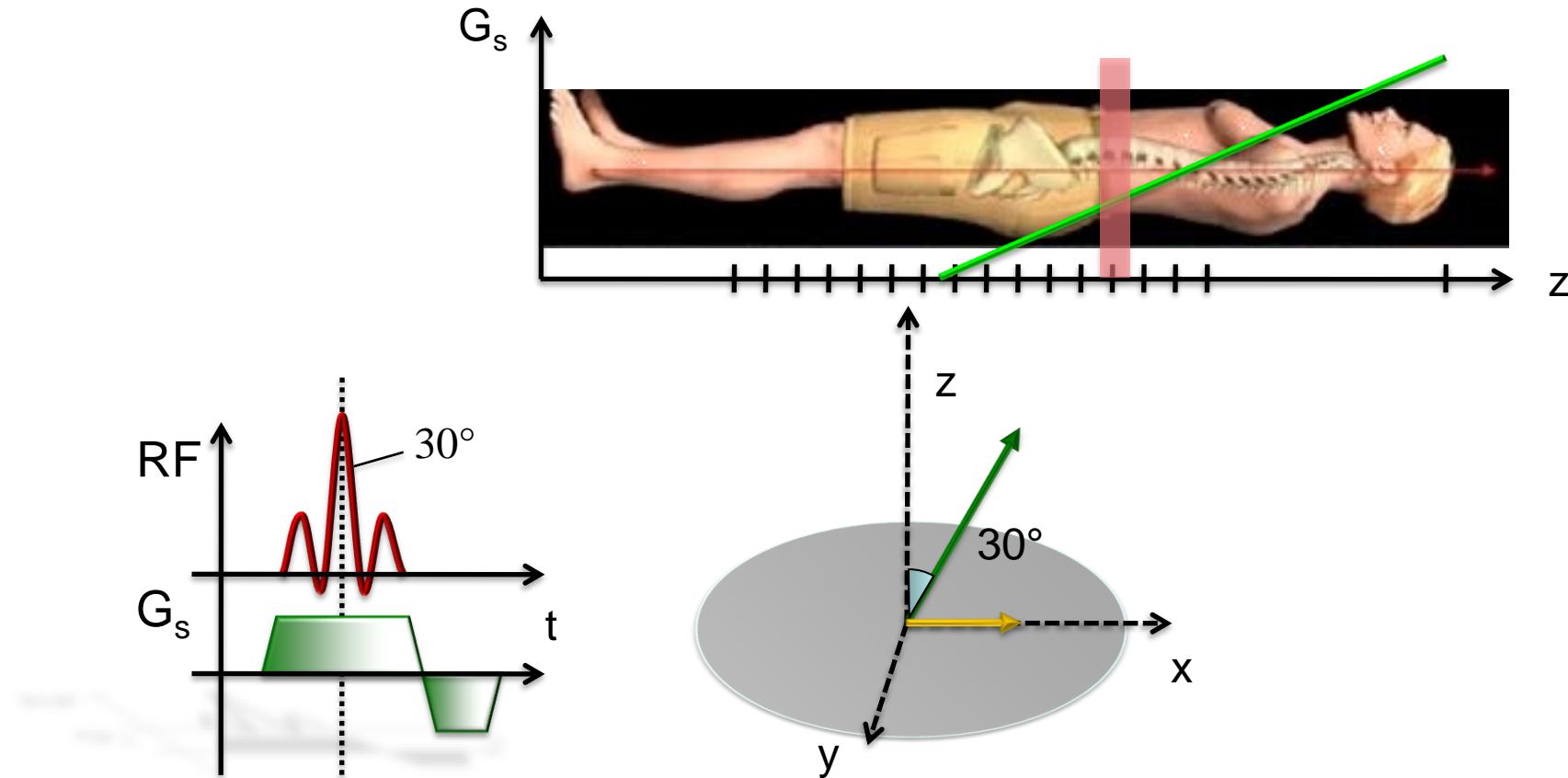
1.  $t=0$ : Application de l'**impulsion de 90°** qui bascule l'aimantation dans le plan transversal et qui doit coïncider avec  $G_s$ .
2. **Gradient de codage de phase  $G_p$**  (codage des lignes de la matrice dans le plan de Fourier).
3.  $t=TE/2$ : application de l'**impulsion de 180°**.
4.  $t=TE$ : **gradient de lecture  $G_r$**  bipolaire qui doit coïncider avec la réapparition du signal par écho de spin.
5.  $t=TR$ : **répétition** de la séquence.

# Séquence d'écho de gradient

- Séquence constituée d'une **impulsion radiofréquence initiale** (d'un angle de bascule généralement **inférieur à 90°**) suivi de l'inversion de polarité du gradient de lecture (gradient bipolaire) qui permettra le **rephasage des spins** et l'apparition d'un écho au temps TE.

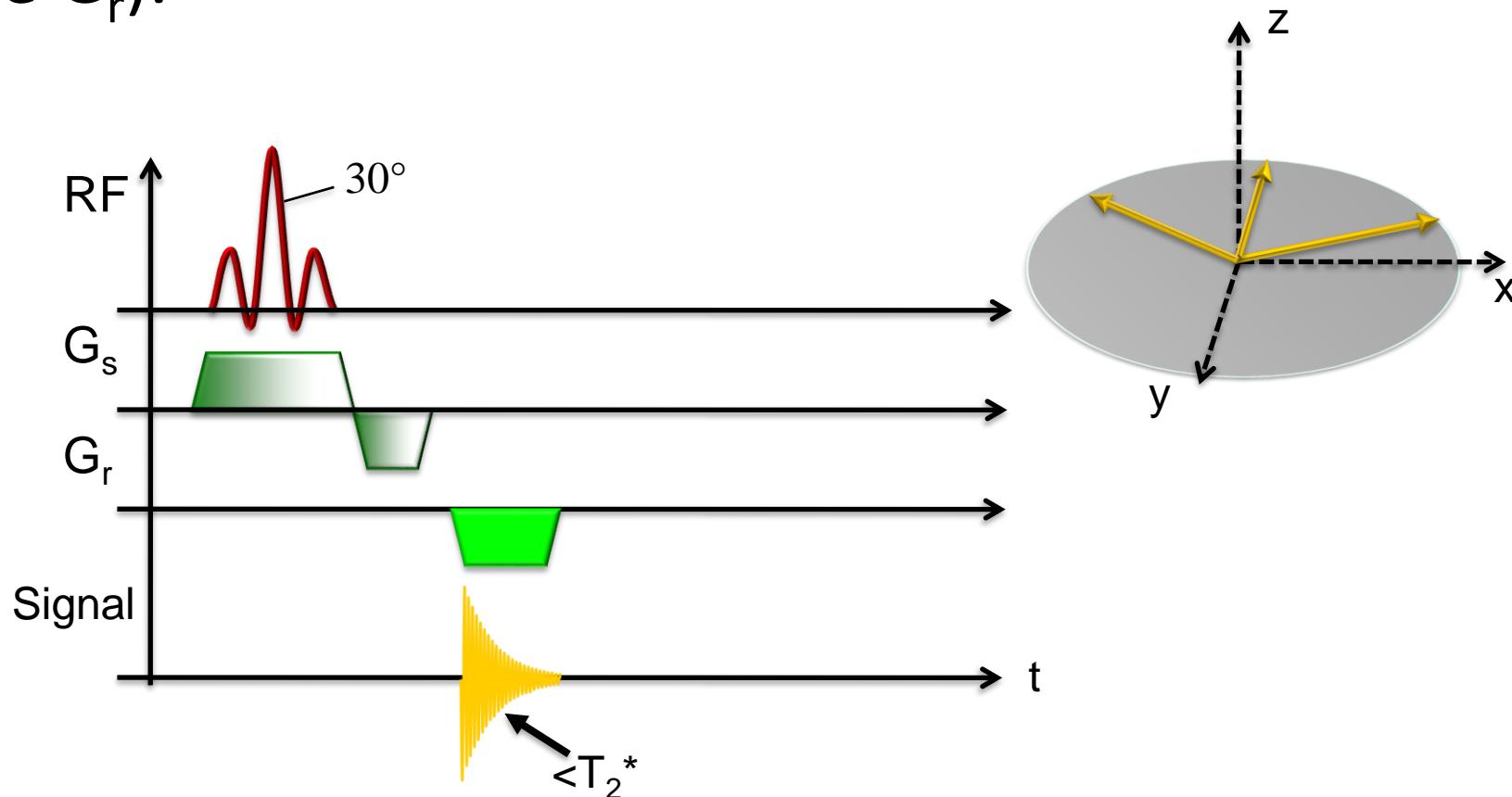
# Séquence d'écho de gradient

1.) Sélection de coupe à  $t=0$  (Impulsion  $<90^\circ$ ).



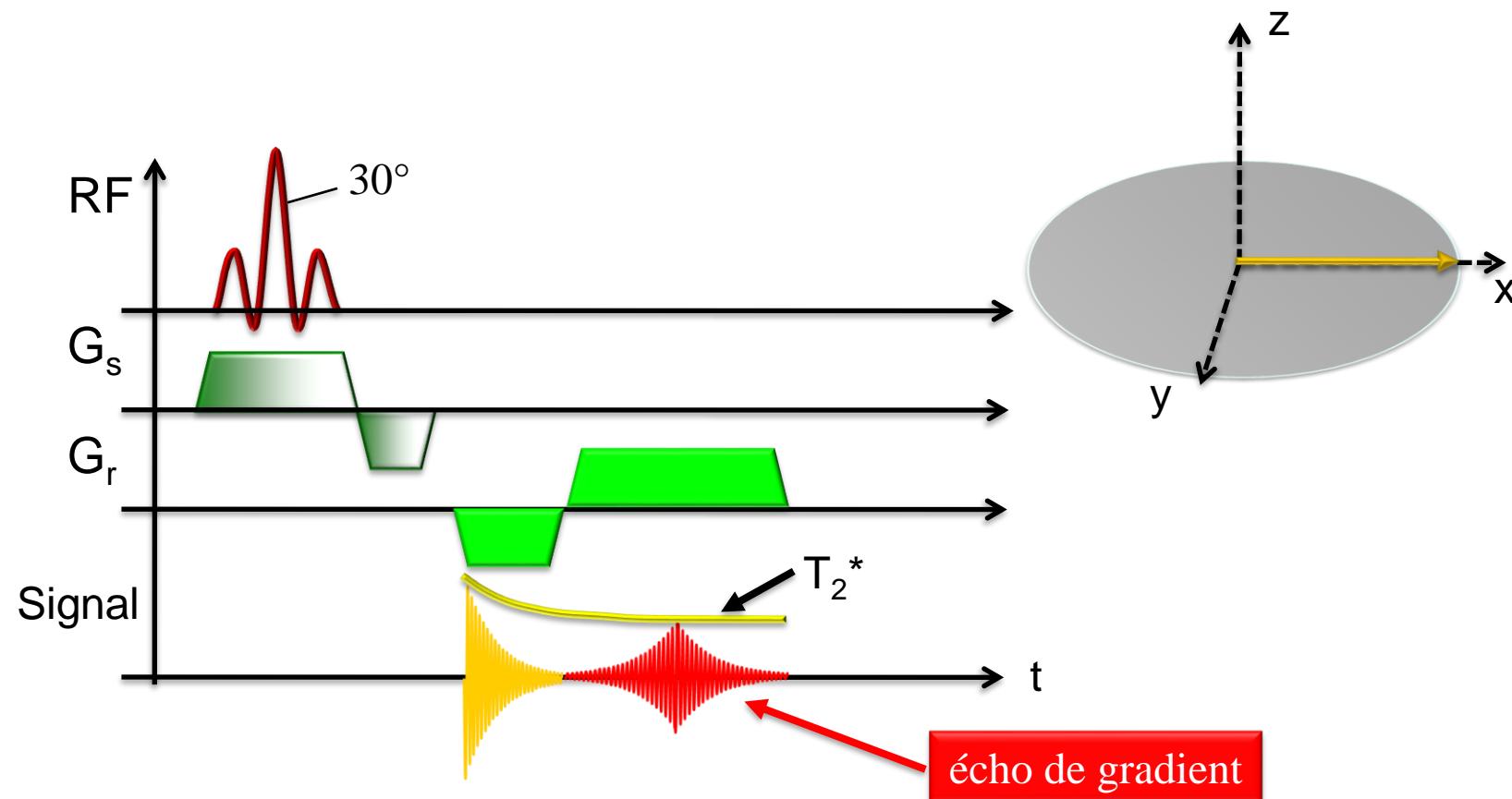
# Séquence d'écho de gradient

2.) Déphasage (courbe  $\langle T_2^* \rangle$  - accélérée par le gradient de lecture  $G_r$ ).



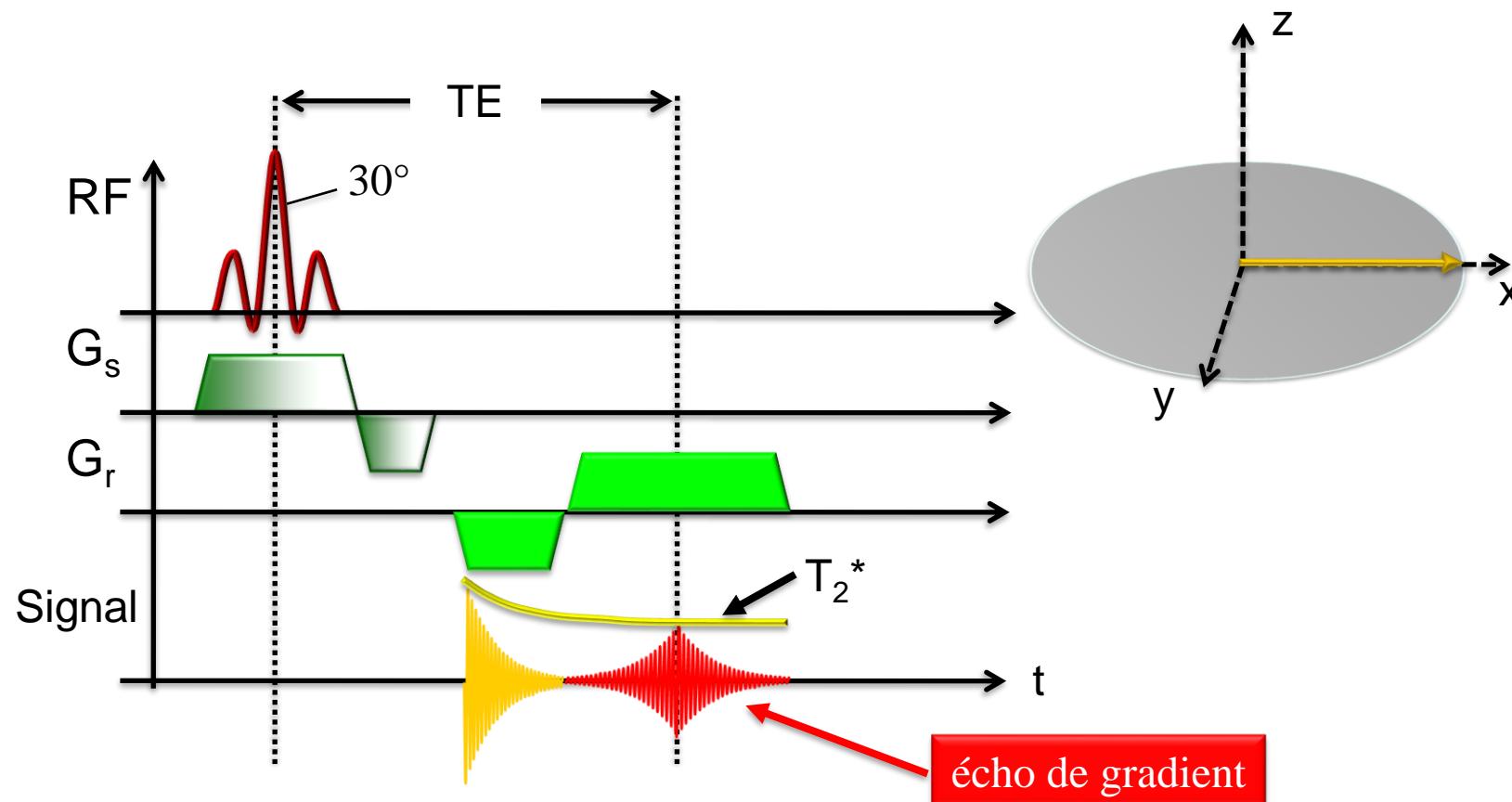
# Séquence d'écho de gradient

3.) Rephasage des déphasages induit par le même gradient.



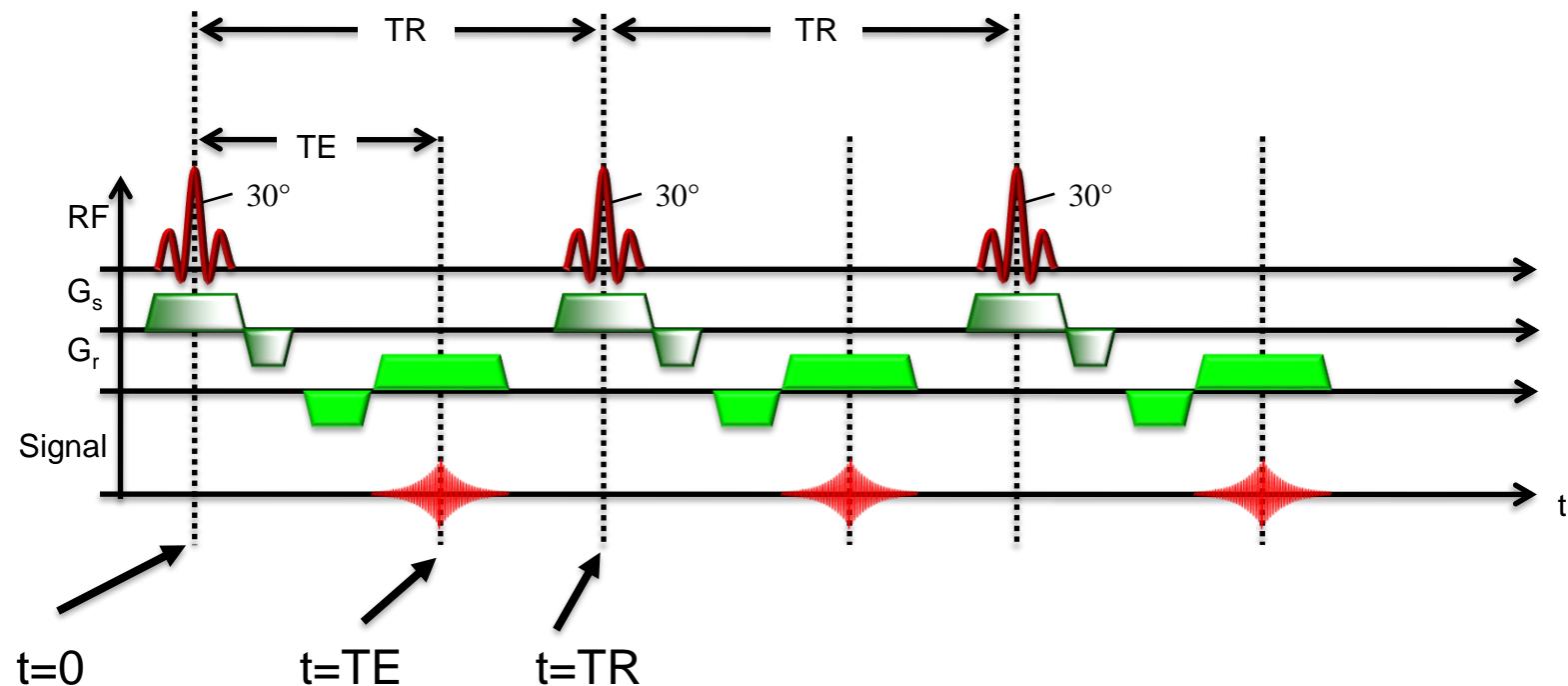
# Séquence d'écho de gradient

- Temps d'écho TE.

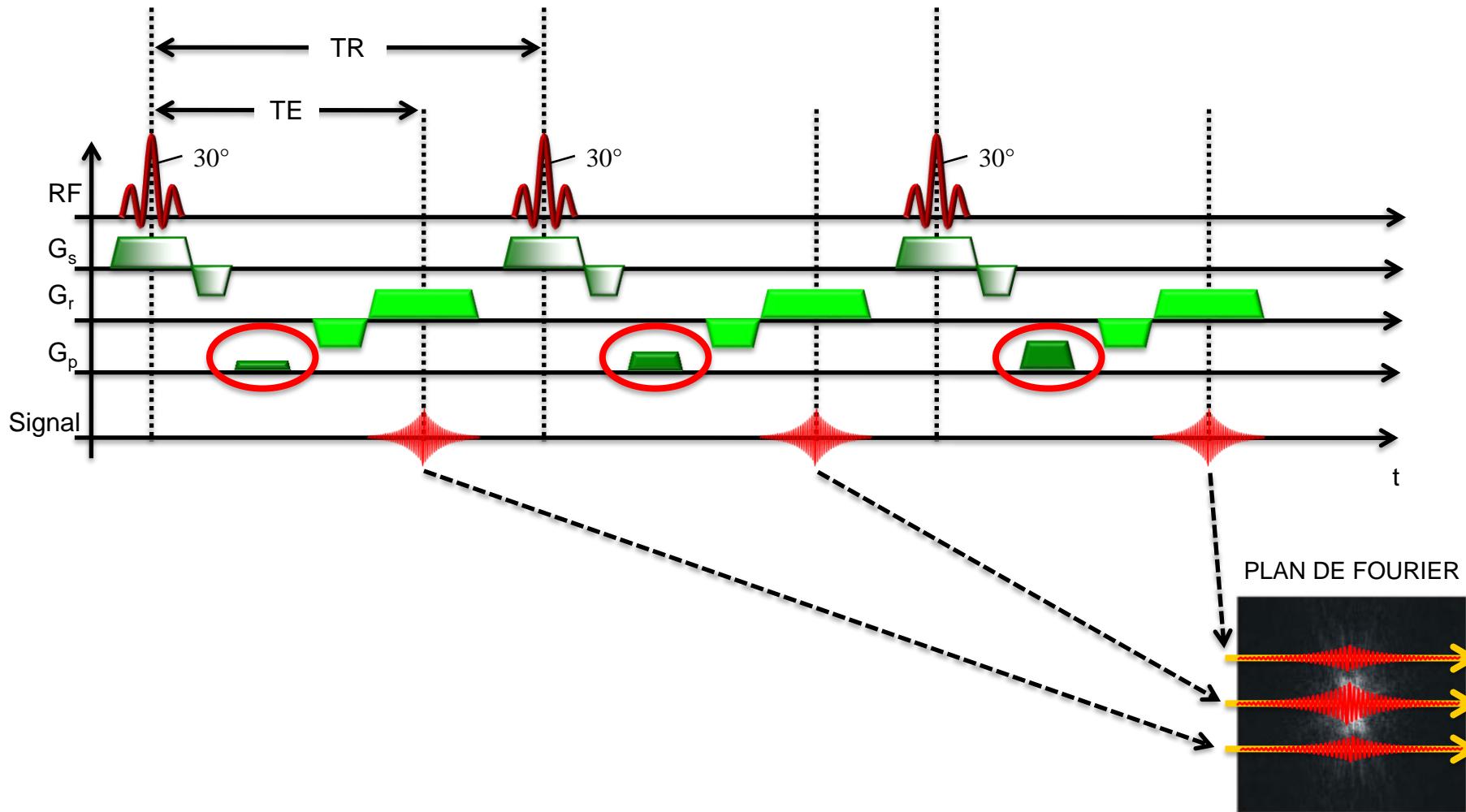


# Séquence d'écho de gradient

- Temps de répétition TR.



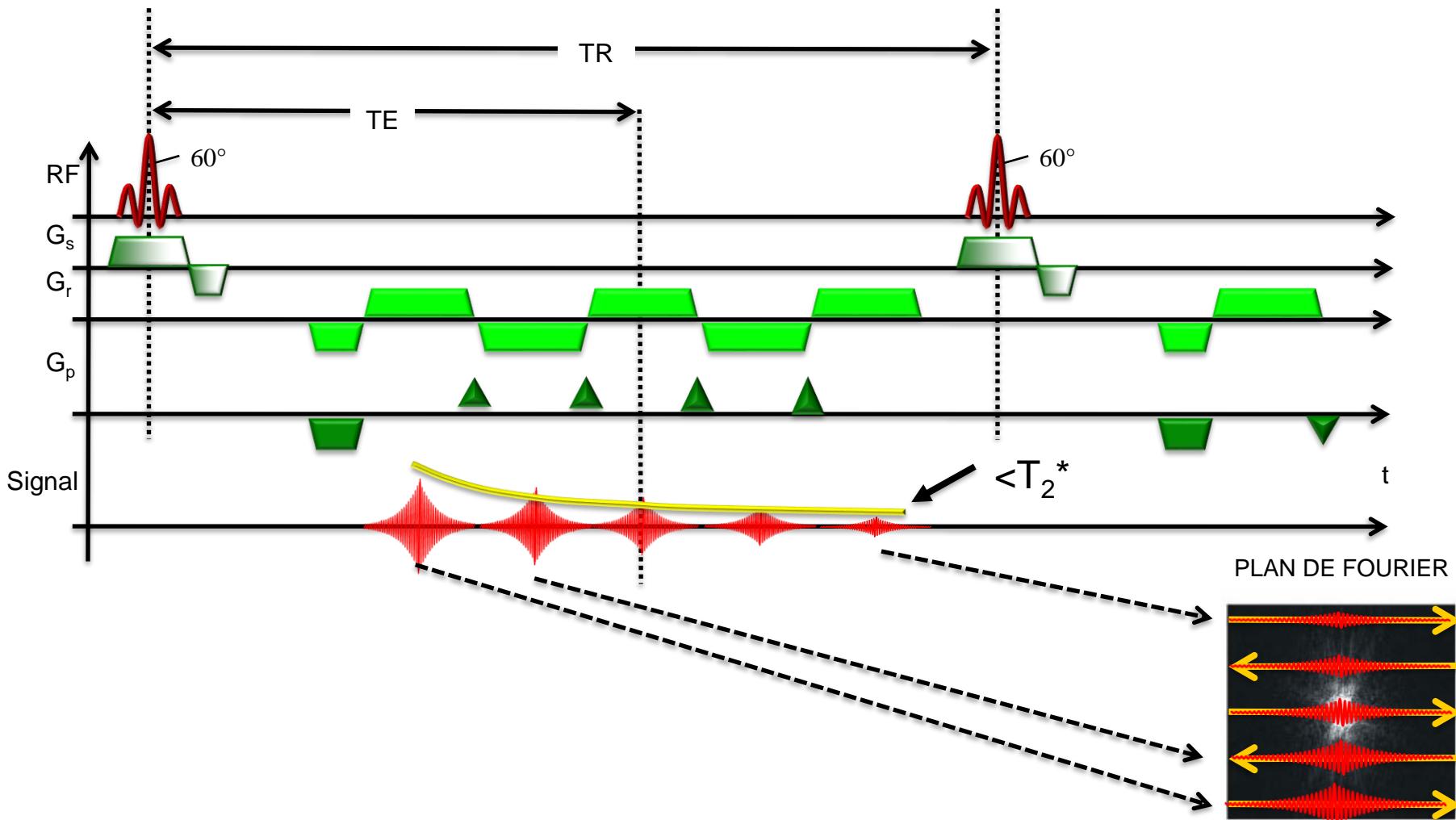
# Formation d'une image avec une séquence d'écho de gradient



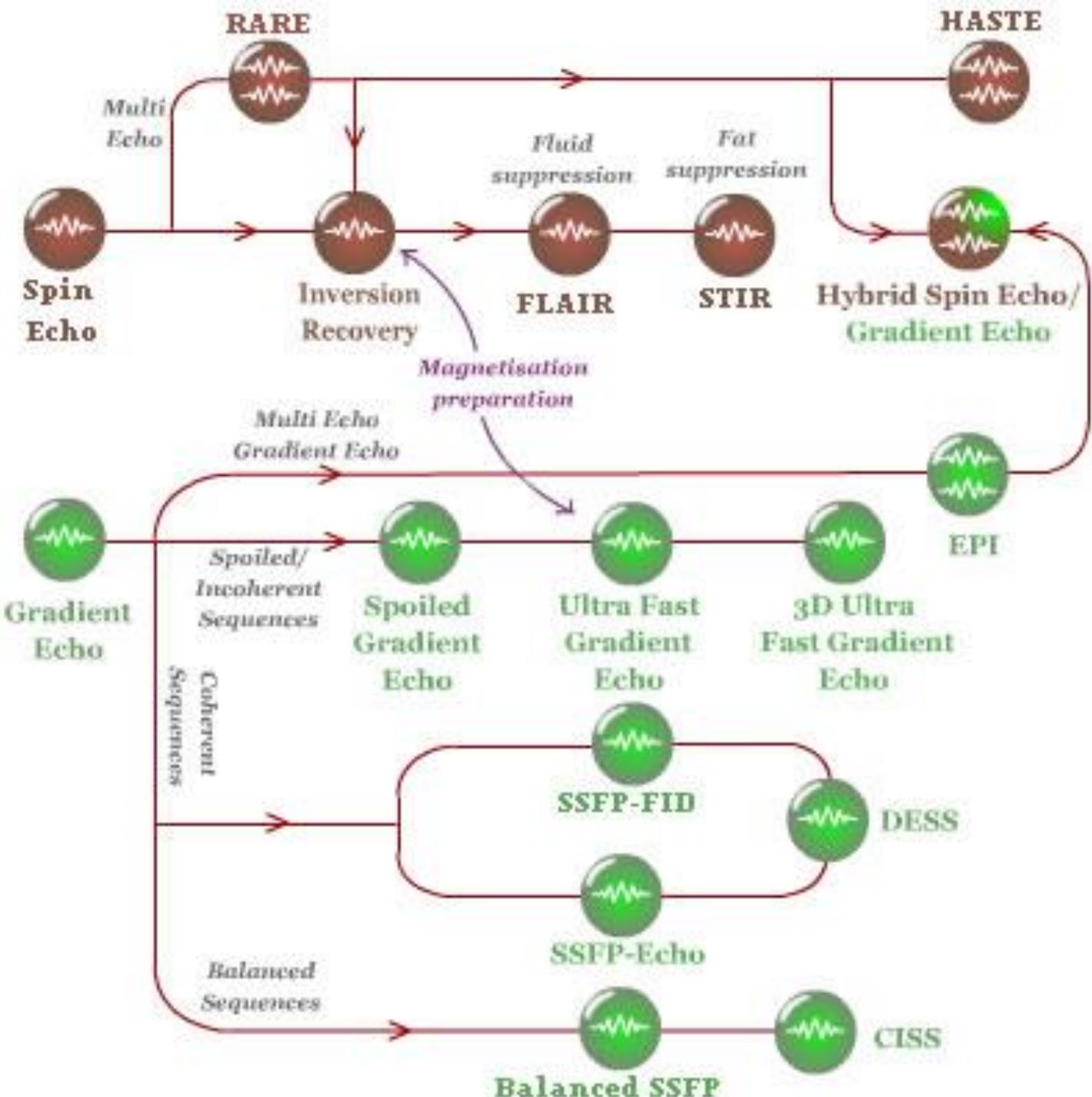
# Séquence d'imagerie d'écho de gradient

- 1)  $t=0$ : Application de l'**impulsion de <90°** qui bascule l'aimantation dans le plan transversal et qui doit coïncider avec  $G_s$ . Les spins sont en phase.
- 2) **Gradient de codage de phase  $G_p$**  (codage des lignes de la matrice dans le plan de Fourier).
- 3) **Gradient de lecture  $G_r$**  bipolaire équilibré.
- 4)  $t=TE$ : les spins sont rephasés, l'**écho de gradient** apparaît.
- 5)  $t=TR$ : **Répétition** de la séquence.

# Formation d'une image avec une séquence d'EPI (echoplanar)



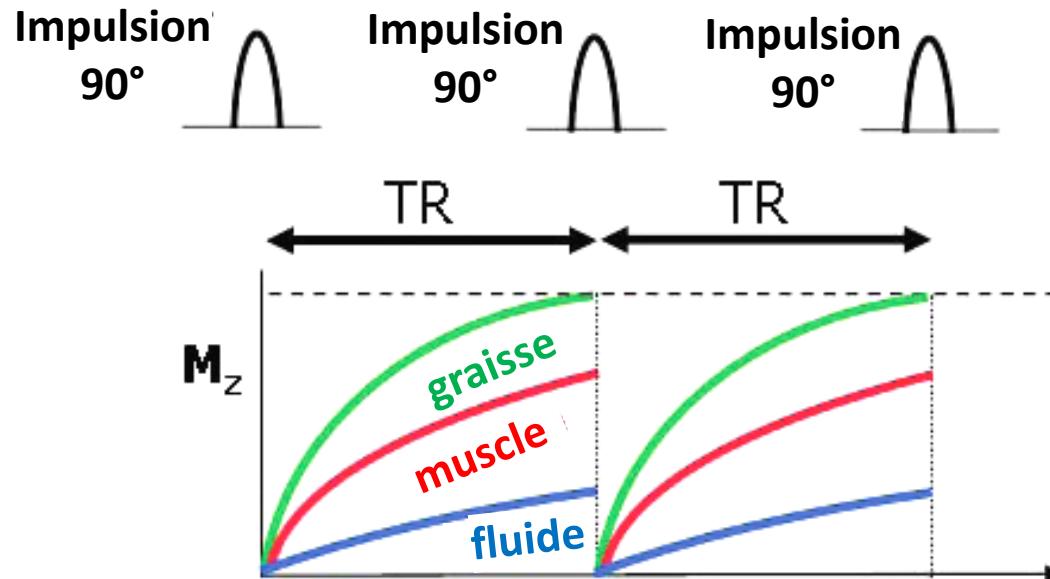
# Séquences d'Imagerie



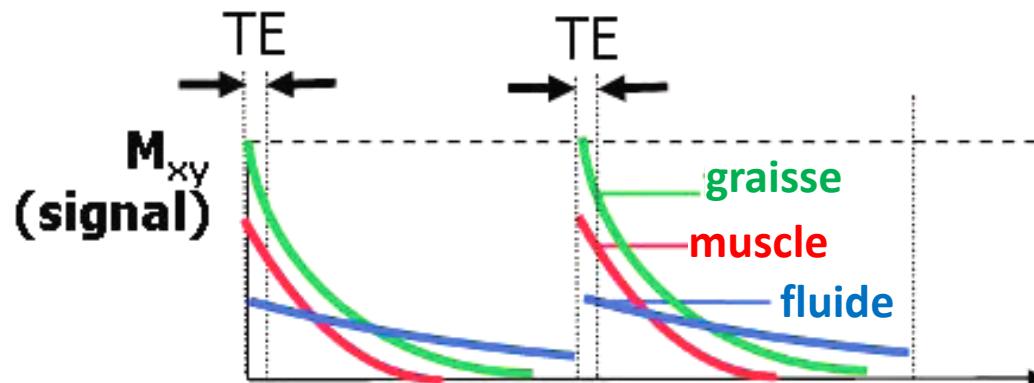
# TE vs TR – Spin Echo

		TR	
		Court	Long
TE	Court	Image pondérée en T1	Image pondérée par la densité des protons
	Long	-	Image pondérée en T2

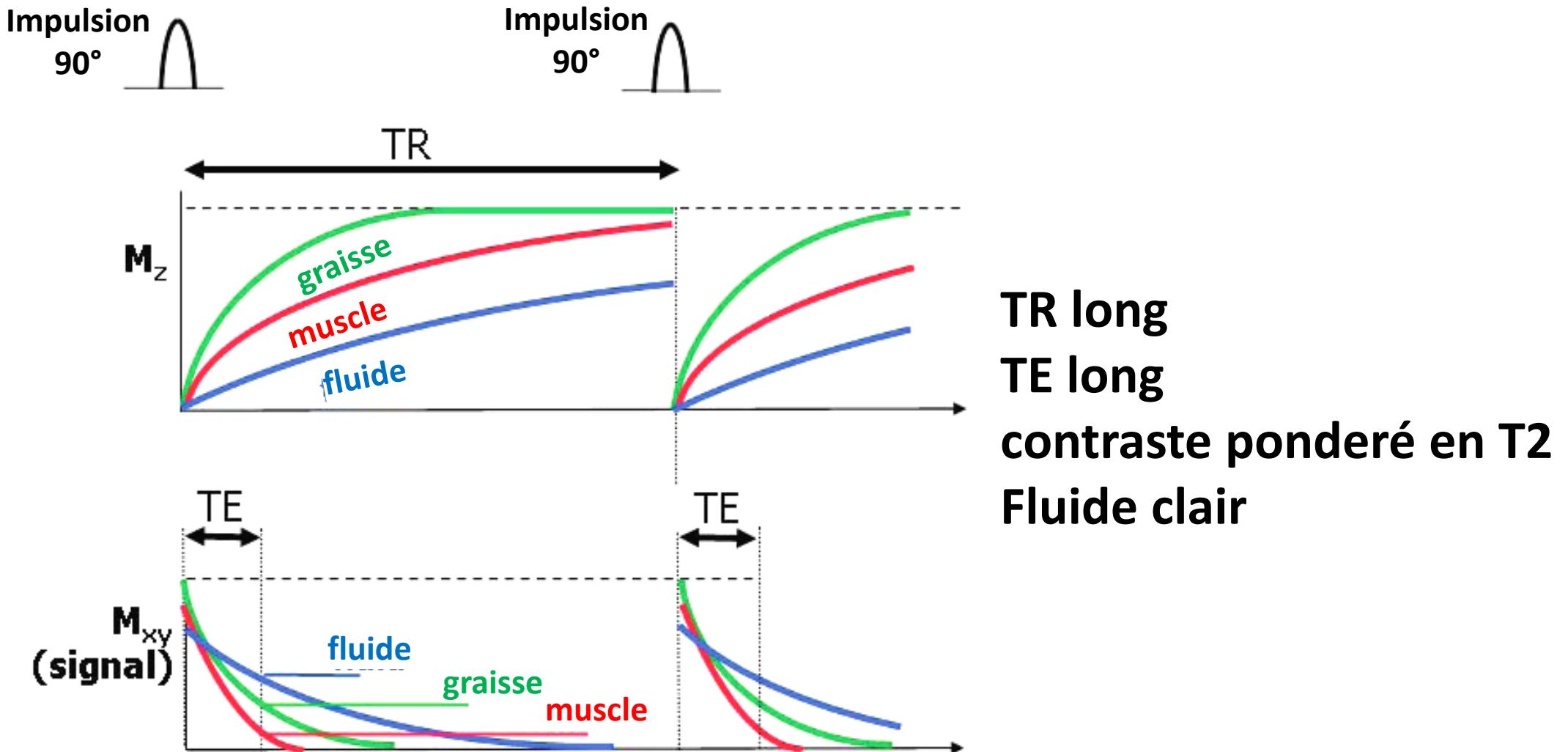
# Contraste pondéré en T1



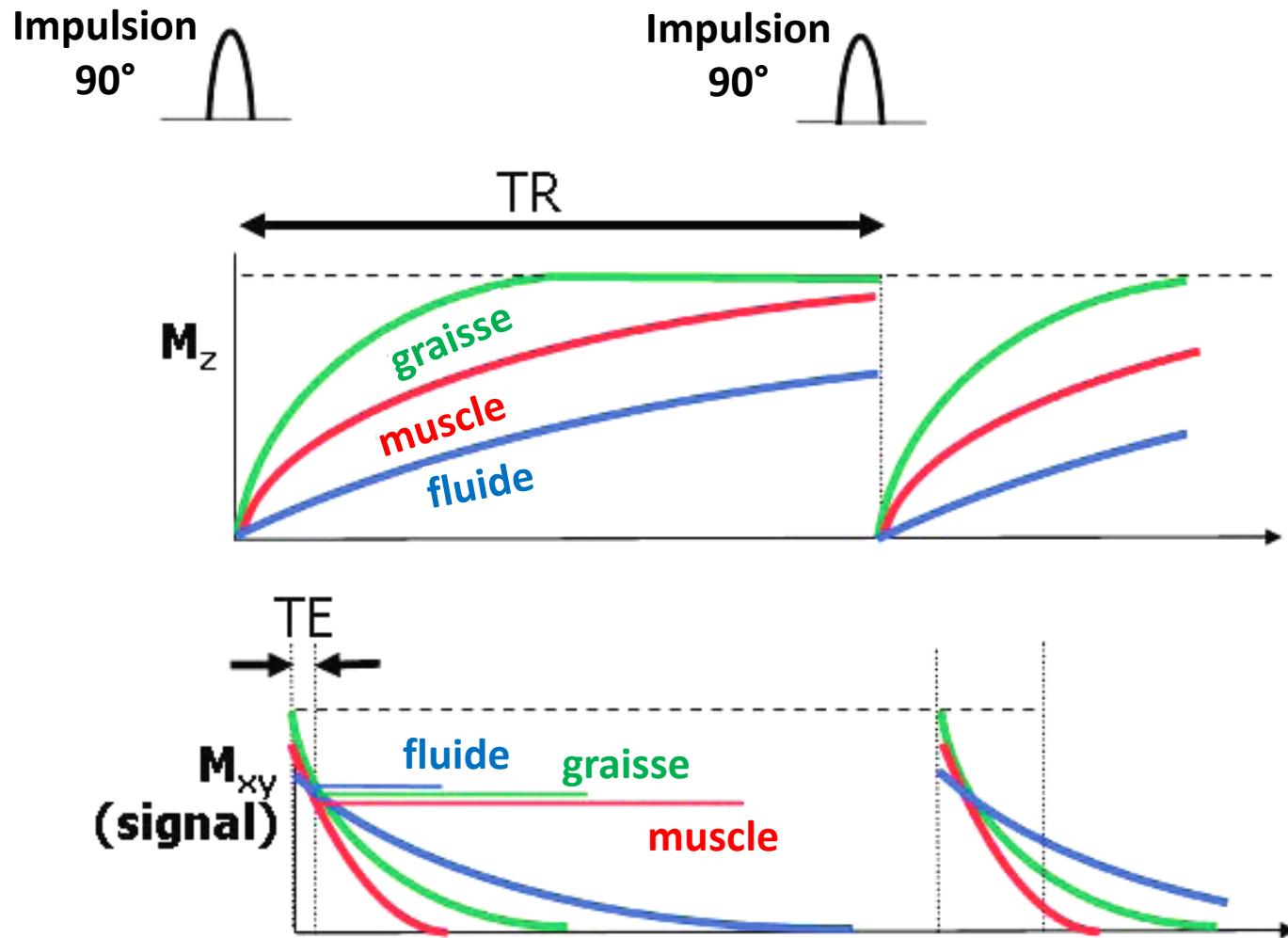
**TR court**  
**TE court**  
**contraste pondéré en T1**  
**Graisse claire**



# Contraste pondéré en T2



# Contraste pondéré en densité de proton

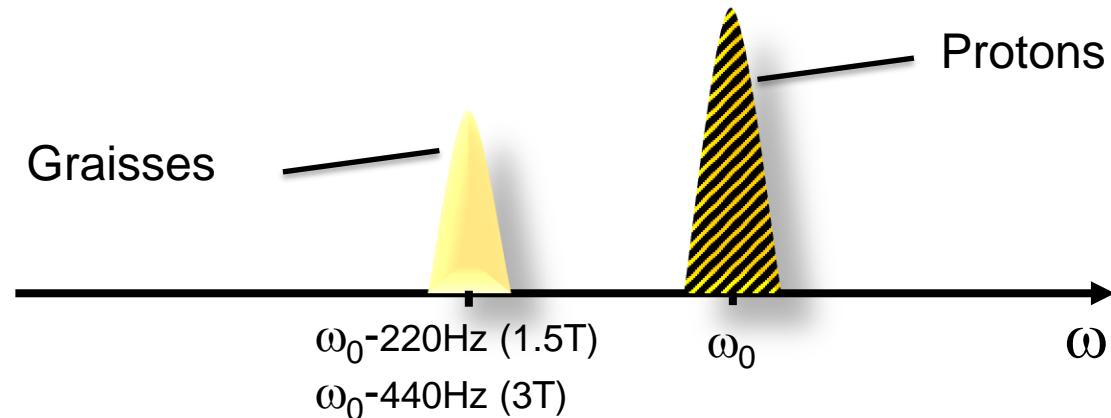


**Long TR**  
**Short TE**  
**High Sig!**  
**Low Con!**  
**"Proton d  
weighted"**

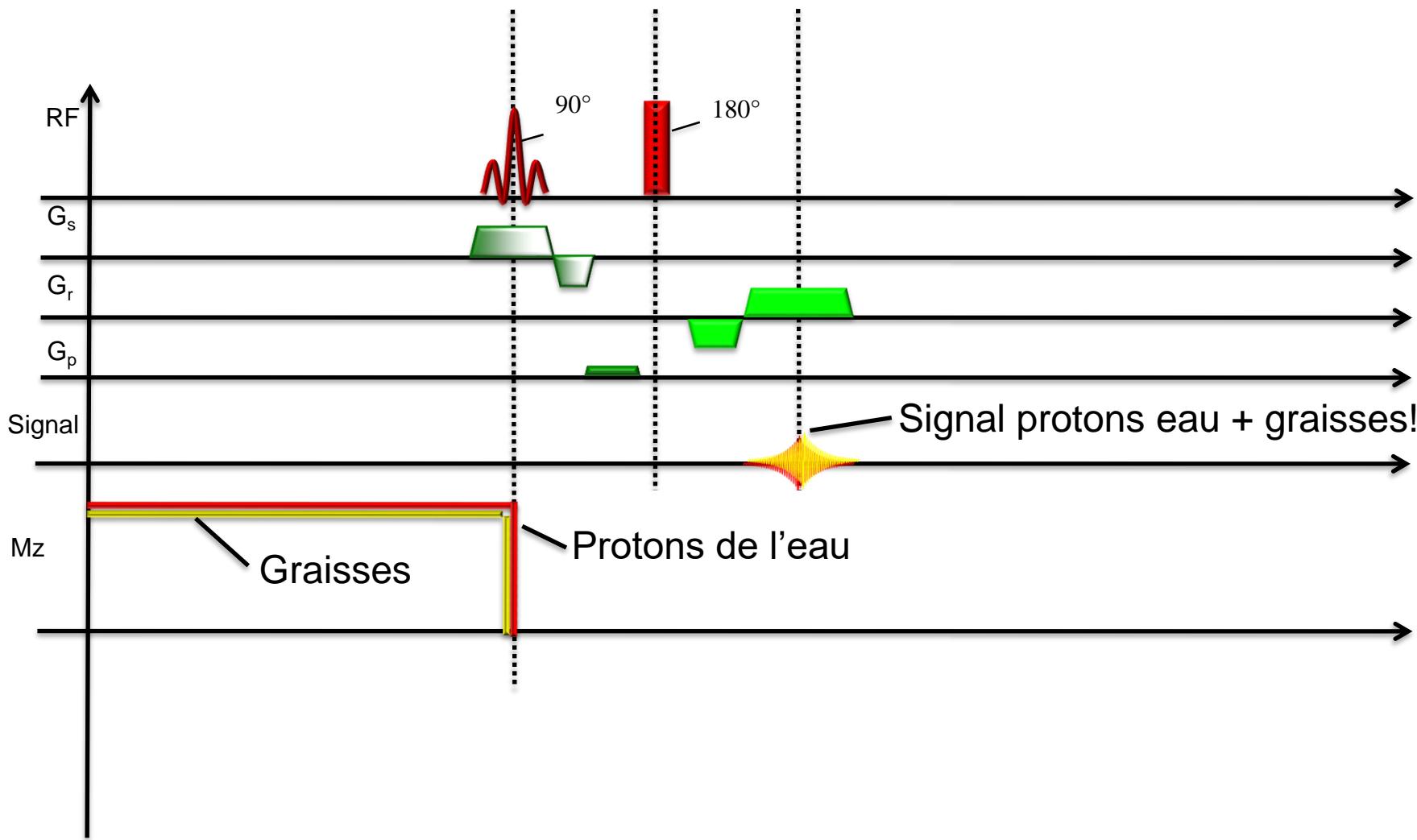
TR long  
TE court  
peu de contraste  
“pondération  
en densité de proton”

# Saturation des graisses

- Les séquences de saturation des graisses permettent de **supprimer la composante graisseuse** des tissus stationnaires dans les régions qui en contiennent beaucoup.
- On réalise cela en incorporant dans la séquence **une impulsion selective** centrée exactement sur le pic de résonance de la graisse.

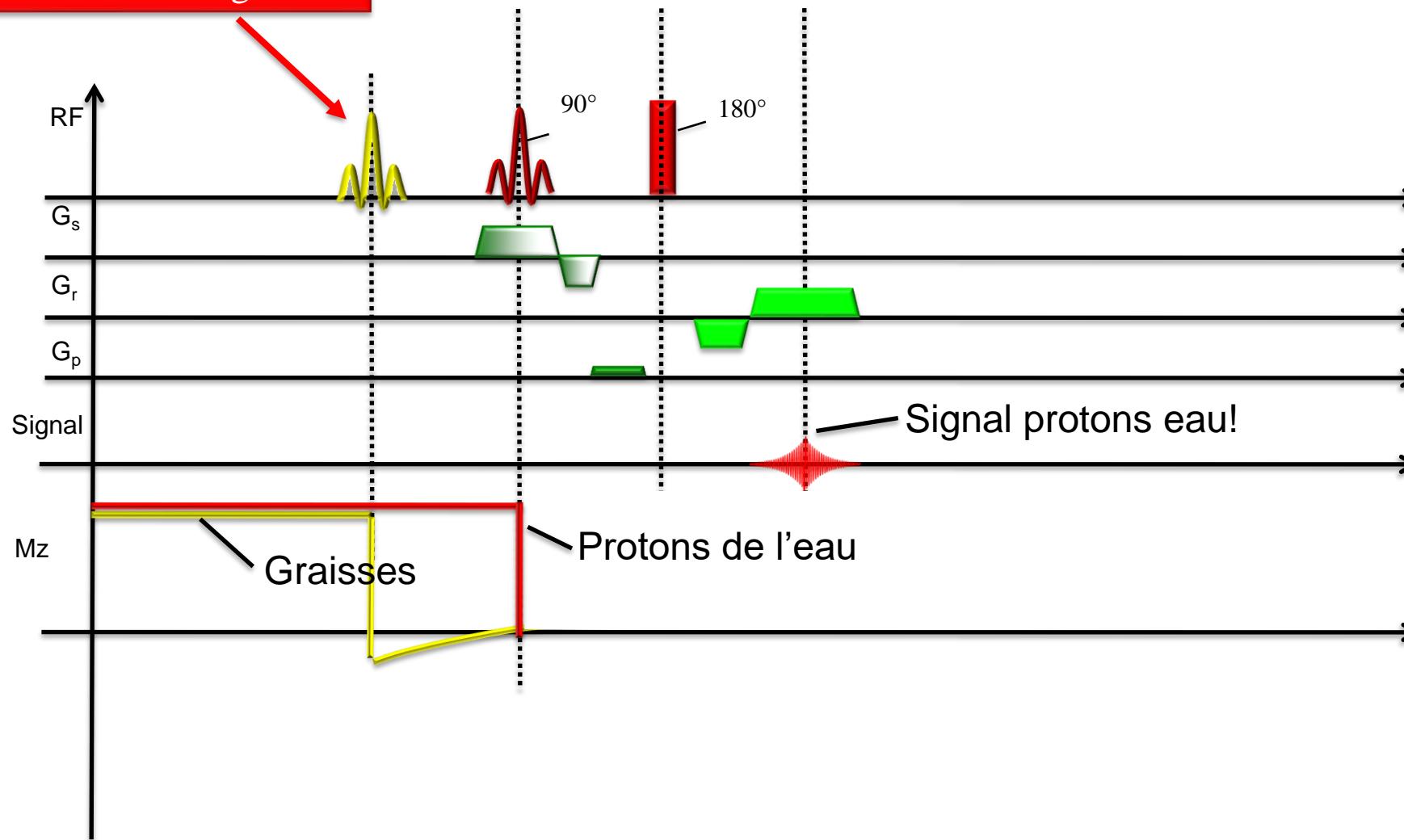


# Sans saturation des graisses



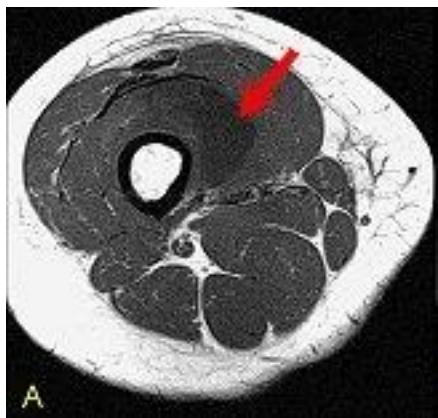
# Avec saturation des graisses

Saturation des graisses

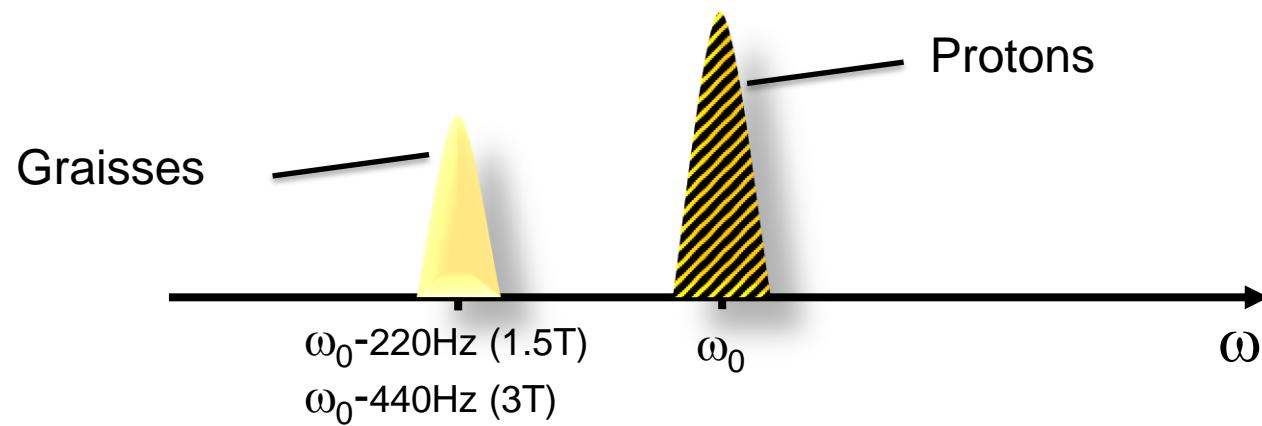


# Saturation des graisses

œdème

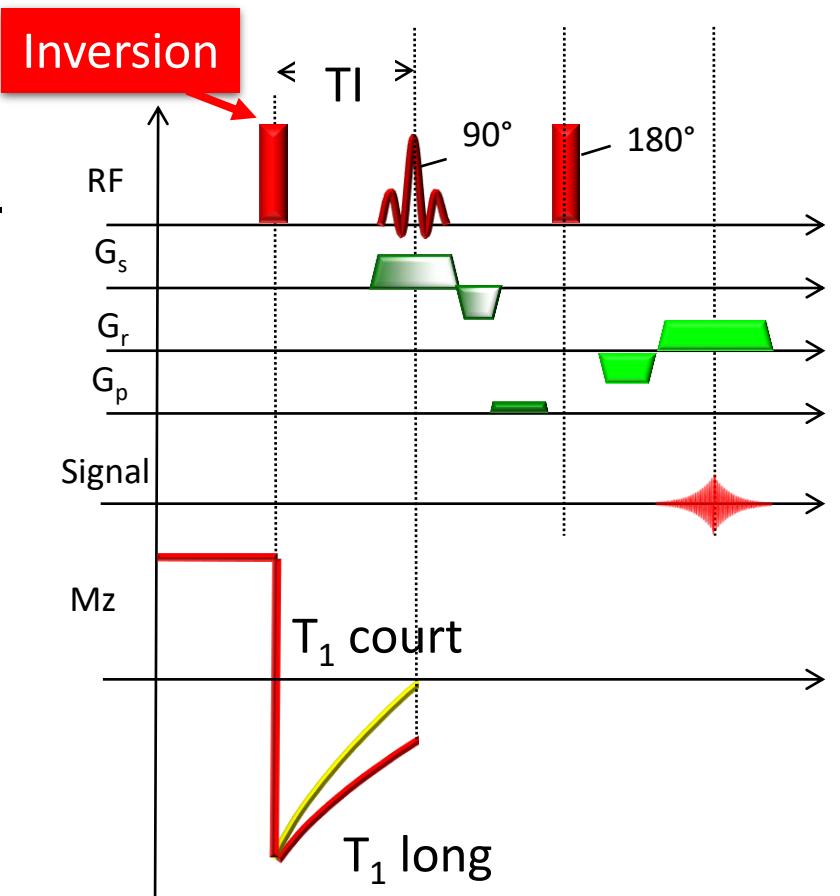


A



# Exemple - STIR

- Short-TI Inversion Recovery
- Echo de spin turbo avec IR non-sélective
- TI court (souvent 160-180 ms à 1.5T) pour supprimer les graisses
- IR non-sélective = robuste, mais invertit tout (donc pas post-Gd)



# Exemple - FLAIR

- Fluid-Attenuated Inversion Recovery
- Séquence IR-TSE avec TI choisi pour mettre les signaux des fluides (CSF, urine, etc.) à zéro
- Versions ponderées en  $T_1$  (TR et TE assez courts) ou en  $T_2$  (TR et TE longs)

# Physique de l'IRM II/III

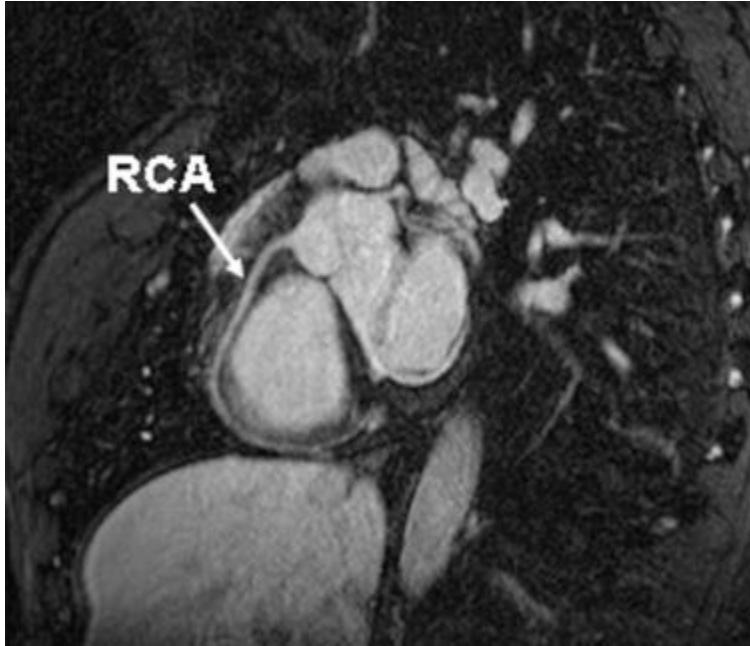
- Rapport signal-bruit
- Séquences d'imagerie
- **Effet de flux**
  - **Flux & IRM**
  - **Temps de vol & angiographie**
- Effet BOLD
- QCMs

# Flux & IRM



**b**

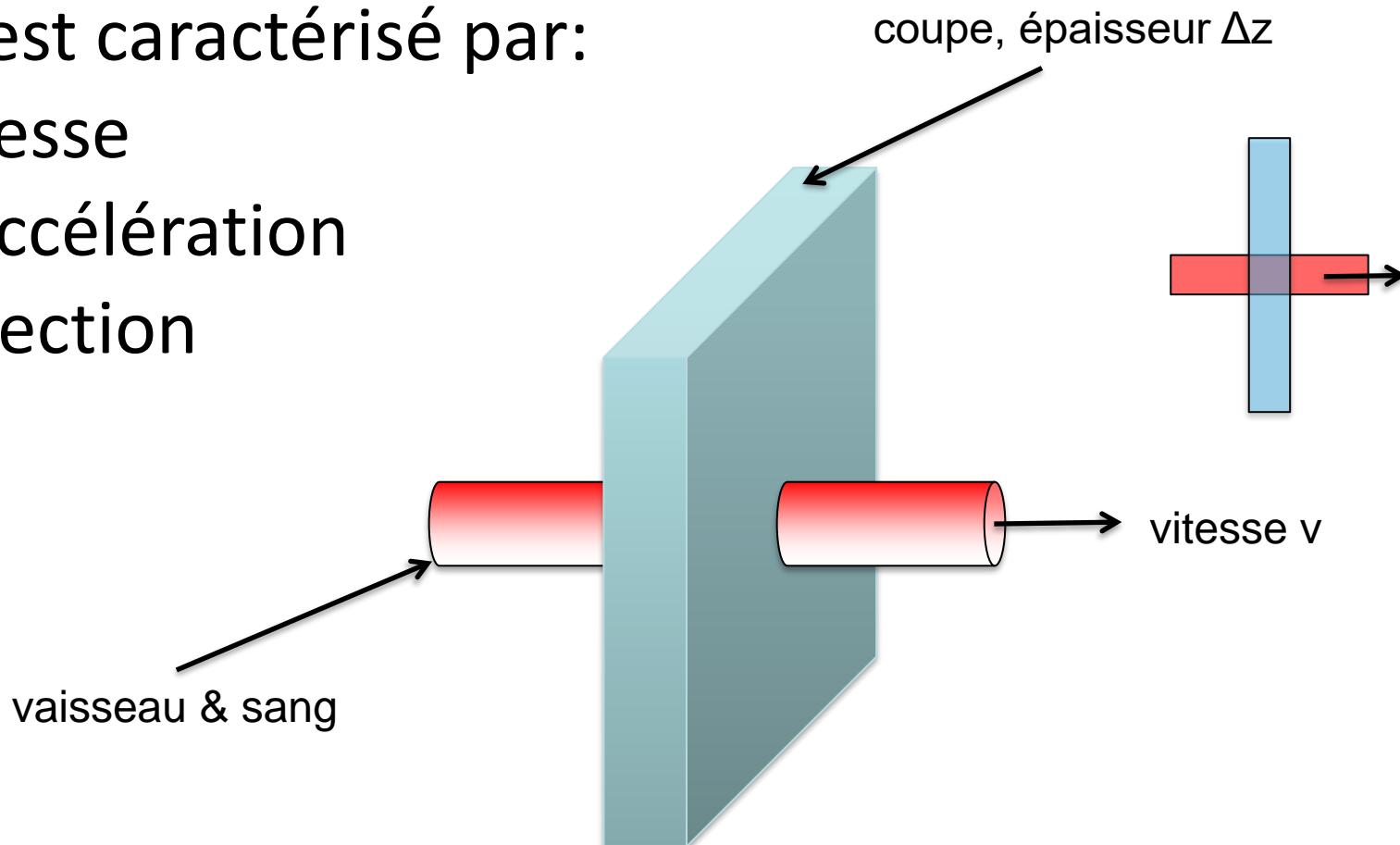
# Flux & IRM



- L'athérosclérose qui entraîne un **rétrécissement luminal** est vraiment une maladie de la **paroi vasculaire**.
- Typiquement, le rétrécissement luminal est précédé par le **remodelage artériel positif** ou une croissance de l'extérieur de la paroi vasculaire.
- Par conséquent, et pour détecter l'**athérosclérose précoce**, la visualisation de la paroi vasculaire coronarienne est importante.
- Au CHUV, **de nouvelles méthodes** pour la visualisation et la caractérisation quantitative de la paroi des vaisseaux coronaires sont développées.

# Effet de flux

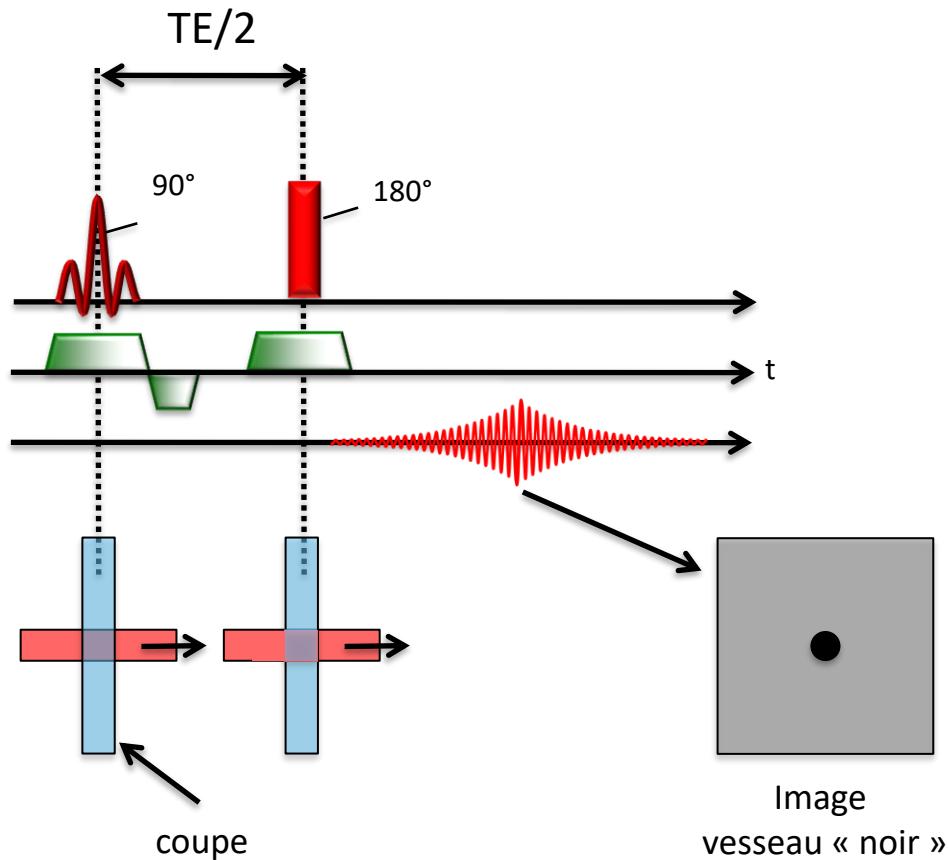
- Un flux est caractérisé par:
  - sa vitesse
  - son accélération
  - sa direction



# Effet de flux

- Absence de signal: Phénomène de sortie de coupe.

- Les protons quittent le plan de coupe (bleu) entre l'impulsion  $90^\circ$  et l'impulsion  $180^\circ$ .  
Seuls les protons ayant subi **les deux impulsions** peuvent engendrer un écho de spin.
- Les protons stimulés par l'impulsion  $90^\circ$  (violet) quittent totalement le plan de coupe avant l'impulsion  $180^\circ$  et sont **remplacés par des protons** n'ayant pas d'aimantation transversale (pas de signal).



# Effet de flux

- Absence de signal: Phénomène de sortie de coupe.

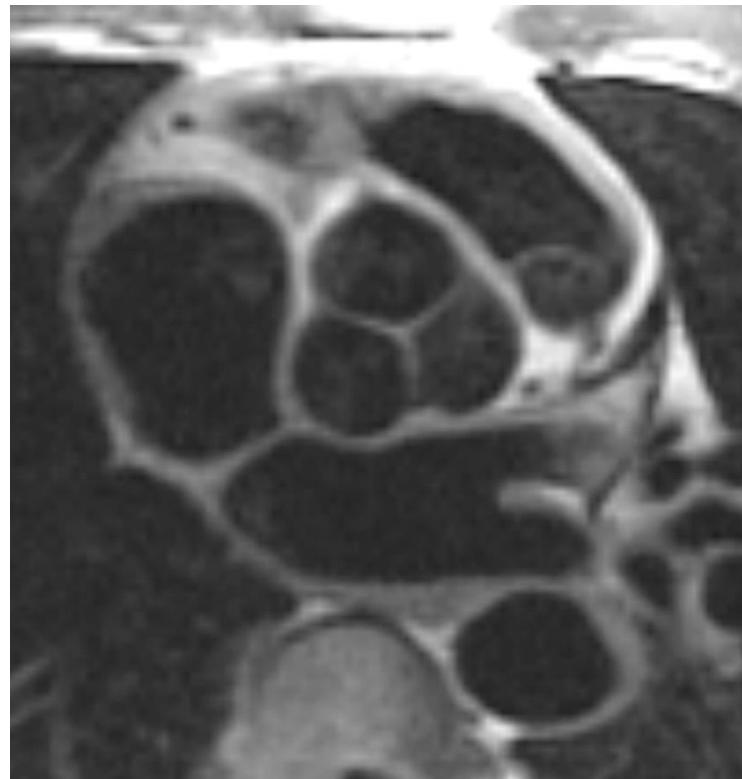
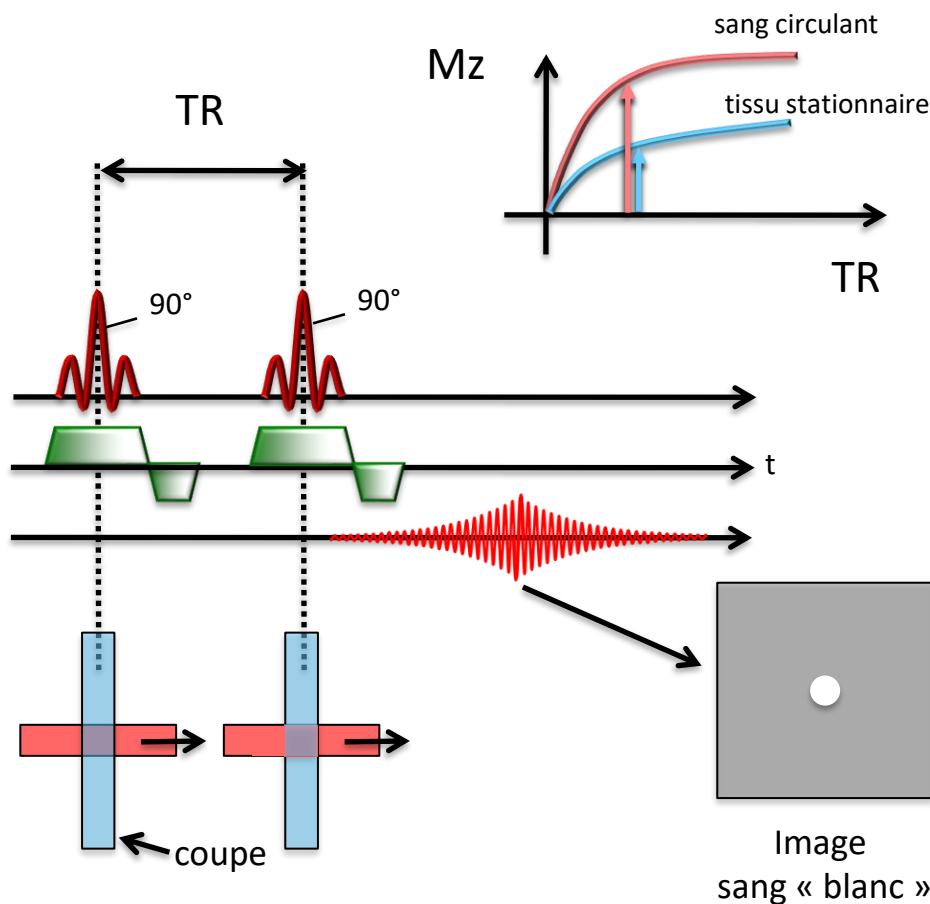


Image  
sang « noir »

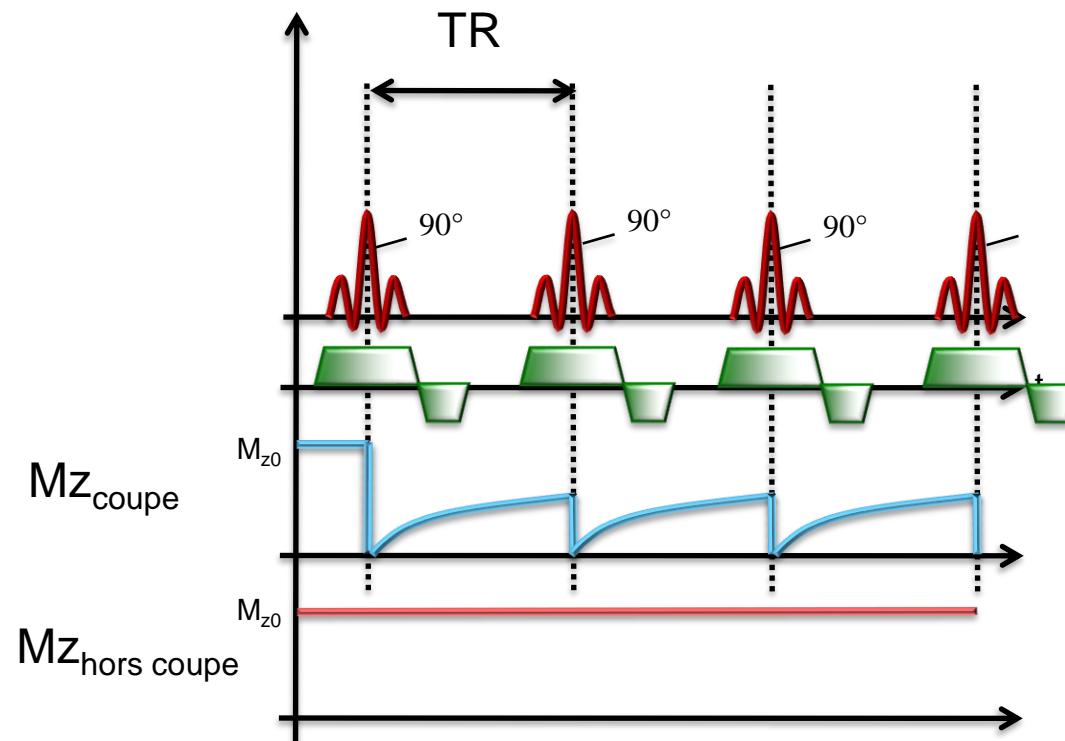
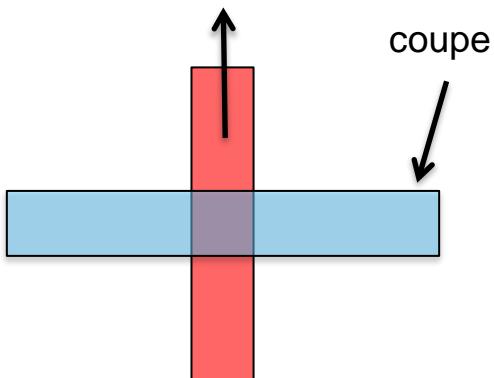
# Effet de flux

- Renforcement paradoxal: Phénomène d'entrée de coupe.

- Pendant l'intervalle TR, il y a un **renouvellement des protons** circulant à travers le plan de coupe (rouge). Ce sont des protons « frais » et leur vecteur d'aimantation longitudinal est maximal et par conséquent aussi le signal qu'ils engendrent.
- Les protons stationnaires stimulés par les **multiples impulsions 90°** (bleu) sont partiellement saturés (signal diminué).



# Effet de flux



# Effet de flux

- Renforcement paradoxal: Phénomène d'entrée de coupe.

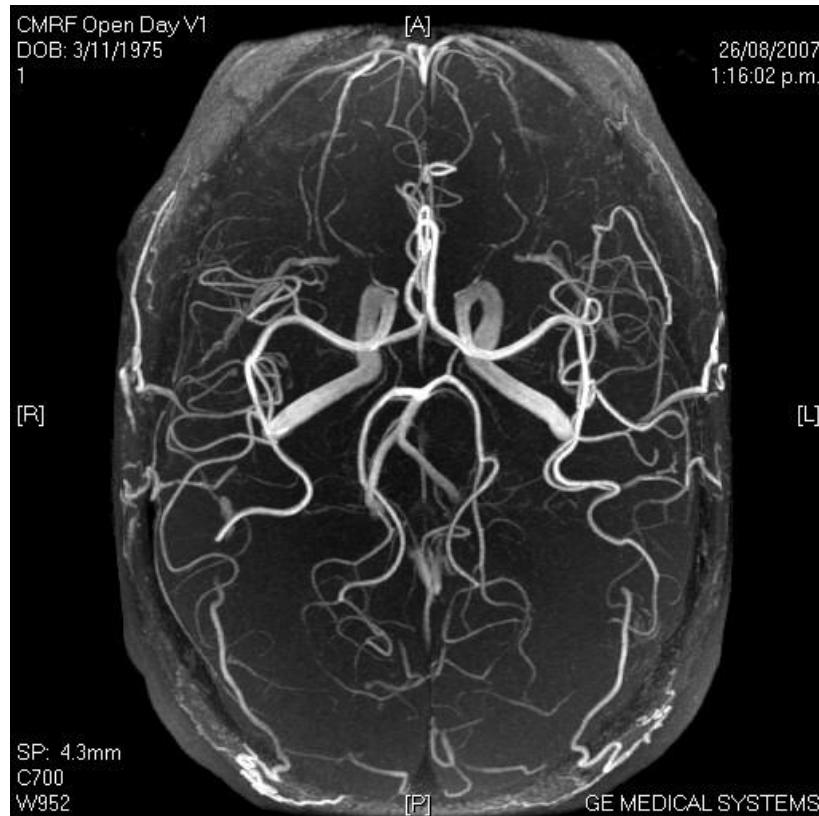
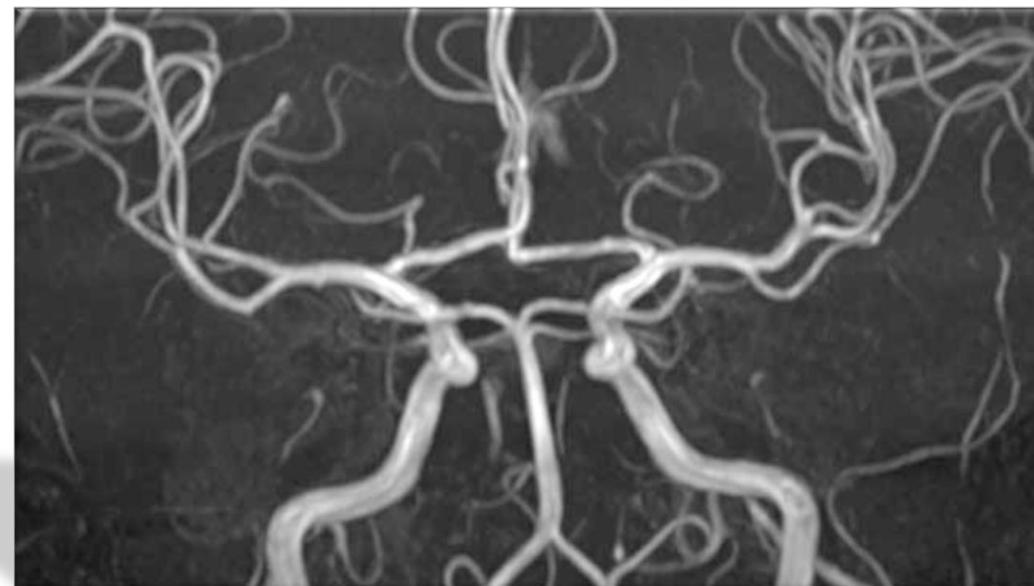


Image  
sang «blanc»

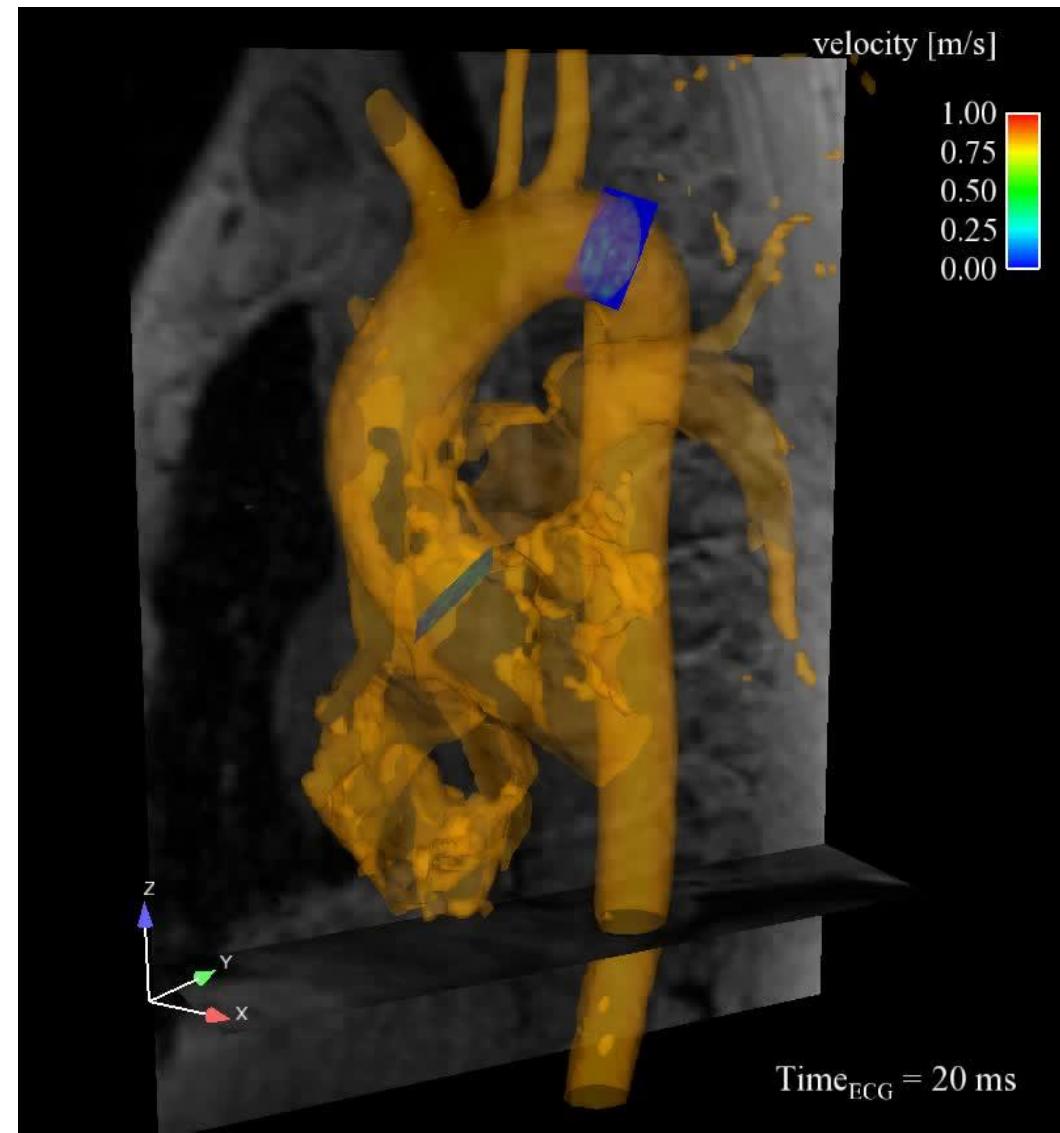
«Temps de vol»

# Temps de vol

- Principe de l'accroissement d'intensité du signal des spins circulants qui **entrent la coupe** d'IRM comparativement à l'intensité des spins **stationnaires** (saturation partielle). Ce principe est à la base d'une des techniques d'angio-IRM.



# Effet du Flux – Angiographie par contraste de phase



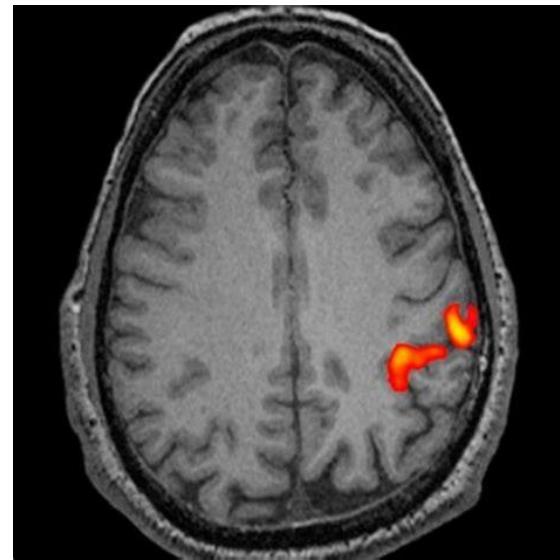
Fourni par Pim van Ooij (Amsterdam)

# Physique de l'IRM II/III

- Rapport signal-bruit
- Séquences d'imagerie
- Effet de flux
- **Effet BOLD**
- QCMs

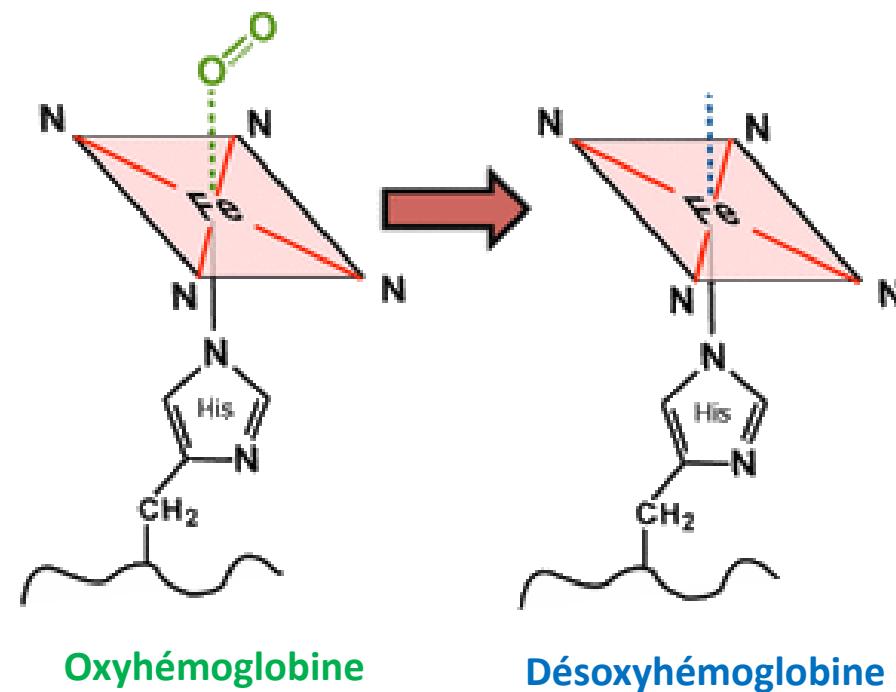
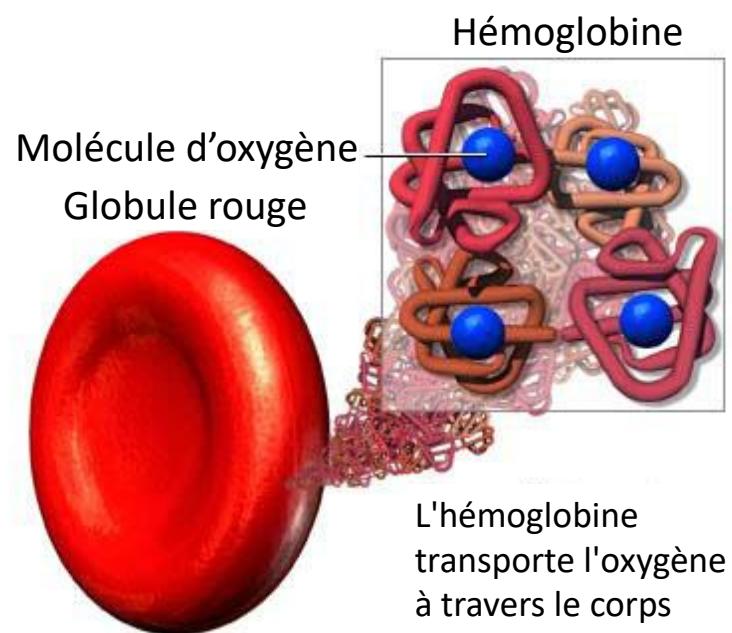
# IRM fonctionnelle (BOLD)

- Imagerie de l'**activation** de tissu
- Différence entre 2 images pondérées en  $T_2^*$
- BOLD = blood oxygen level dependent = le contraste entre les 2 images dépend du **niveau d'oxygène** dans le sang



# Hémoglobine (Hb) = source de contraste

- Oxyhémoglobine = diagmagnétique
- Désoxyhémoglobine = paramagnétique (à cause de 4 électrons non appariés)



# Susceptibilité

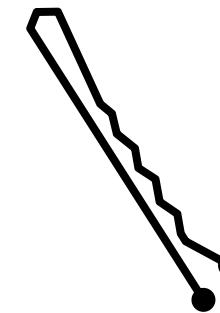
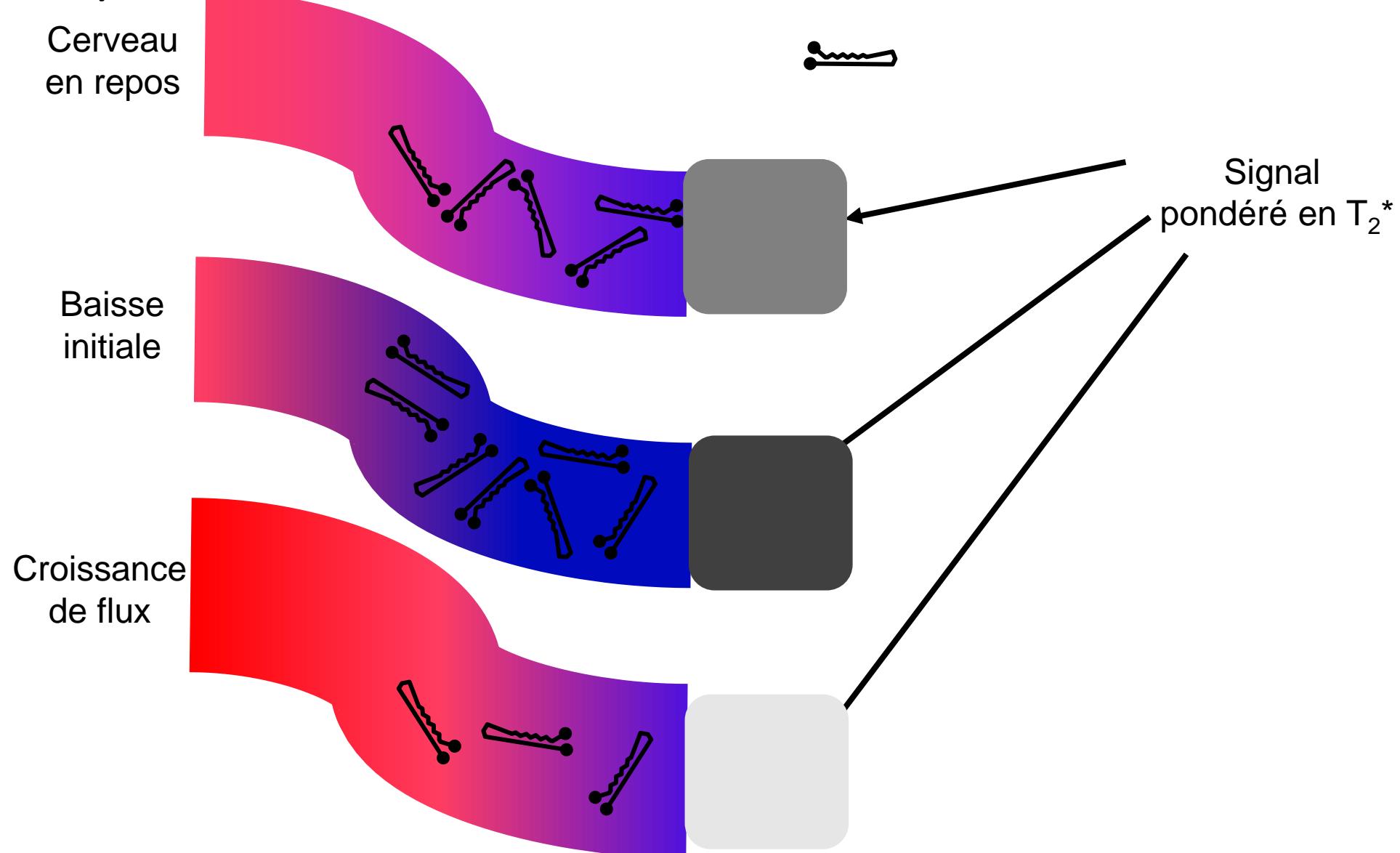


Image d'un patient avec un seul pince à cheveux

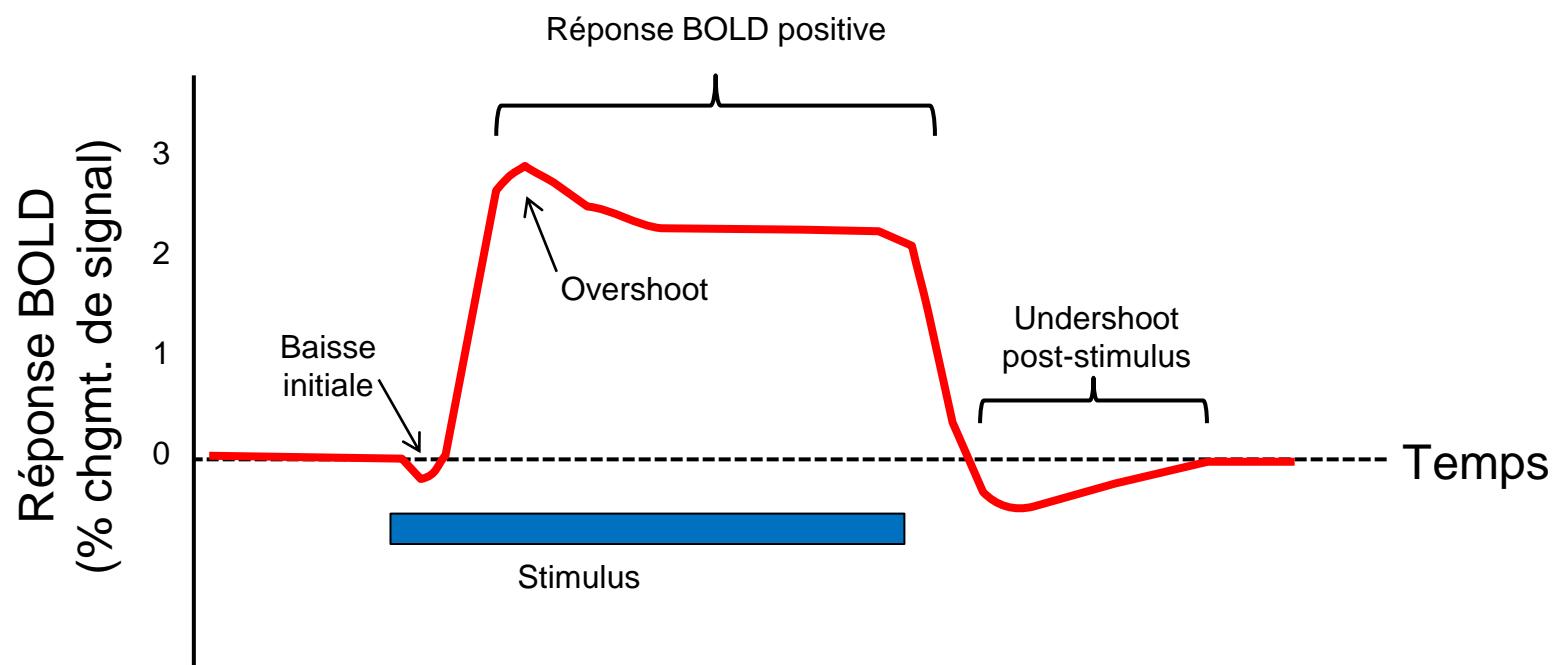
→ Artéfacts à cause de la susceptibilité pertes de signal et distorsions)

# $\text{Hb}_{\text{deoxy}} \approx \text{pince à cheveux}$



# La réponse BOLD

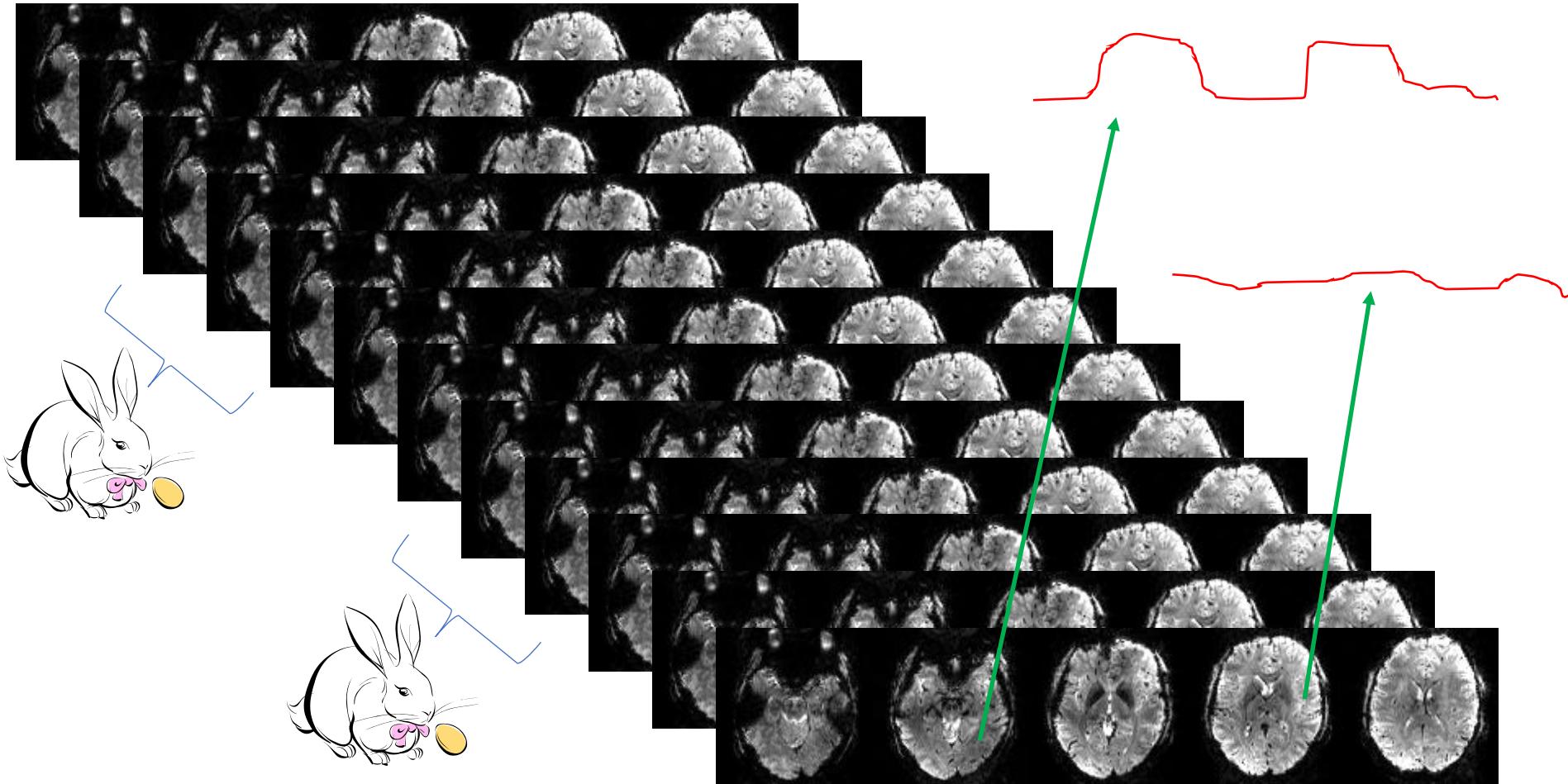
- Comparaison d'une image pondérée en T2\* **avec stimulus** à une image pondérée en T2\* **sans stimulus**
- Effet faible – prendre moyenne de plusieurs images et stimuli



# Evolution de la réponse BOLD



# BOLD au cours du temps



# Physique de l'IRM II/III

- Rapport signal-bruit
- Séquences d'imagerie
- Effet de flux
- Effet BOLD
- **QCMs**

### 3) Laquelle des phrases suivantes est vraie?

- A. Le «rapport signal sur bruit» est le rapport entre l'intensité du signal étudié et l'intensité moyenne du bruit de fond.
- B. Les trois axes sont: le gradient de sélection de coupe  $G_s$  (habituellement l'axe z), le gradient de codage de fréquence  $G_f$  (habituellement l'axe x), et le gradient de codage de phase  $G_p$  (habituellement l'axe y).
- C. La transformée de Fourier est une méthode mathématique qui augmente de façon linéaire le champ magnétique (**B**) dans la direction où est appliqué le gradient.
- D. Les variations aléatoires du signal (bruit) viennent exclusivement des imperfections instrumentales
- E. L'IRM utilise les chats et les pianos pour créer des images.

### 3) Laquelle des phrases suivantes est vraie?

- A. Le «rapport signal sur bruit» est le rapport entre l'intensité du signal étudié et l'intensité moyenne du bruit de fond.
- B. **Les trois axes sont: le gradient de sélection de coupe  $G_s$  (habituellement l'axe z), le gradient de codage de fréquence  $G_f$  (habituellement l'axe x), et le gradient de codage de phase  $G_p$  (habituellement l'axe y).**
- C. La transformée de Fourier est une méthode mathématique qui augmente de façon linéaire le champ magnétique (**B**) dans la direction où est appliqué le gradient.
- D. Les variations aléatoires du signal (bruit) viennent exclusivement des imperfections instrumentales
- E. L'IRM utilise les chats et les pianos pour créer des images.

### 3) Réponses Corrigées

- A. Le «rapport signal sur bruit» est le rapport entre l'intensité du signal étudié et **l'écart type** du bruit de fond.
- B. Les trois axes sont: le gradient de sélection de coupe  $G_s$  (habituellement l'axe z), le gradient de codage de fréquence  $G_f$  (habituellement l'axe x), et le gradient de codage de phase  $G_p$  (habituellement l'axe y).
- C. La transformée de Fourier est une méthode mathématique qui **nous permet à convertir des signaux temporels en fréquences et en phases. Ce processus est à la base de la reconstruction des images d'IRM grâce à la correspondance qui est établie entre la position et la fréquence.**
- D. Les variations aléatoires du signal (bruit) **vienennent d'origines diverses (la chaîne d'instrumentation, thermique, mouvement...).**

## 4) Laquelle des phrases suivantes est vraie?

- A. Dans une séquence d'écho de spin, une impulsion de  $180^\circ$  est appliquée à  $t=TE$ .
- B. Dans une séquence d'écho de spin, l'intensité du signal de l'écho est réduit par  $T2^*$ .
- C. Si on veut une séquence qui démontre des différences de  $T1$ , on devrait avoir un TR court.
- D. Le gradient de codage de phase,  $G_p$ , doit être bipolaire si on veut former un écho.
- E. Dans une séquence d'écho de gradient, l'angle de bascule de l'aimantation doit être  $90^\circ$  si on veut que les spins soient en phase.

## 4) Laquelle des phrases suivantes est vraie?

- A. Dans une séquence d'écho de spin, une impulsion de  $180^\circ$  est appliquée à  $t=TE$ .
- B. Dans une séquence d'écho de spin, l'intensité du signal de l'écho est réduit par  $T2^*$ .
- C. **Si on veut une séquence qui démontre des différences de  $T1$ , on devrait avoir un TR court.**
- D. Le gradient de codage de phase,  $G_p$ , doit être bipolaire si on veut former un écho.
- E. Dans une séquence d'écho de gradient, l'angle de bascule de l'aimantation doit être  $90^\circ$  si on veut que les spins soient en phase.

## 4) Réponses Corrigées

- A. Dans une séquence d'écho de spin, une impulsion de  $180^\circ$  est appliquée à  **$t=TE/2$** .
- B. Dans une séquence d'écho de spin, l'intensité du signal **du FID** est réduit par  $T2^*$ . **L'intensité du signal de l'écho est réduit par  $T2$ .**
- C. Si on veut une séquence qui démontre des différences  $T1$ , on devrait avoir un TR court.
- D. Le gradient de codage de phase,  $G_p$ , **encode la phase et ne forme pas l'écho. Aussi, il est déséquilibré. C'est l'impulsion de  $180^\circ$  qui crée l'écho.**
- E. Dans une séquence d'écho de gradient, l'angle de bascule de l'aimantation **est  $<90^\circ$  . La bascule de l'aimantation n'a rien à faire avec la phase des spins.**

## 5) Laquelle des phrases suivantes est vraie?

- A. Jusqu'au premier écho, une séquence d'écho de spin turbo est identique à une séquence écho de spin normale.
- B. Une séquence d'EPI (echoplanar) utilise des impulsions de 180° pour former des échos.
- C. Les séquences de saturation des graisses utilisent une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de l'eau.
- D. Un flux est caractérisé par son effet *sine bracæ*.
- E. Le TI d'une séquence d'inversion-récupération est généralement plus long que le TR de cette séquence.

## 5) Laquelle des phrases suivantes est vraie?

- A. Jusqu'au premier écho, une séquence d'écho de spin turbo est identique à une séquence écho de spin normale.
- B. Une séquence d'EPI (echoplanar) utilise des impulsions de 180° pour former des échos.
- C. Les séquences de saturation des graisses utilisent une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance de l'eau.
- D. Un flux est caractérisé par son effet *sine braccæ*.
- E. Le TI d'une séquence d'inversion-récupération est généralement plus long que le TR de cette séquence.

## 5) Réponses Corrigées.

- A. Jusqu'au premier écho, une séquence d'écho de spin turbo est identique à une séquence écho de spin normale.
- B. Une séquence **d'écho de spin** utilise des impulsions de  $180^\circ$  pour former des échos. **Une séquence d'EPI (echoplanar) utilise le gradient de lecture pour former des échos.**
- C. Les séquences de saturation des graisses utilisent une impulsion sélective centrée exactement sur le pic de résonance **de la graisse**.
- D. Un flux est caractérisé par **sa vitesse, son accélération, sa direction, et sa phase.** (**« Sine braccæ »** veut dire **« sans pantalon »** en Latin.)
- E. Le TI d'une séquence d'inversion-récupération **survient dans un intervalle de TR, il est donc plus court que le TR** par définition.