

# *Imagerie par résonance magnétique – IRM*

Isabelle Bloch

Isabelle.Bloch@enst.fr

<http://www.tsi.enst.fr/~bloch>

Télécom ParisTech - CNRS UMR 5141 LTCI



# ***Introduction***

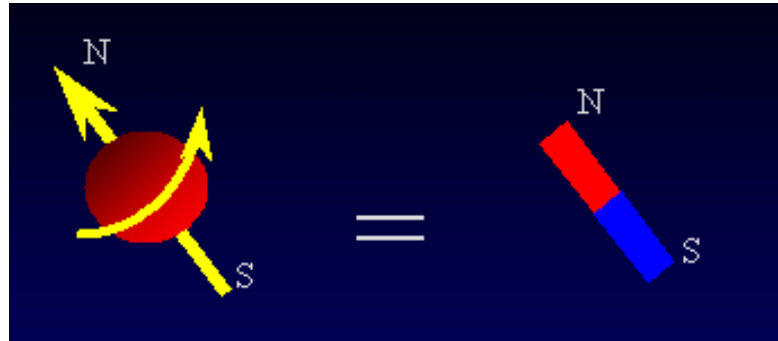
- Imagerie in vivo, non invasive
- Coupes dans n'importe quelle direction, 3D
- Images de bonne qualité
- Imagerie anatomique, angiographie, imagerie fonctionnelle, tenseur de diffusion
- Nombreuses applications

# *Historique*

- 1945 : phénomène de RMN (Bloch et Purcell)
- 1952 : prix Nobel de physique
- Développement dans le domaine de la chimie et de la biologie
- 1972 : expériences de Damadian sur la différenciation tissulaire
- 1973 : première image (doigt) par Lauterbur (zeugmatographie)
- 1977 : première image du thorax d'un patient par Damadian, Goldsmith et Minkoff (FONAR)
- 1980 : présentation du FONAR au RSNA
- 1980 : premiers résultats cliniques en imagerie du crâne (Hawkes)
- 1990 : imagerie fonctionnelle (IRMf)
- 1995 : imagerie du tenseur de diffusion (DTI)

# Spin et magnétisme des noyaux

Noyau = sphère tournant portant une charge électrique



- Le plus utilisé : noyau d'hydrogène (concentration dans la plupart des tissus > 70%)
- Caractéristiques :
  - moment cinétique (spin)
  - moment magnétique

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{P}$$

- $\gamma$  = rapport gyromagnétique, dépendant du noyau (4257 Hz/T pour le proton)

# Colinéarité entre $\vec{\mu}$ et $\vec{P}$

- sphère de rayon  $r$ , de densité de masse  $\rho_m$ , de densité de charge  $\rho_e$
- rotation  $\vec{\Omega}$ , vitesse  $v = r\vec{\Omega}$
- moment cinétique :

$$\vec{P} = \int_V \rho_m r v dV = \int_V \rho_m r^2 dV \vec{\Omega}$$

- moment magnétique induit par une charge élémentaire  $dq$ :

$$d\mu = \frac{1}{2} r v dq$$

- moment magnétique :

$$\vec{\mu} = \int_V \frac{1}{2} r v \rho_e dV = \frac{1}{2} \int_V \rho_e r^2 dV \vec{\Omega}$$

# Résonance magnétique nucléaire : approche classique

Action d'un **champ magnétique**  $\vec{B}_0$  :

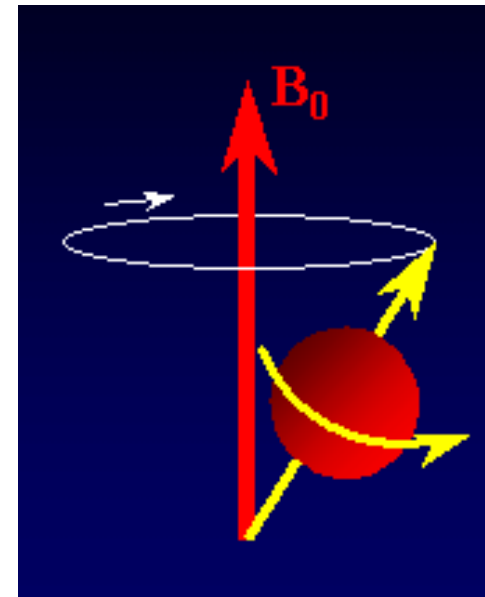
- orientation des dipôles dans le champ
- mouvement de précession à vitesse constante :

$$\vec{\omega}_0 = \gamma \vec{B}_0$$

- fréquence de Larmor (résonance) :

$$F_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

- ordre de grandeur : 63,86 MHz à 1,5 T



# Mouvement de précession

- dans  $\vec{B}_0$ , le noyau est soumis au couple :

$$\vec{C} = \vec{\mu} \wedge \vec{B}_0$$

- moment cinétique :

$$\vec{P} = \vec{r} \wedge m\vec{v}$$

$$\frac{d\vec{P}}{dt} = \vec{r} \wedge m \frac{d\vec{v}}{dt} + \vec{0} = \vec{r} \wedge \vec{F} = \vec{C}$$

- colinéarité  $\vec{\mu} = \gamma \vec{P}$ , d'où :

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma(\vec{\mu} \wedge \vec{B}_0)$$

- solution :

$$\vec{\mu} = \begin{pmatrix} \mu \sin \theta \cos \omega_0 t \\ -\mu \sin \theta \sin \omega_0 t \\ \mu \cos \theta \end{pmatrix}$$

avec  $\theta$  constant et  $\omega_0 = \gamma B_0$

# Résonance magnétique nucléaire : approche quantique

- $I$  = valeur du spin (1/2 pour le proton)
- moment cinétique  $P_z$  quantifié :  $P_z = m_I h / (2\pi)$  avec  $m_I = -I \dots I$
- moment magnétique quantifié :  $m_z = \gamma P_z = \mu m_I / I$
- énergie :  $E_m = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0 = -\gamma P_z B_0 = -\gamma m_I B_0 h / (2\pi)$
- $\Rightarrow \gamma m_I h / (2\pi) = \mu m_I / I$  et  $\mu = \gamma I h / (2\pi)$
- variation d'énergie entre deux états (pour le proton entre  $I = -1/2$  et  $I = 1/2$ ) :

$$\Delta E = h\nu_0 = \gamma B_0 h / (2\pi)$$

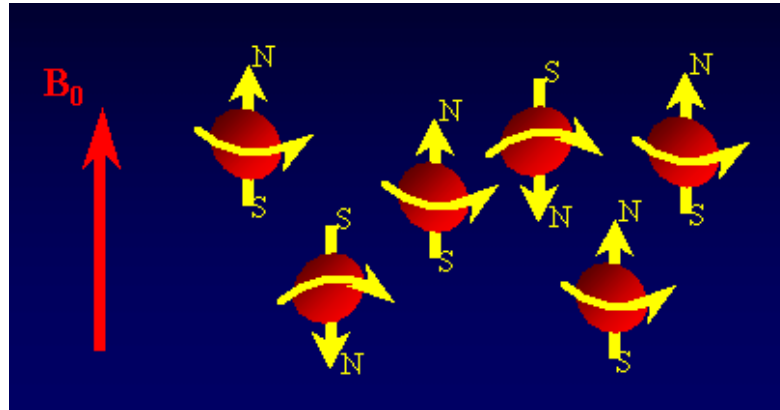
- $\omega_0 = 2\pi\nu_0 \Rightarrow \omega_0 = \gamma B_0$



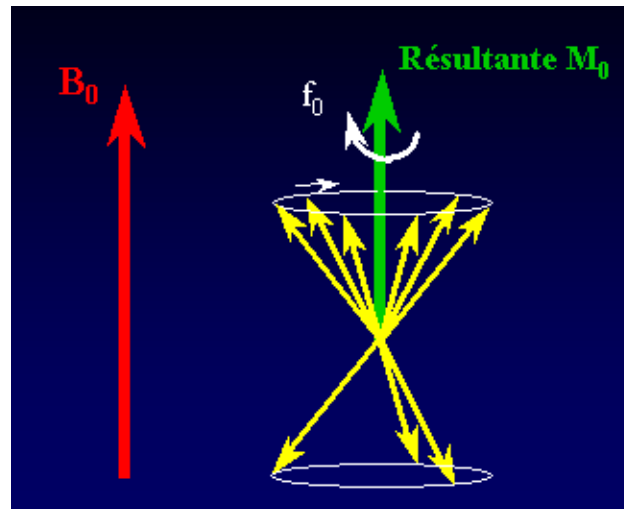
# Moment macroscopique

Ensemble de protons :

$$\frac{N_{//}}{N_{anti//}} = 1,0000007$$



Moment macroscopique  $\vec{M}_0$  parallèle à  $\vec{B}_0$ , mouvement de précession à  $\omega_0$  autour de  $\vec{B}_0$

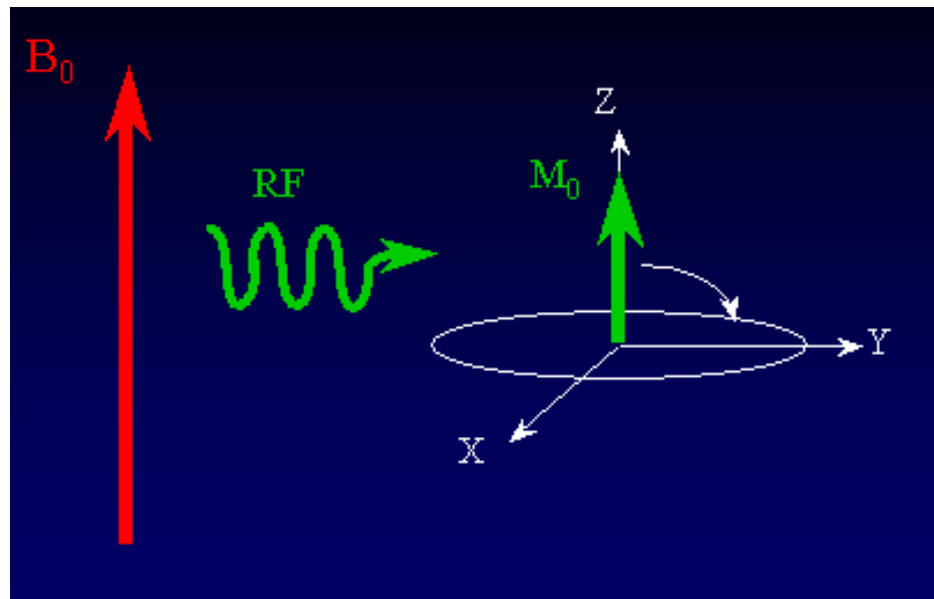


# Action d'un champ tournant RF

$\vec{B}_1$  tournant dans un plan orthogonal à  $\vec{B}_0$



deuxième mouvement de précession

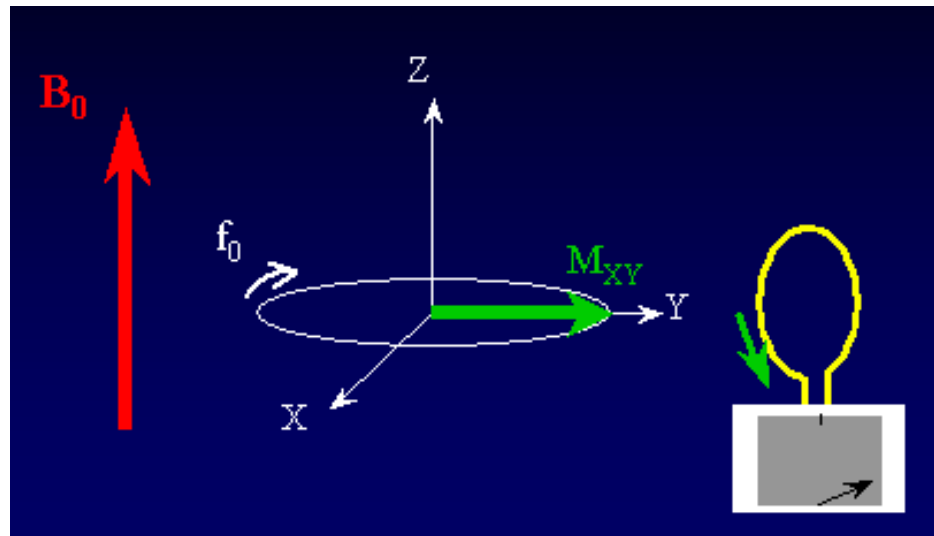


# Impulsions

Impulsion à  $90^0$  :  $\vec{M}$  dans le plan  $Oxy$  au bout de  $t_1 = \frac{\pi}{2\omega_1}$

Impulsion à  $180^0$  :  $\vec{M}$  renversé au bout de  $t_2 = \frac{\pi}{\omega_1} = 2t_1$

⇒ excitations qui permettent d'acquérir les informations par mesure de  $M_{xy}$  dans le plan  $Oxy$

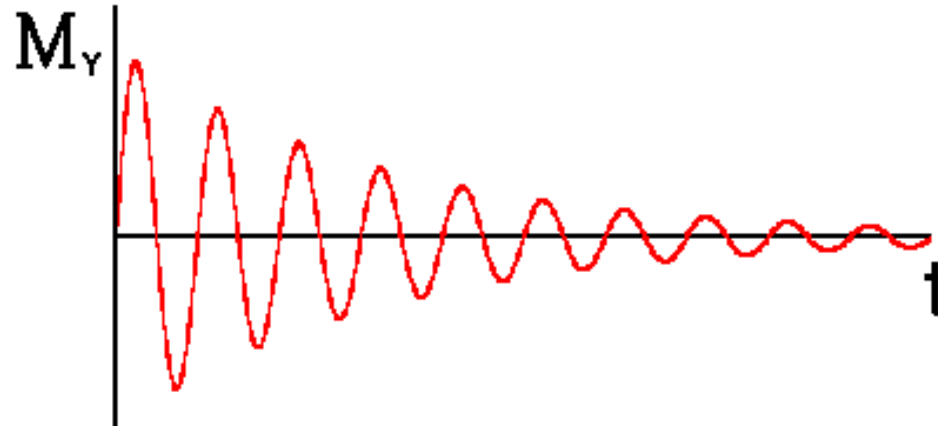


Variation de flux = signal reçu

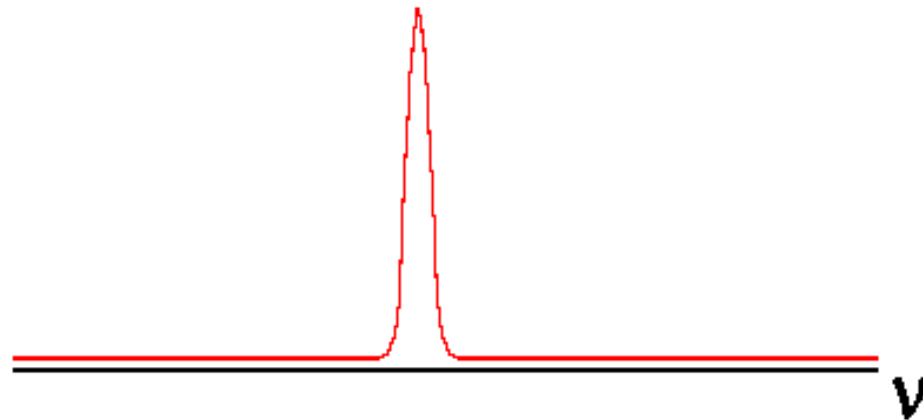
$$e = \frac{d\Phi}{dt} = M_{xy}\omega_0 \cos \omega_0 t$$

# ***FID : Free Induction Decay (induction libre)***

Domaine temporel :

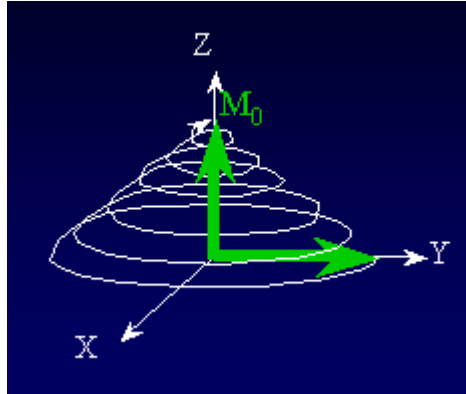


Domaine fréquentiel :

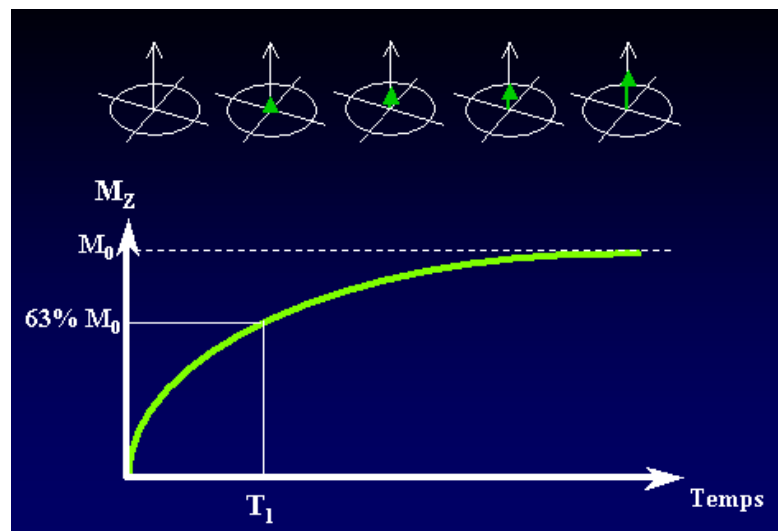


# Relaxation

Relaxation spin-réseau = échange d'énergie entre le système et le milieu extérieur



$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

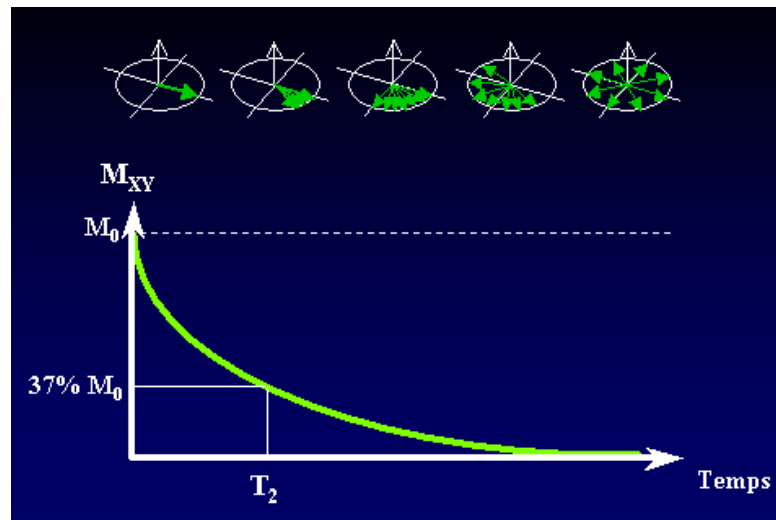


# Relaxation

Relaxation spin-spin = échange d'énergie entre les protons, les  $\vec{\mu}$  reprennent des phases quelconques

illustration du déphasage

$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2} \quad \text{avec } T_2 \leq T_1$$



# Equations de Bloch

$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma\vec{M} \wedge \vec{B}_0$  doit être modifié pour tenir compte de  $\vec{B}_1$  et de la relaxation :

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma\vec{M} \wedge (\vec{B}_0 + \vec{B}_1)$$

(précession et résonance)

$$-\frac{1}{T_1}(M_z - M_0)\vec{k}$$

(relaxation longitudinale ou spin-réseau)

$$-\frac{M_x\vec{i} + M_y\vec{j}}{T_2}$$

(relaxation transversale ou spin-spin)

$$\text{hétérogénéité de } B_0 \Rightarrow \frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \frac{\Delta B_0}{2}$$

# *Approche quantique : justification des formes exponentielles*

Première hypothèse : faible interaction entre les noyaux



# Approche quantique : justification des formes exponentielles

Première hypothèse : faible interaction entre les noyaux  
Répartition de Boltzmann entre les niveaux d'énergie :

$$\frac{n_i}{n_{i+1}} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}}$$

Pour les protons :  $\Delta E = 2\mu B_0$

Pour  $B_0$  suffisamment intense :

$$\frac{n_{-1/2}}{n_{1/2}} = e^{-\frac{2\mu B_0}{kT}} \approx 1 - \frac{2\mu B_0}{kT}$$

À l'équilibre :

$$w_{1/2}n_{1/2} = w_{-1/2}n_{-1/2}$$

avec  $w_{1/2}, w_{-1/2}$  probabilités de transition,  $n_{1/2}, n_{-1/2}$  populations

$$w_{\pm 1/2} = w\left(1 - \pm \frac{\mu B_0}{kT}\right)$$

( $w$  = probabilité de transition moyenne)

# Approche quantique : justification des formes exponentielles

Première hypothèse : faible interaction entre les noyaux

$$\frac{dn}{dt} = 2(n_{-1/2}w_{-1/2} - n_{1/2}w_{1/2}) = 2w(n_0 - n)$$

avec  $n = n_{1/2} - n_{-1/2}$  et  $n_0 = (n_{1/2} + n_{-1/2}) \frac{\mu B_0}{kT}$

Solution :

$$n_0 - n = (n_0 - n_{ini})e^{-2wt} = (n_0 - n_{ini})e^{-t/T_1}$$

$n_{ini}$  = écart de la population initiale

$M_z = \mu n$  et  $M_0 = \mu n_0 \Rightarrow$

$$\frac{dM_z}{dt} = 2w(M_0 - M_z) = \frac{1}{T_1}(M_0 - M_z)$$

Evolution exponentielle de constante de temps  $T_1$

# Approche quantique : justification des formes exponentielles

Deuxième hypothèse : interaction entre les noyaux

- modification du champ local
- excitation de transition par les composantes magnétiques oscillantes dues aux transitions des noyaux voisins



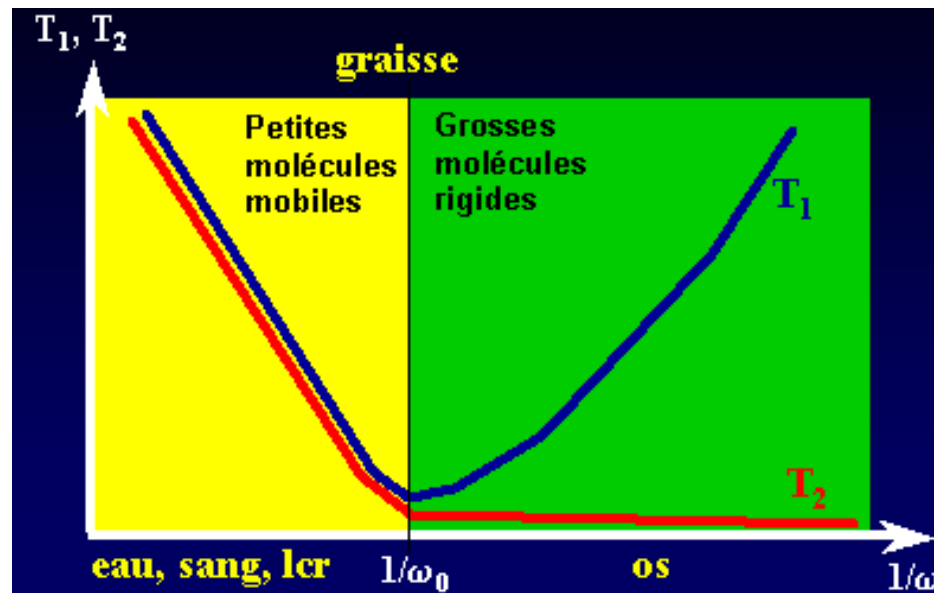
- élargissement des niveaux d'énergie
- résonance sur un spectre de largeur moyenne  $\Delta\nu$
- $T_2$  = temps au bout duquel deux spins initialement en phase résonant à  $\nu$  et  $\nu + \Delta\nu$  sont en opposition de phase

$$T_2 = \frac{1}{\Delta\nu}$$

- + hétérogénéité de  $\vec{B}_0 \Rightarrow$  élargissement accentué ( $T_2^*$ )

# Exemples à 1,5 T et à 37°C

Tissus	$T_1$ (ms)	$T_2$ (ms)
Matière grise	950	100
Matière blanche	600	80
Muscle	900	50
CSF	2600	2200
Graisse	250	60
Sang	1200	100-200
Eau (à 22°C)	2600	1370



# Mesure de $\rho$

- $\vec{M}$  est proportionnel à  $\rho$  (densité de protons)
- Impulsion à  $90^\circ \Rightarrow$ 
  - $\vec{M}$  a un mouvement de précession dans le plan  $Oxy$  à  $\omega_0$
  - puis décroissance exponentielle avec la constante de temps  $T_2$
- Transformée de Fourier du signal induit dans une bobine placée dans le plan  $Oxy$
- Courbe de résonance de **valeur maximale proportionnelle à  $\rho$**

# Mesure de $T_1$

## Saturation récupération

- deux impulsions de  $90^\circ$  séparées de  $t$  tel que

$$T_2 < t < T_1$$

- la deuxième impulsion (qui ramène  $M_z$  dans le plan de mesure) arrive avant la fin de la relaxation spin-réseau

# Mesure de $T_1$

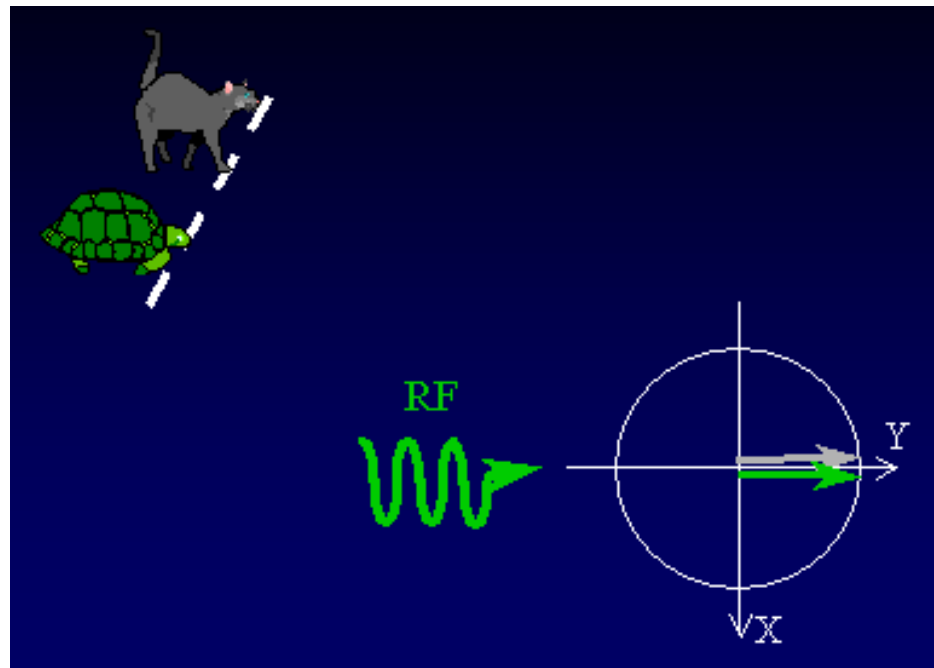
## Inversion récupération

- impulsions à  $180^\circ$  et  $90^\circ$  séparées de  $TI < T_1$
- $M_z$  passe de  $-M_0$  à  $M_0$  avec une constante de temps  $T_1$
- courbe de  $M_z$  pour plusieurs valeurs de  $TI$

# Mesure de $T_2$

## Spin écho

- impulsion à  $90^\circ$  puis à  $180^\circ$  au bout de  $t = TE/2$
- à  $TE$  : les spins sont rephasés (hétérogénéité du champ éliminée)



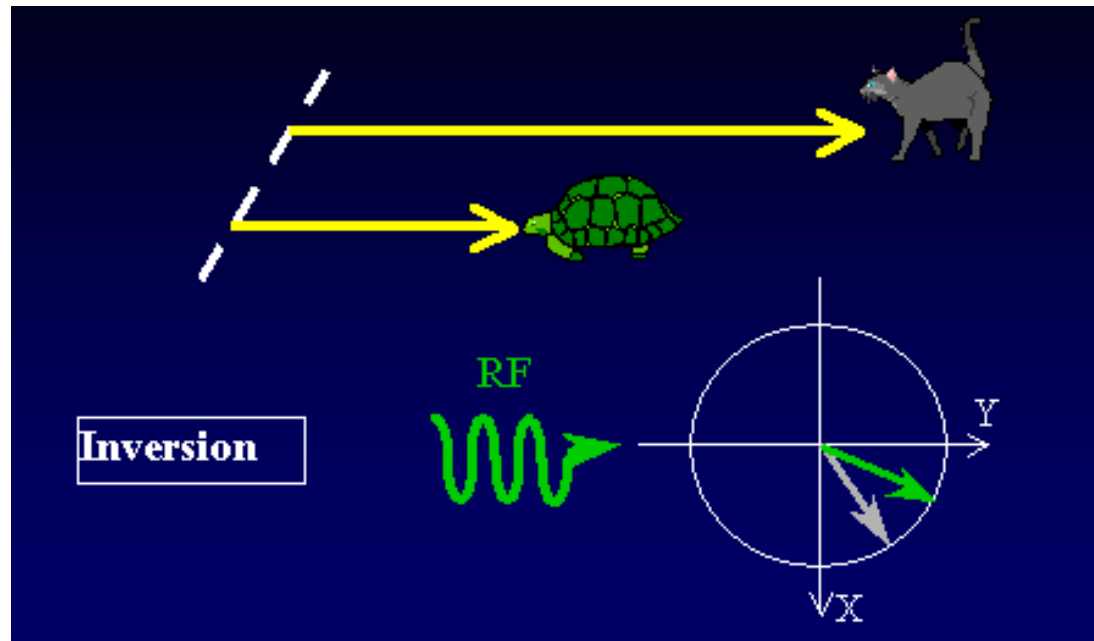
déphasage



# Mesure de $T_2$

## Spin écho

- impulsion à  $90^\circ$  puis à  $180^\circ$  au bout de  $t = TE/2$
- à  $TE$  : les spins sont rephasés (hétérogénéité du champ éliminée)



rephasage

# Spectroscopie RMN

- noyaux H résonent à des fréquences différentes suivant leur environnement chimique
- **décalage chimique**
- champ local vu par un H :

$$B = B_0 - \Delta B_0 = B_0 - \sigma B_0$$

- mesures de variations relatives par rapport à une substance de référence

$$\omega_i = \gamma B_i = \gamma B_0(1 - \sigma_i)$$

$$\omega_r = \gamma B_r = \gamma B_0(1 - \sigma_r)$$

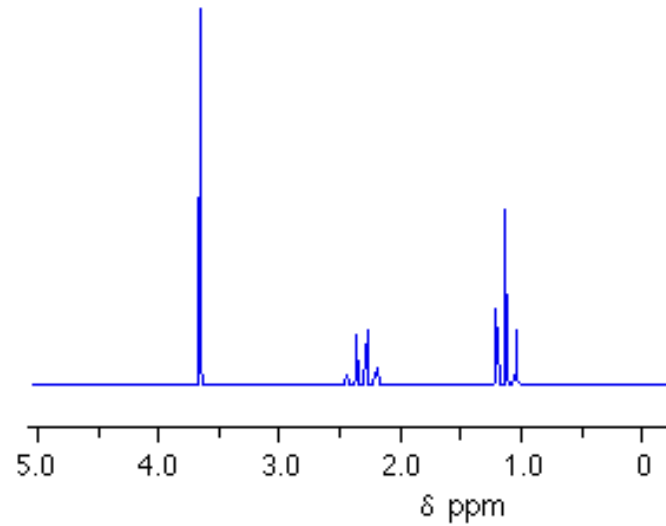
$$\Rightarrow \frac{\omega_i - \omega_r}{\omega_r} = \sigma_r - \sigma_i$$

- TF d'une FID : nombre de protons résonant à chaque fréquence

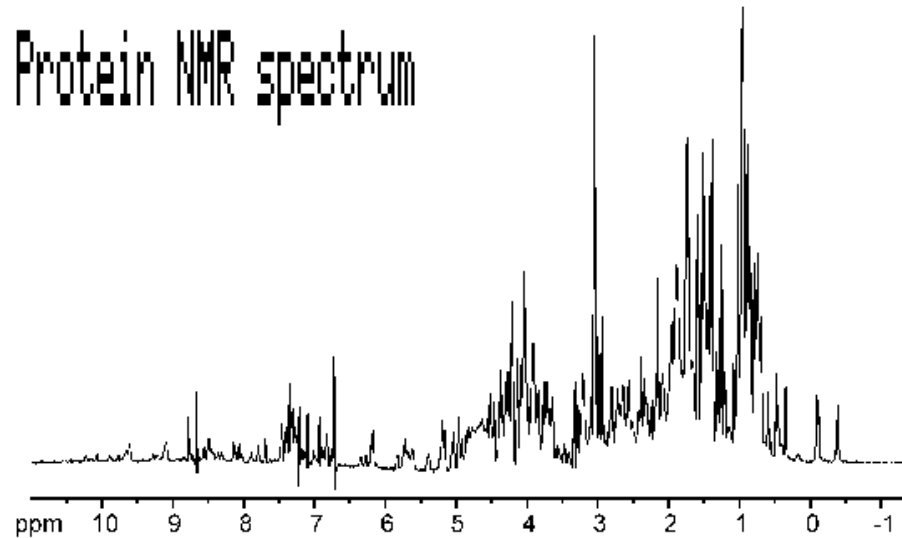
# Spectroscopie RMN

Exemples :

high resolution nmr spectrum for methyl propanoate,  $\text{CH}_3\text{CH}_2\text{COOCH}_3$



Protein NMR spectrum



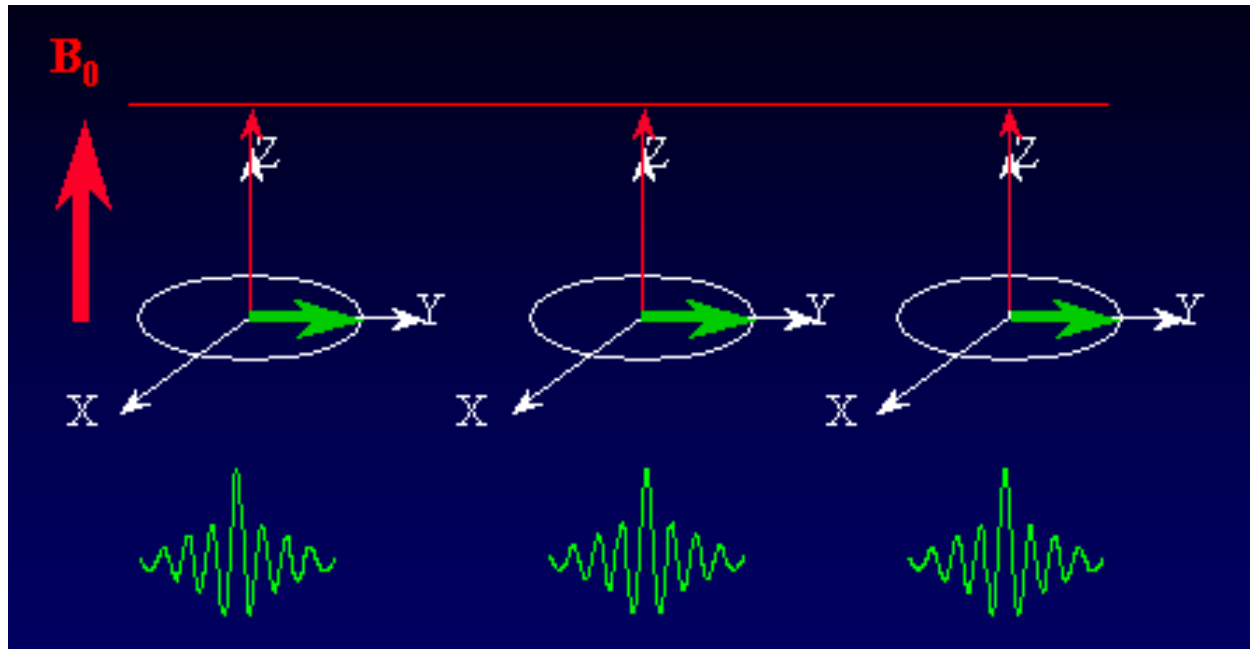
# *Vers l'imagerie*

- RMN = résonance magnétique nucléaire
  - temps, fréquence, spectroscopie
  - pas d'information spatiale
- 
- IRM = imagerie par résonance magnétique
  - introduction de l'information spatiale ?

# Principe de la localisation spatiale

Codage de fréquence : champ de gradient linéaire  $G_x$

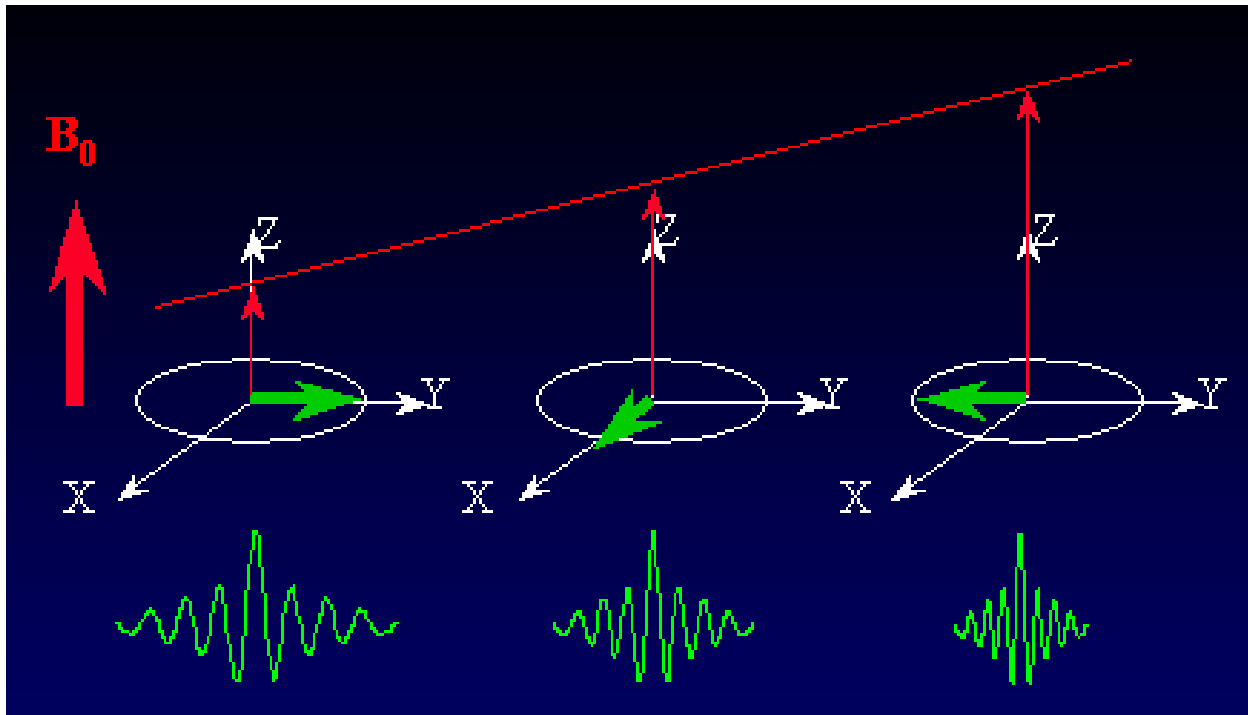
$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x)$$



# Principe de la localisation spatiale

Codage de fréquence : champ de gradient linéaire  $G_x$

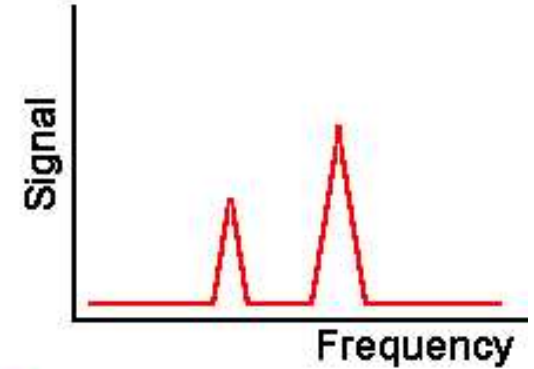
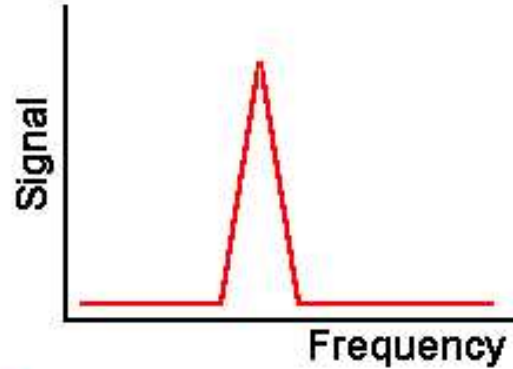
$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x)$$



# Principe de la localisation spatiale

Codage de fréquence : champ de gradient linéaire  $G_x$

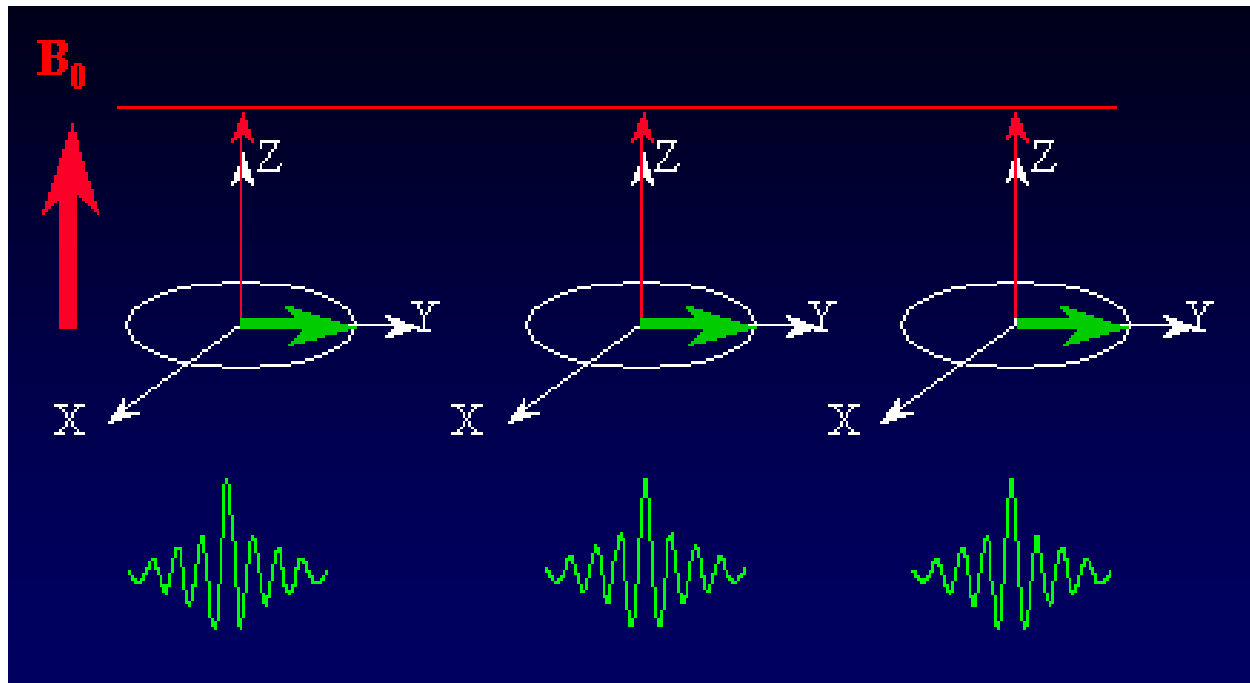
$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x)$$



# Principe de la localisation spatiale

Codage de phase :

Sans gradient :

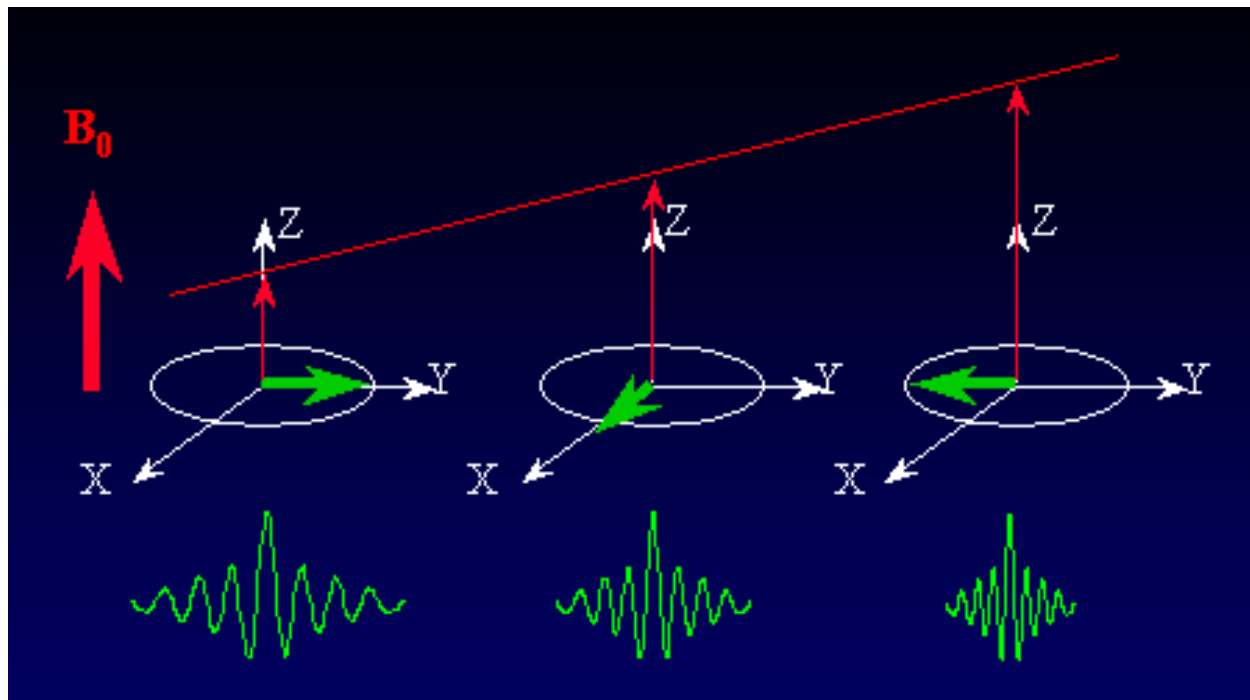




# Principe de la localisation spatiale

Codage de phase :

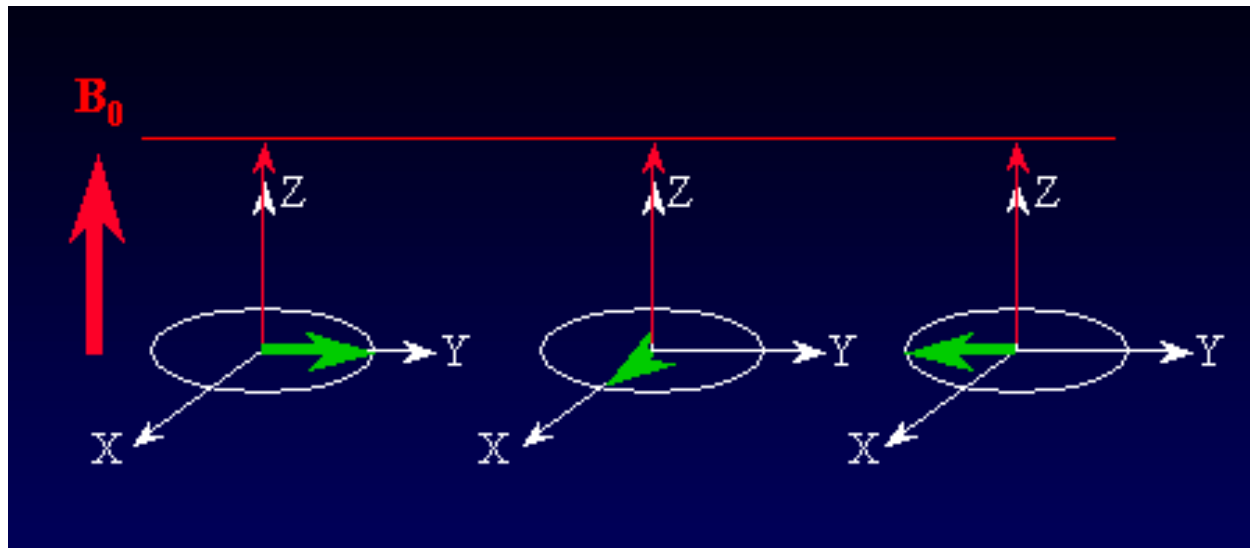
Gradient selon  $y$  :



# Principe de la localisation spatiale

Codage de phase :

Phases différentes à l'arrêt du gradient :



# Construction de l'image

- Codage de fréquence : au point  $x$ , signal harmonique de pulsation  $\gamma G_x x$  et d'intensité  $I(x)$

$$FID(t) = \sum_x I(x) e^{i\gamma G_x x t}$$

$$\begin{aligned} TF(FID)(f_t) &= \sum_x I(x) \delta\left(f_t - \frac{\gamma G_x x}{2\pi}\right) \\ &= \sum_x I(x) \delta\left(x - \frac{2\pi f_t}{\gamma G_x}\right) = I\left(\frac{2\pi f_t}{\gamma G_x}\right) PeigneDirac(x) \end{aligned}$$

- $\Rightarrow$  intensité en fonction de la position spatiale par transformée de Fourier du signal reçu

# Construction de l'image

- Codage de phase :  $G_y$  pendant  $\tau \Rightarrow$  déphasage

$$\varphi = \int_0^\tau 2\pi f(t) dt = \frac{\gamma}{2\pi} y G_y \tau$$

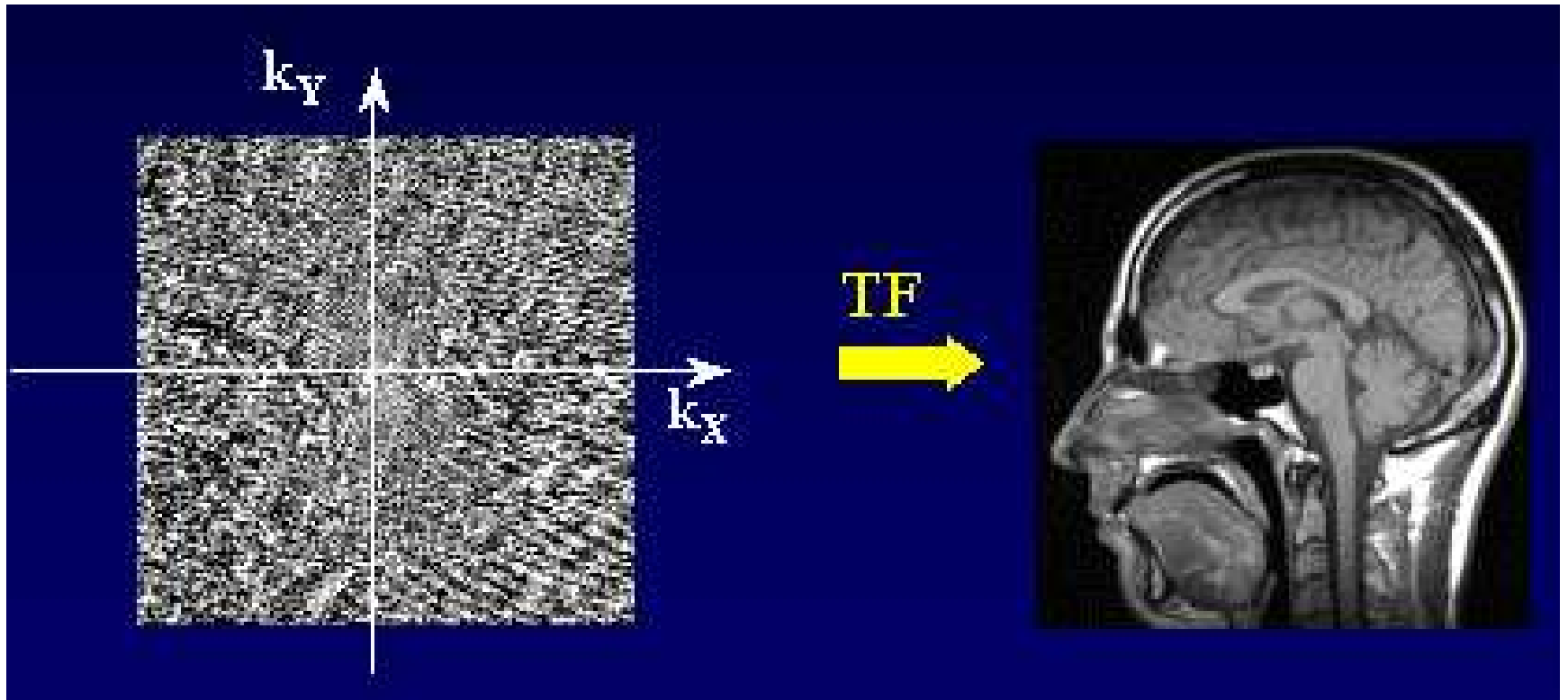
au point  $(x, y)$  : pulsation  $\gamma G_x x$  et phase  $\frac{\gamma}{2\pi} y G_y \tau$

$$FID(x, y) = \sum_x \sum_y I(x, y) e^{i\gamma G_x x t - i \frac{\gamma}{2\pi} y G_y \tau}$$

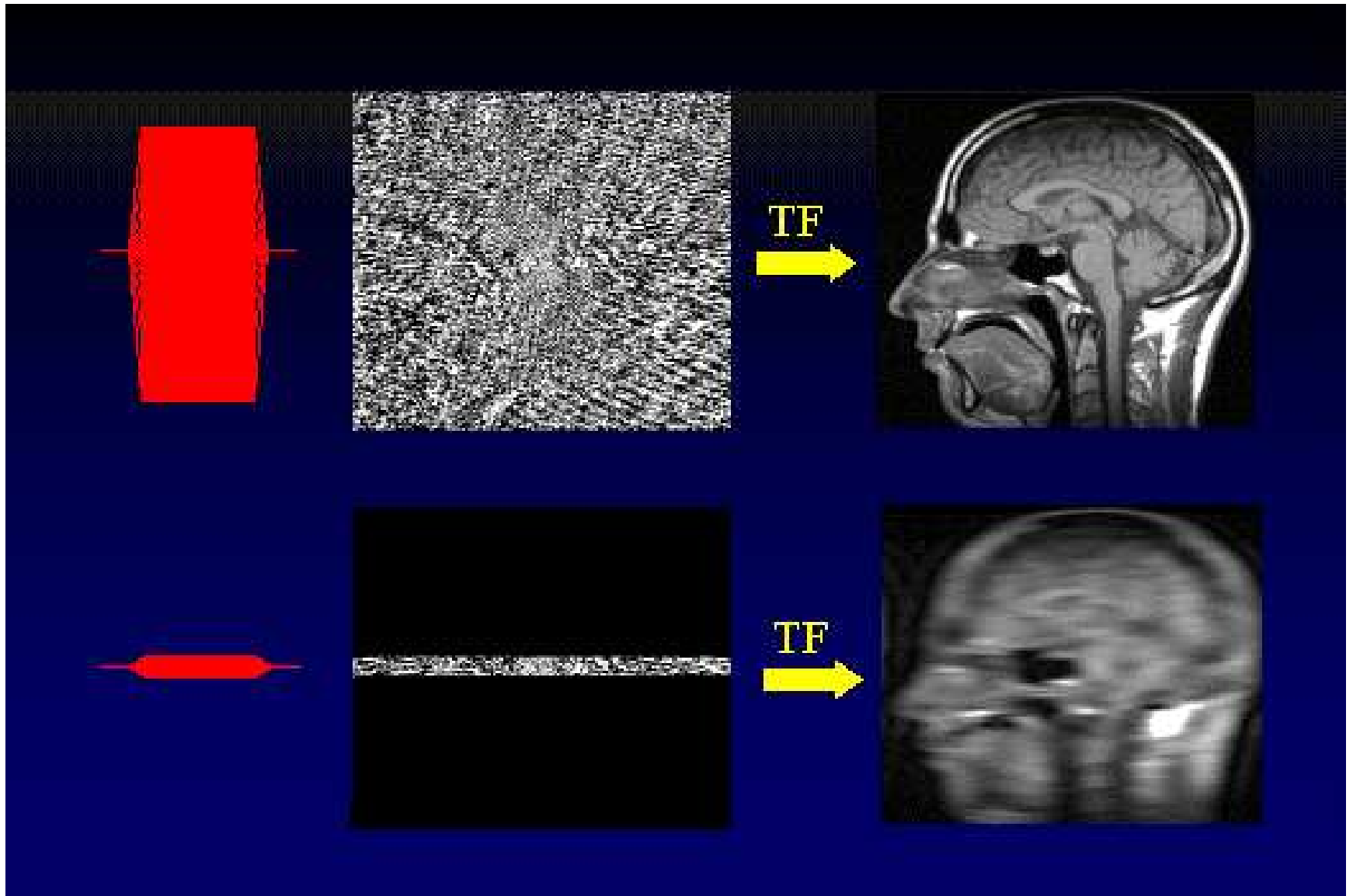
$$\begin{aligned} TF(FID)(f_t, f_\tau) &= \sum_x \sum_y I(x, y) \delta\left(f_t - \frac{\gamma G_x x}{2\pi}\right) \delta\left(f_\tau - \frac{\gamma G_y y}{4\pi^2}\right) \\ &= I\left(x - \frac{2\pi f_t}{\gamma G_x}, y - \frac{4\pi^2 f_\tau}{\gamma G_y}\right) PeigneDirac(x, y) \end{aligned}$$

- l'ensemble des points obtenus constitue la **transformée de Fourier inverse de l'image**

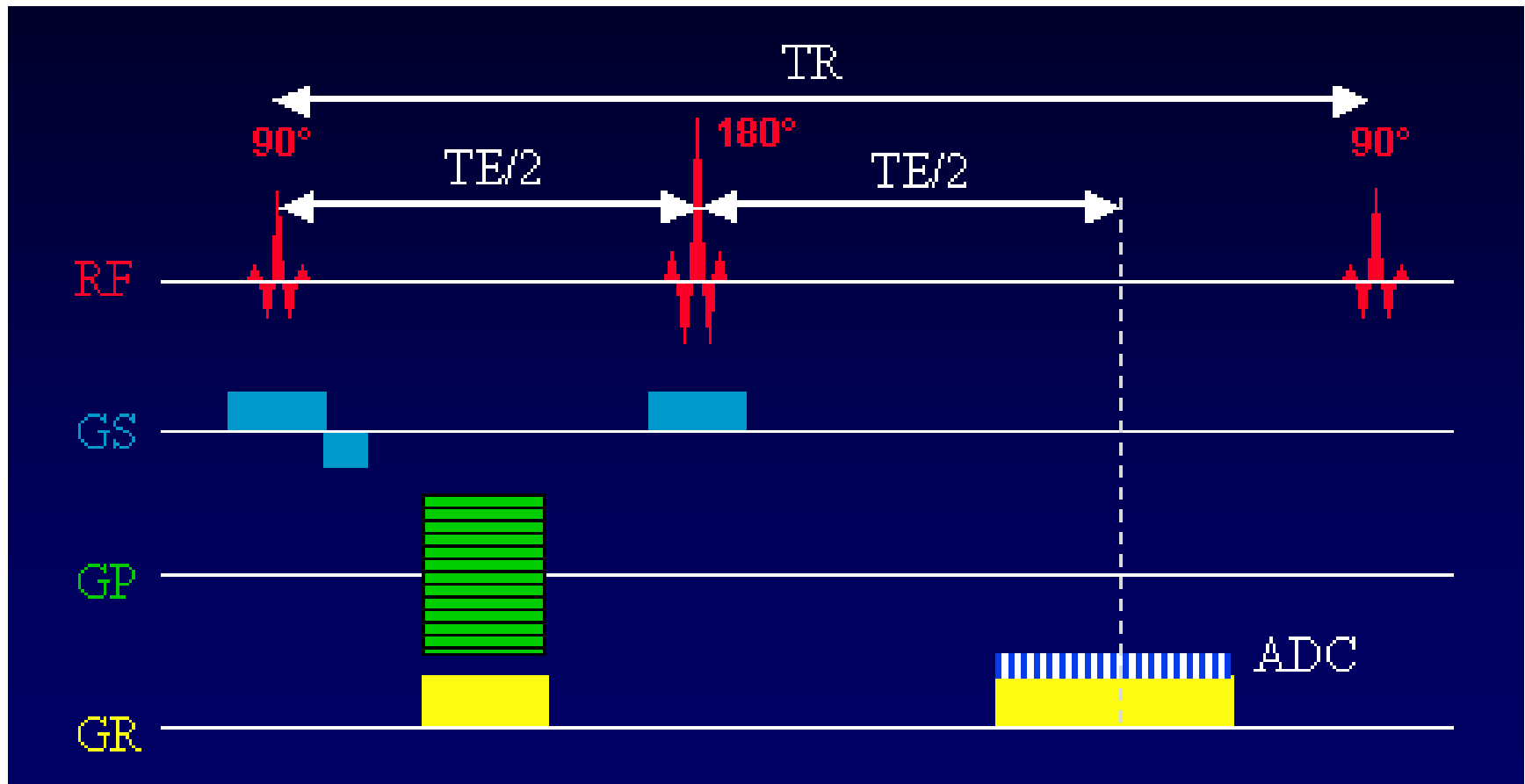
# Construction de l'image



# Construction de l'image



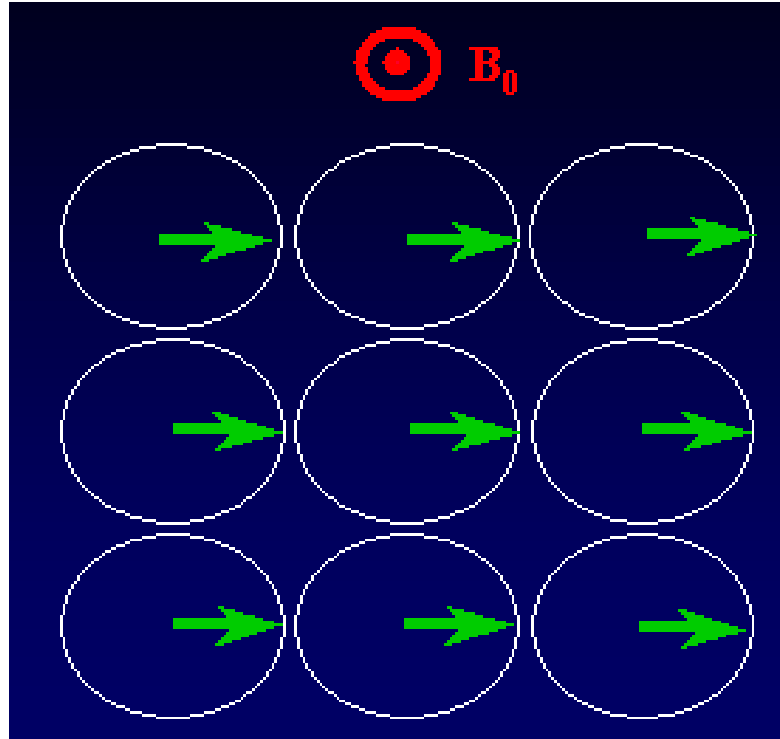
# Procédure générale pour créer une image



Durée d'acquisition : nombre d'incrément de  $G_y$   $\times$  TR  $\times$  nombre de moyennages

# *Procédure générale pour créer une image*

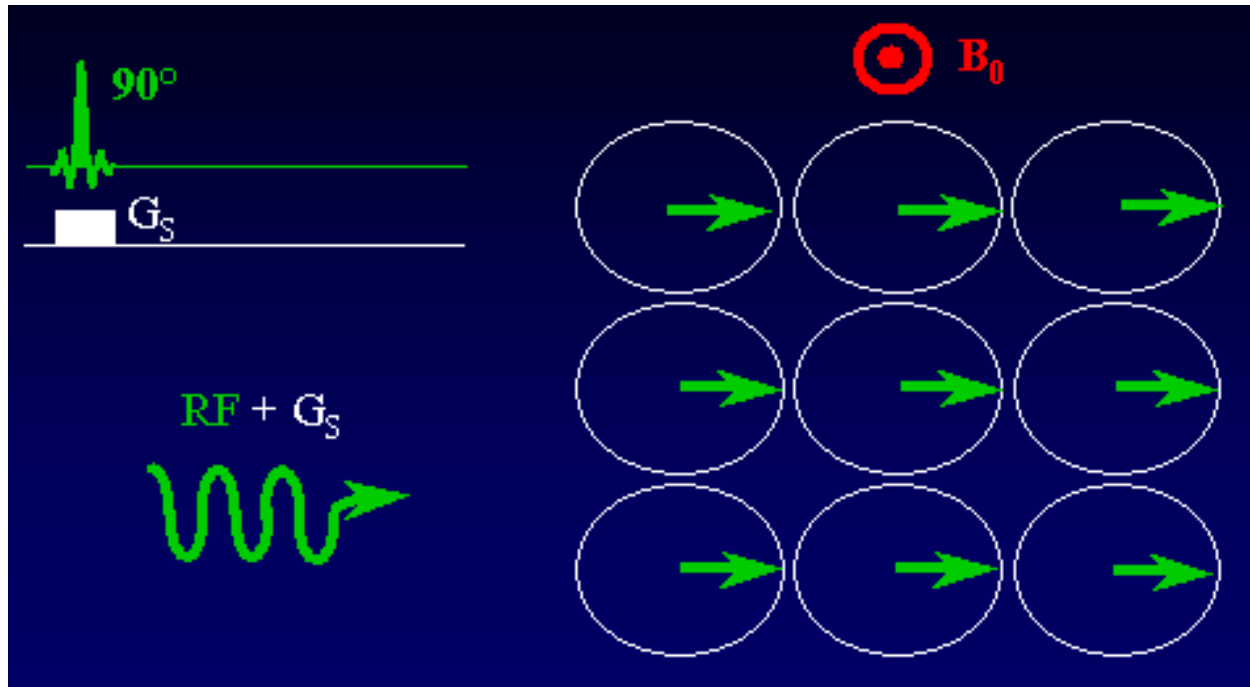
Seulement  $\vec{B}_0$  :





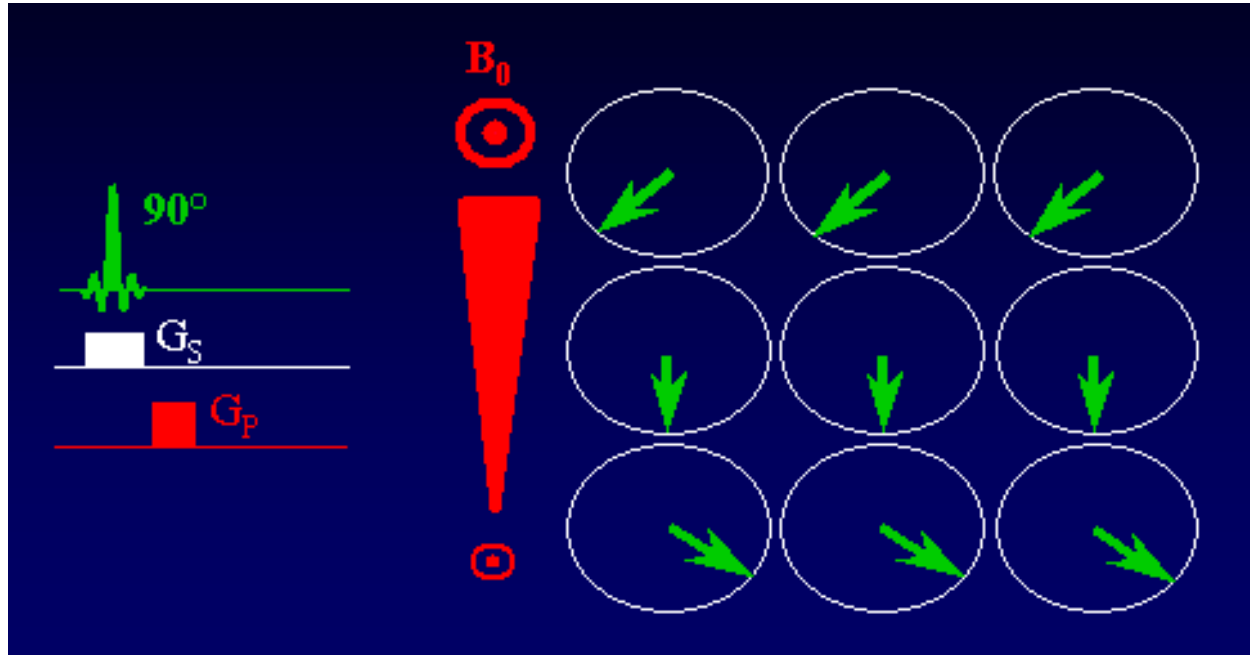
# Procédure générale pour créer une image

Sélection de coupe :



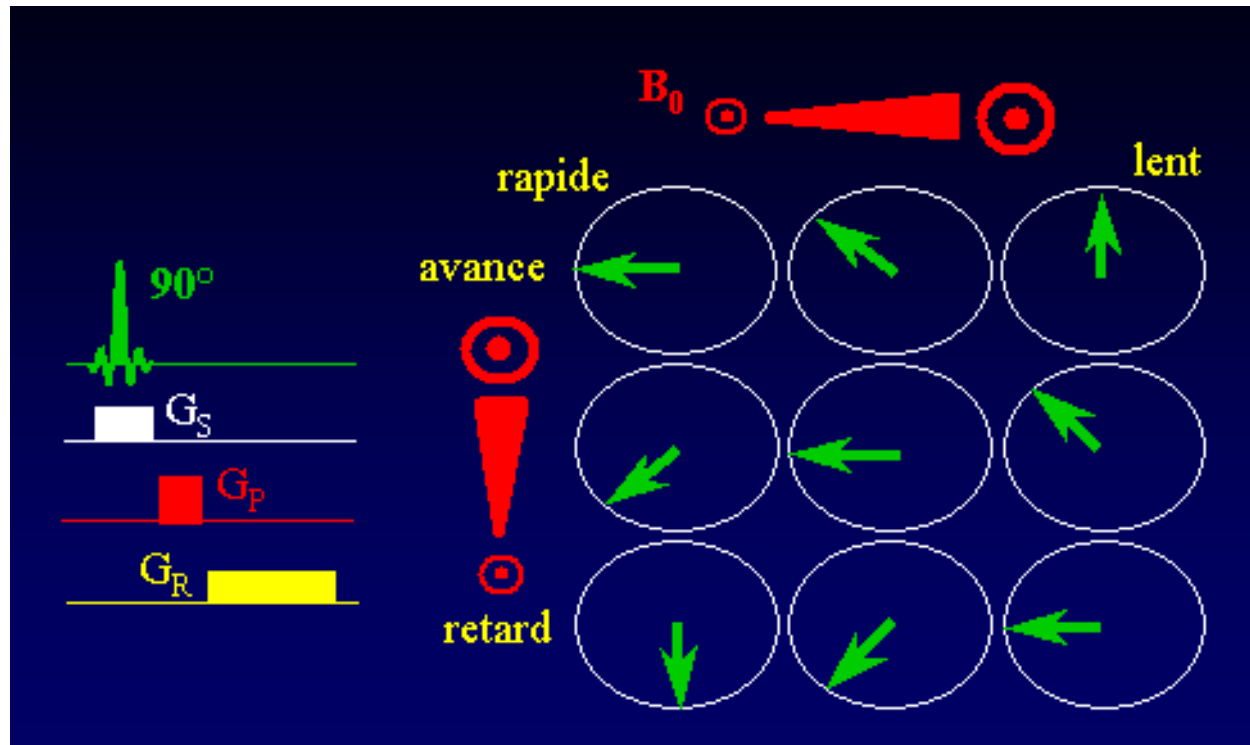
# Procédure générale pour créer une image

Codage de phase :



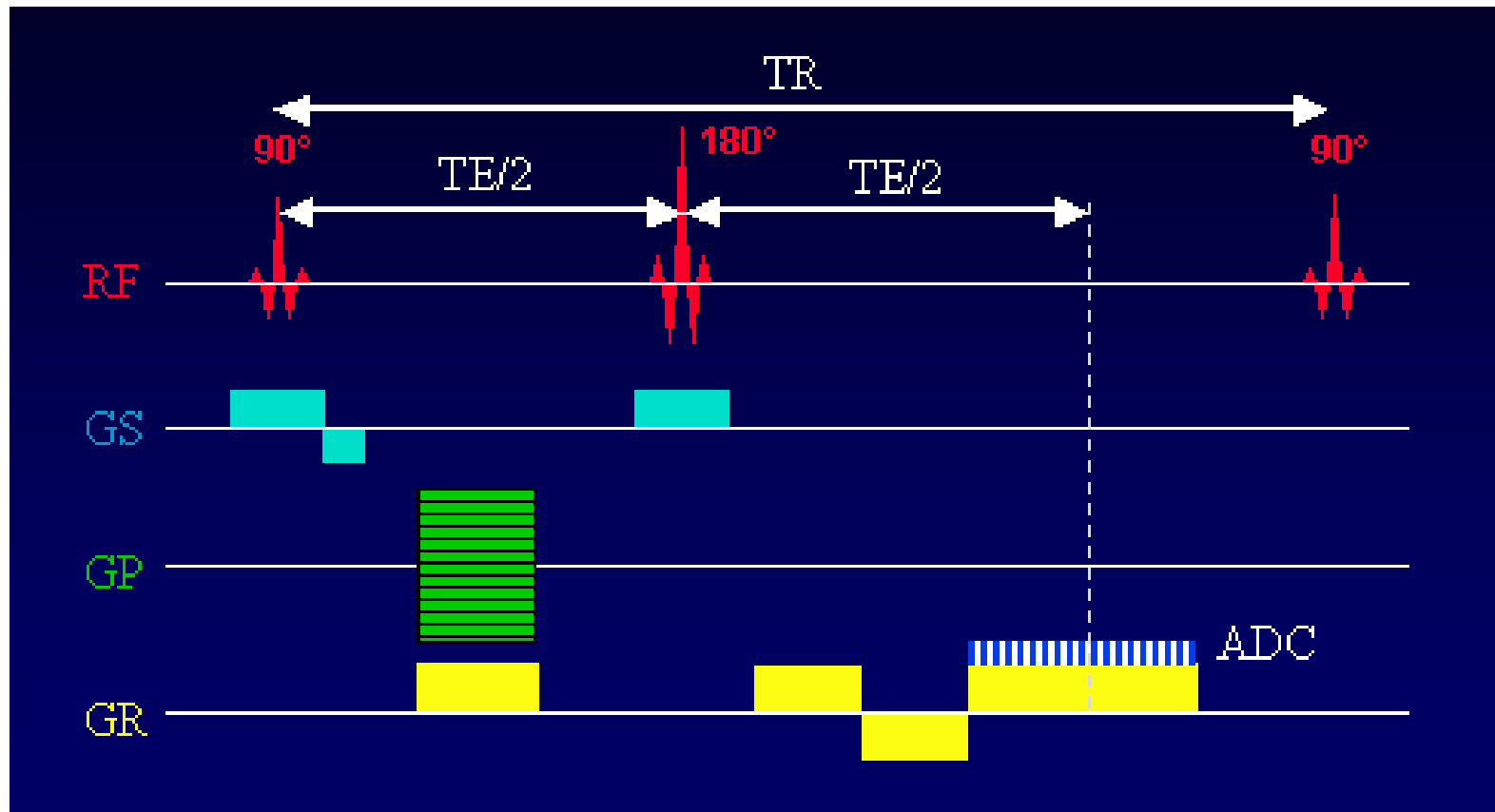
# Procédure générale pour créer une image

Codage de fréquence :

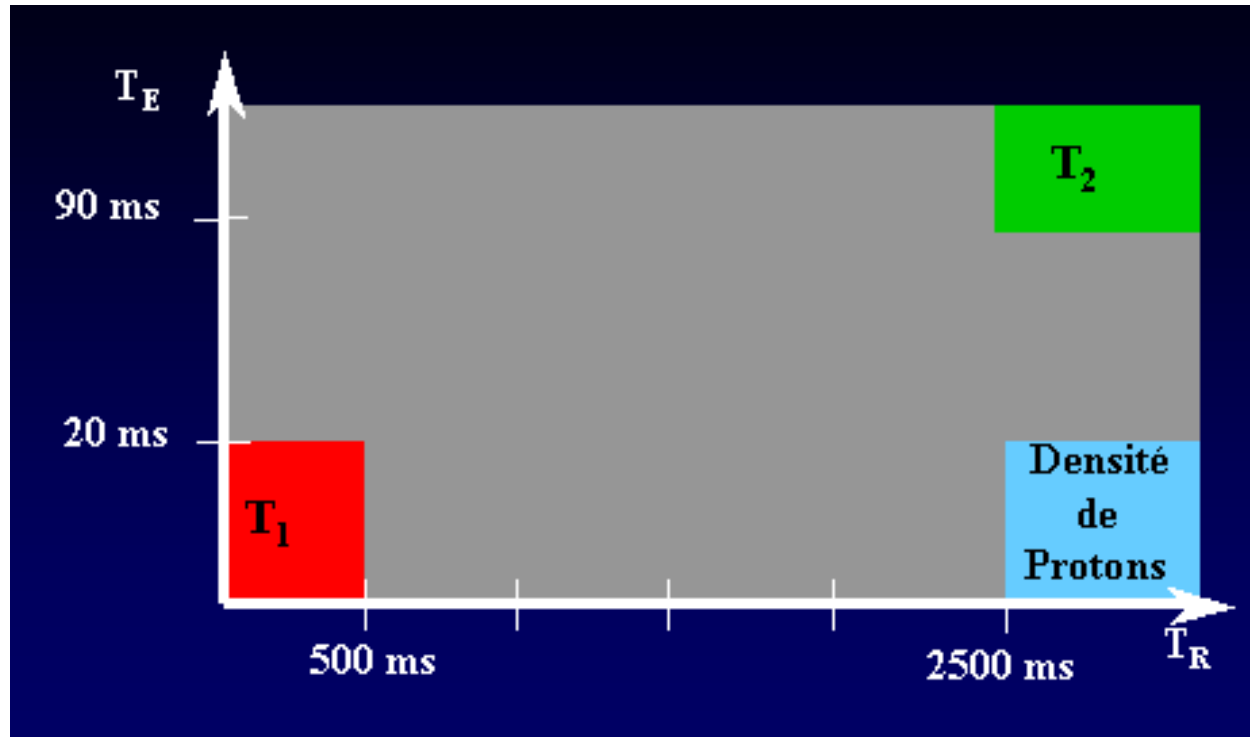


# Procédure générale pour créer une image

Gradients de refocalisation :



# Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition



# Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition

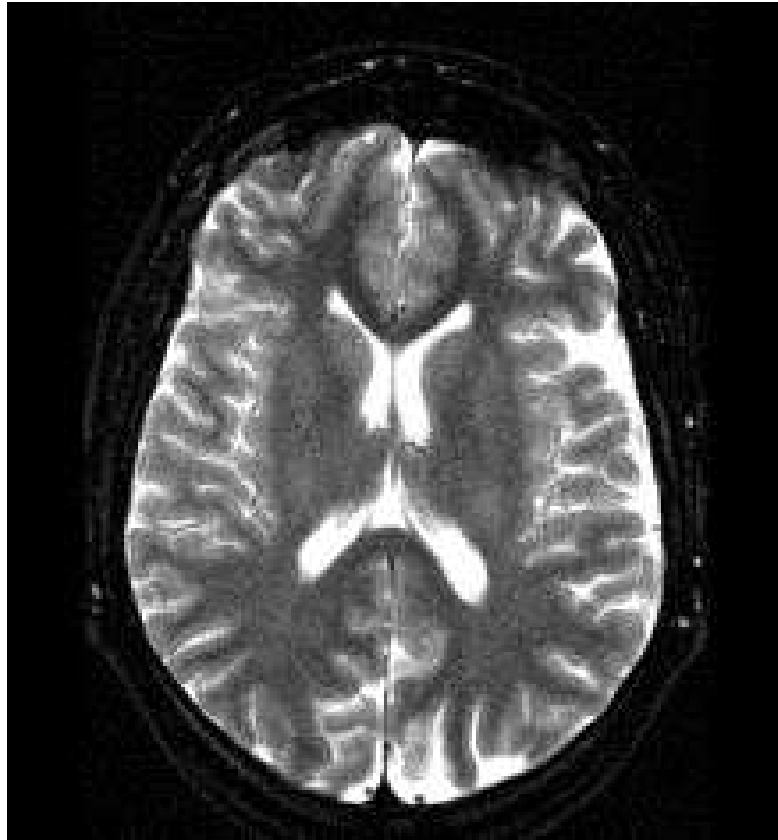
Image en T1 :



$$T1_{LCR} > T1_{MG} > T1_{MB} > T1_{graisse}$$

# Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition

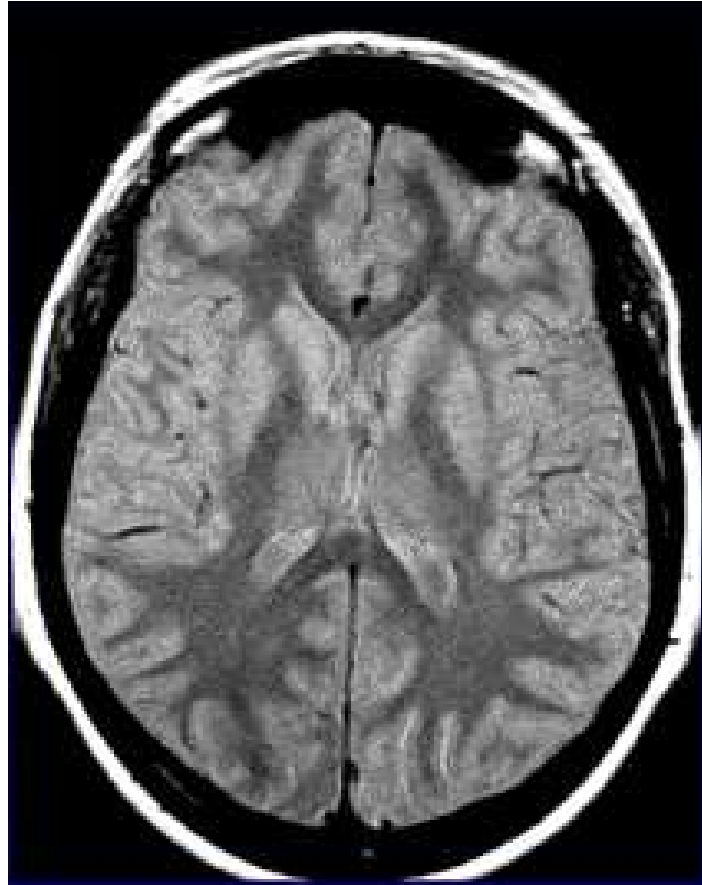
Image en T2 :



$$T2_{LCR} > T2_{MB} > T2_{MG}$$

# Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition

Image en  $\rho$  (Densité de Protons) :



$$\rho_{LCR} > \rho_{MG} > \rho_{MB}$$



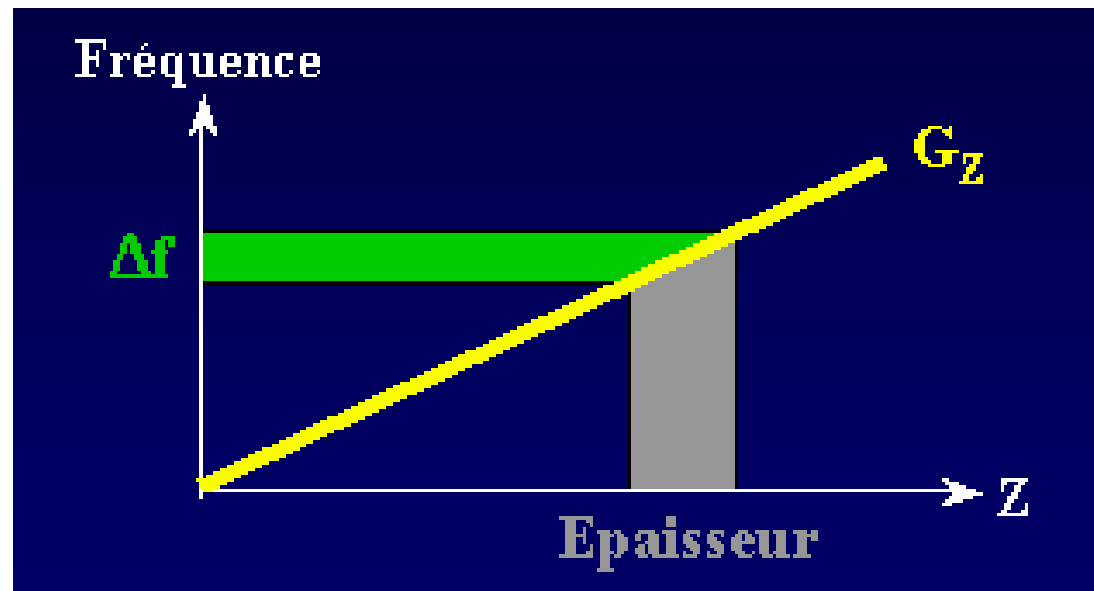
# *Grande variété de séquences*

exemples de séquences

# Impulsions RF

Impulsion sélective :

- relativement longue (msec)
- en  $\frac{\sin t}{t}$  (car TF d'une fonction rectangle)
- largeur de bande étroite
- $\Rightarrow$  sélection de coupe



# *Gradients de champ magnétique*

- Codage de l'information spatiale
- Entraînent un déphasage  $\Rightarrow$  compromis entre
  - déphasage suffisant pour permettre l'analyse de composantes individuelles
  - déphasage causant une décroissance du signal trop forte
- Contraintes :
  - doivent excéder les hétérogénéités du champ magnétique
  - doivent avoir une grande linéarité

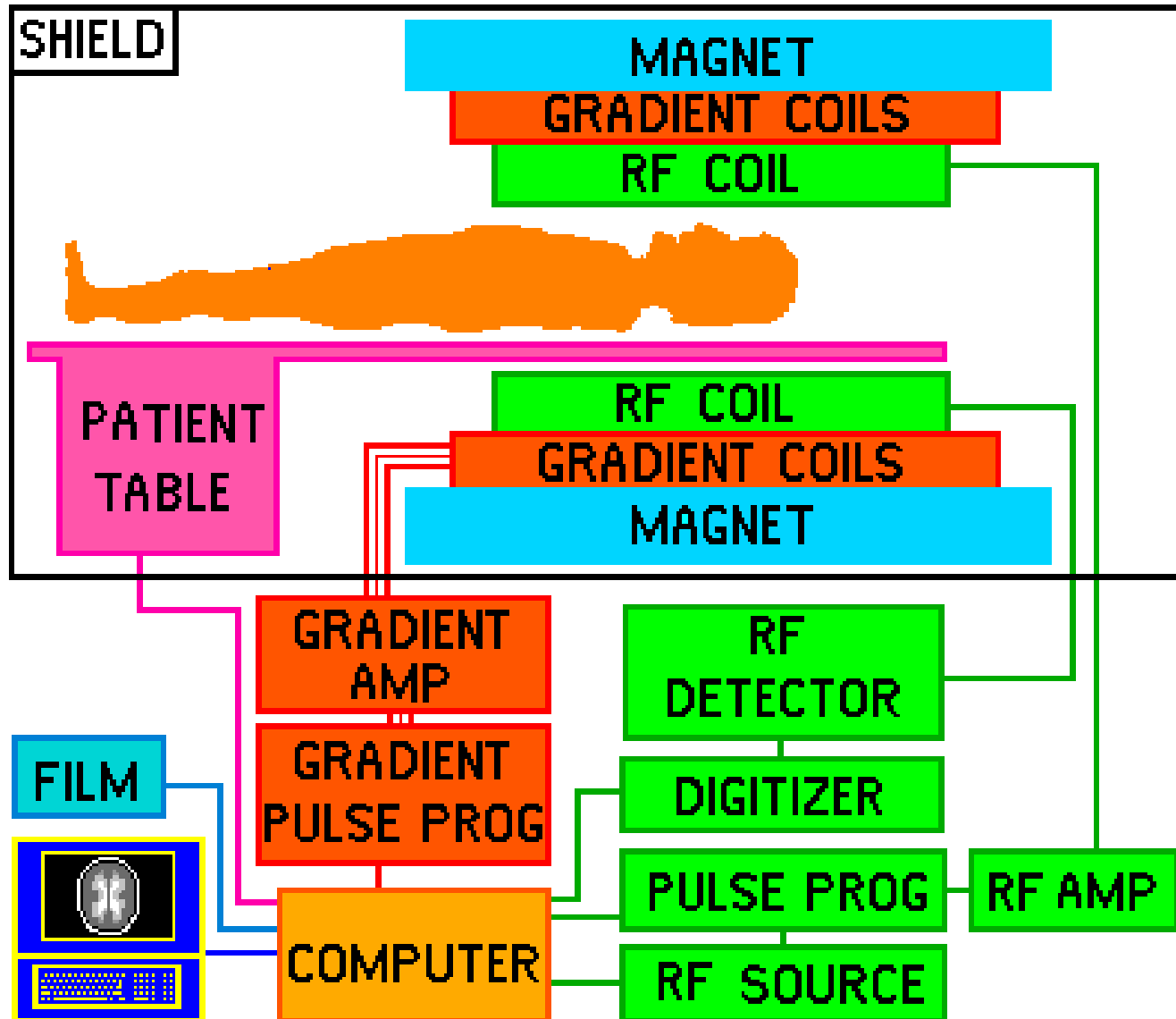
# *Imagerie multi-dimensionnelle*

- Imagerie 2D d'une coupe, puis attente pour permettre la relaxation complète avant d'imager la coupe suivante
- Imagerie multi-coupes : imagerie alternée de plusieurs coupes
- Imagerie 3D (volumique) : deux codages de phase
- Accélération possibles :
  - utilisation de la symétrie du plan de Fourier. Gain : 2
  - réduction du TR en réduisant l'angle des impulsions (images combinant le T1 et le T2). Gain : 100
  - commutations rapides de gradient (EPI, etc.). Gain :  $> 1000$
  - différents ordres de remplissage du plan de Fourier

# *Instrumentation*



# Instrumentation



# *Paramètres intrinsèques*

- temps de relaxation T1
- temps de relaxation T2
- densité de protons  $\rho$
  
- décalage chimique
- mouvement physiologique
- tissus adjacents à la zone d'intérêt
- dimensions de la zone d'intérêt
- perturbations dans le champ magnétique (implants)

# *Paramètres extrinsèques*

- séquences d'impulsions
- paramètres des séquences
- nombre d'excitations
- épaisseur des coupes
- taille de la matrice
- champ d'acquisition
- espace entre les coupes
- position de la coupe dans le volume imagé
- orientation du plan de coupe
- agents de contraste paramagnétiques
- synchronisation physiologique
- champ magnétique (intensité, homogénéité)
- type d'antenne (corps/tête ou locale)
- caractéristiques RF
- "flip-angle" de l'impulsion RF
- ajustement de la fréquence RF aux conditions de résonance exactes
- variables de visualisation



# SNR, CNR et résolution

- bruit proportionnel à  $f$ , 2 sources de bruit :
  - électronique (circuit récepteur)
  - tissus excités
- signal : proportionnel à  $f^2$   
⇒ SNR proportionnel à  $f$
- autre mesure importante : le rapport contraste sur bruit  
CNR = SNR(A) – SNR(B)
- dimension du voxel :

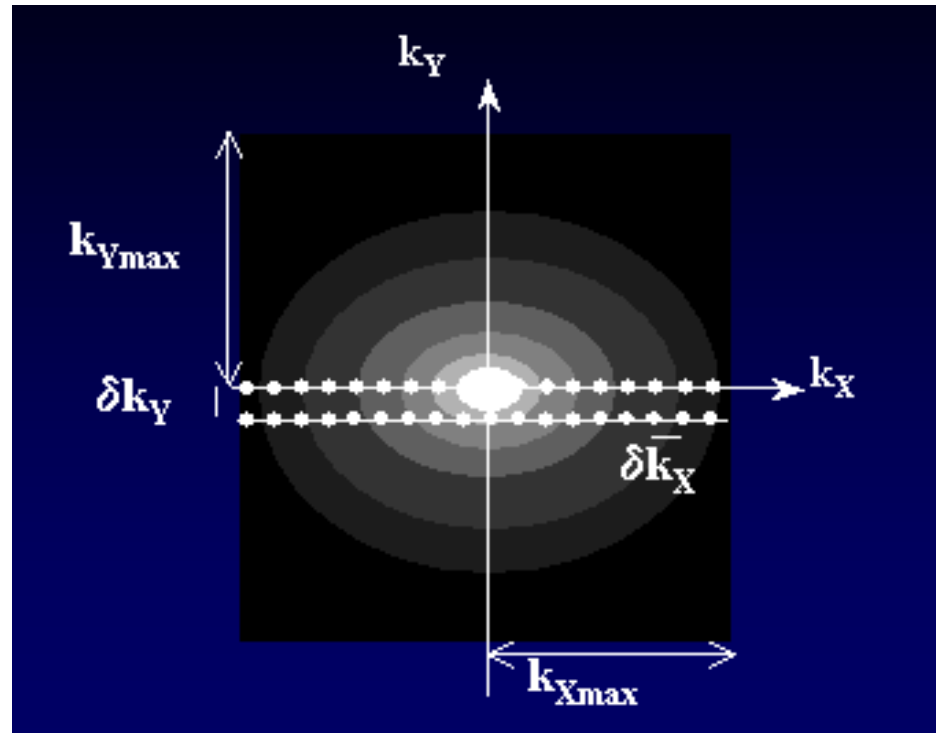
$$d \frac{D}{N_p} \frac{D}{N_f}$$

$d$  = épaisseur de coupe,  $D \times D$  = champ de vue

$$SNR \propto \frac{D^2}{N_p^{1/2} N_f} d N_{ex}^{1/2}$$

- effet de volume partiel
- si l'espace entre les coupes est faible, excitation simultanée de plusieurs coupes
- antennes de surfaces : le SNR décroît non linéairement quand la distance à l'antenne augmente

# Plan de Fourier et résolution



$$D_x = \frac{1}{\delta k_x} \quad D_y = \frac{1}{\delta k_y}$$

$$d_x = \frac{1}{k_{x_{\max}}} \quad d_y = \frac{1}{k_{y_{\max}}}$$

$$k_{x_{\max}} = N_f \text{ et } k_{y_{\max}} = N_p$$

# Décalage chimique

différences de fréquences  $\Rightarrow$  différences de position dans l'image

(dans le sens du codage de fréquence)

illustration

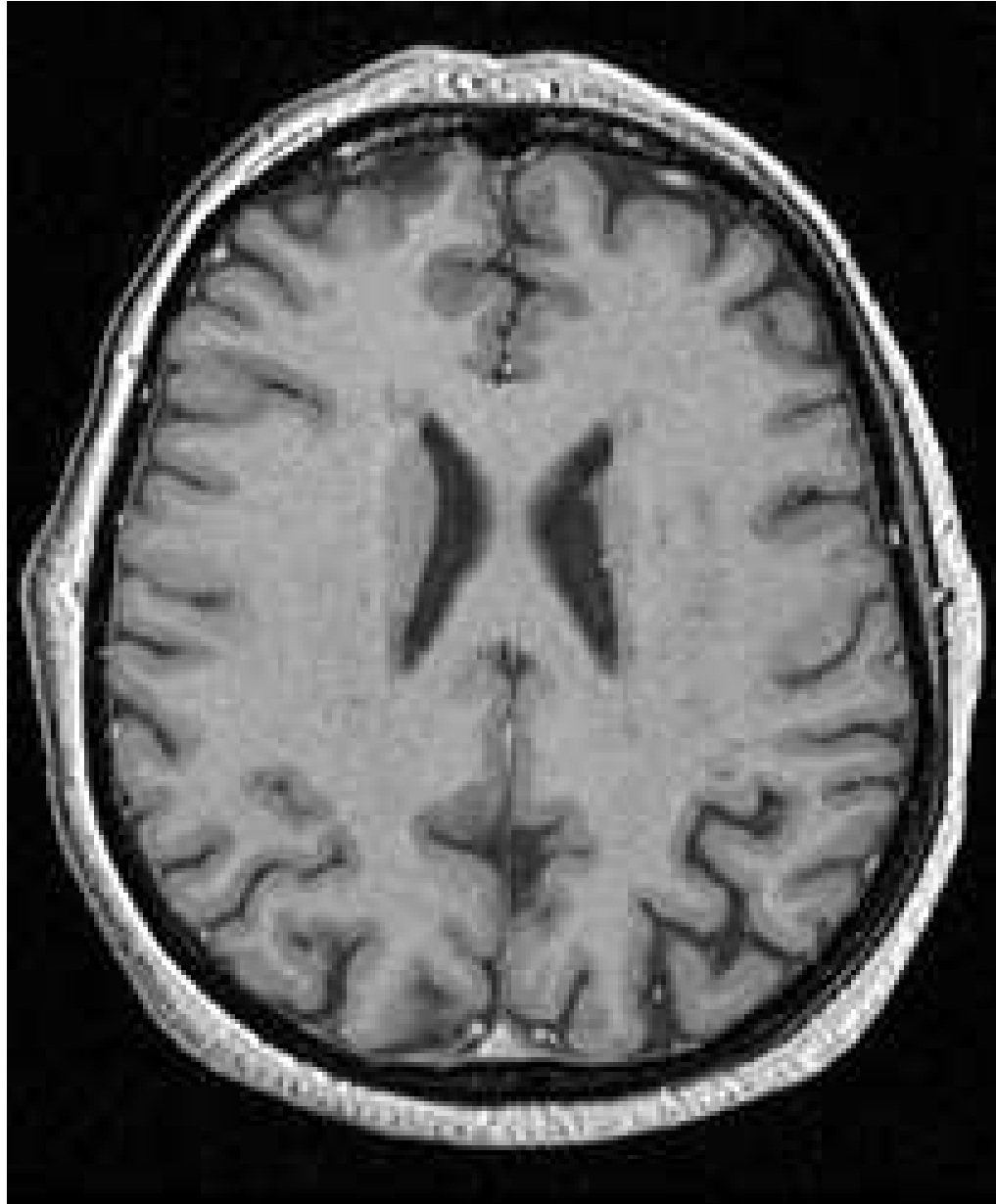
$$x_{eau} - x_{graisse} = \frac{D\Delta f}{F}$$

$F$  = largeur de bande

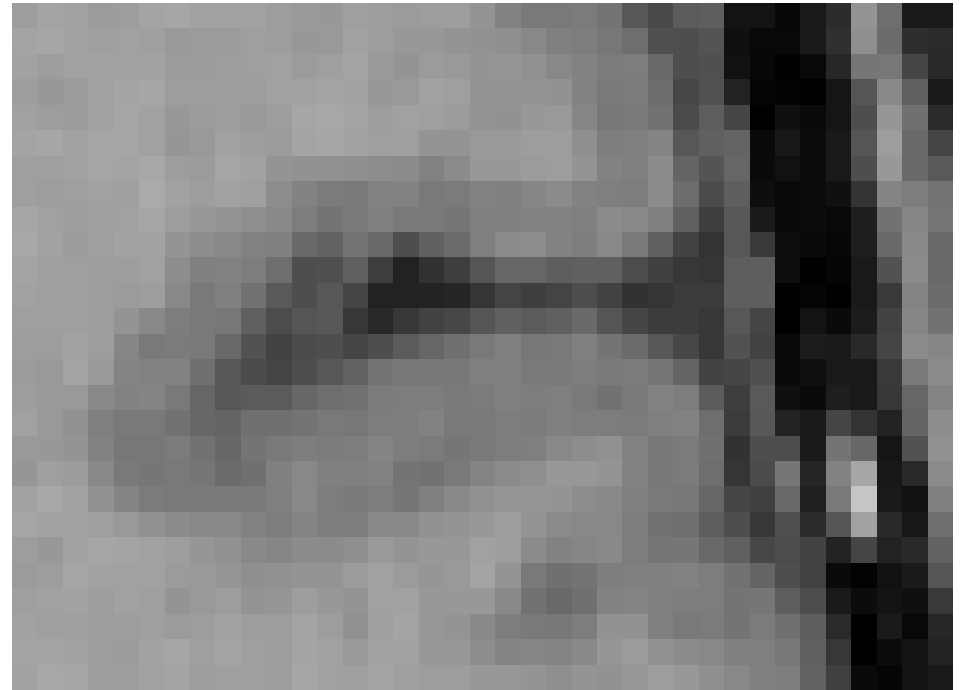
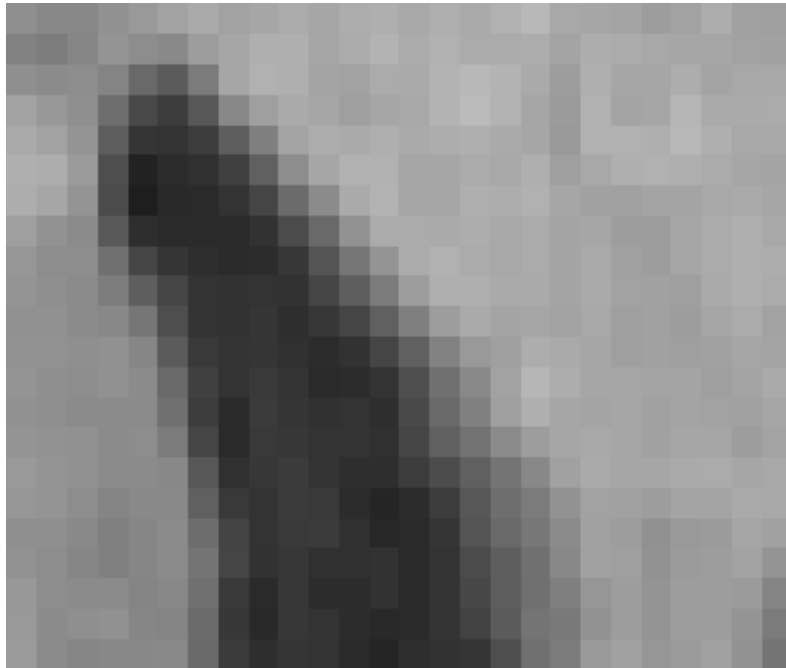
Exemples à 1,5 T :

- $D = 40cm \Rightarrow \Delta x = 2,8mm$
- $D = 20cm \Rightarrow \Delta x = 1,4mm$

# *Décalage chimique*



# *Effet de volume partiel*

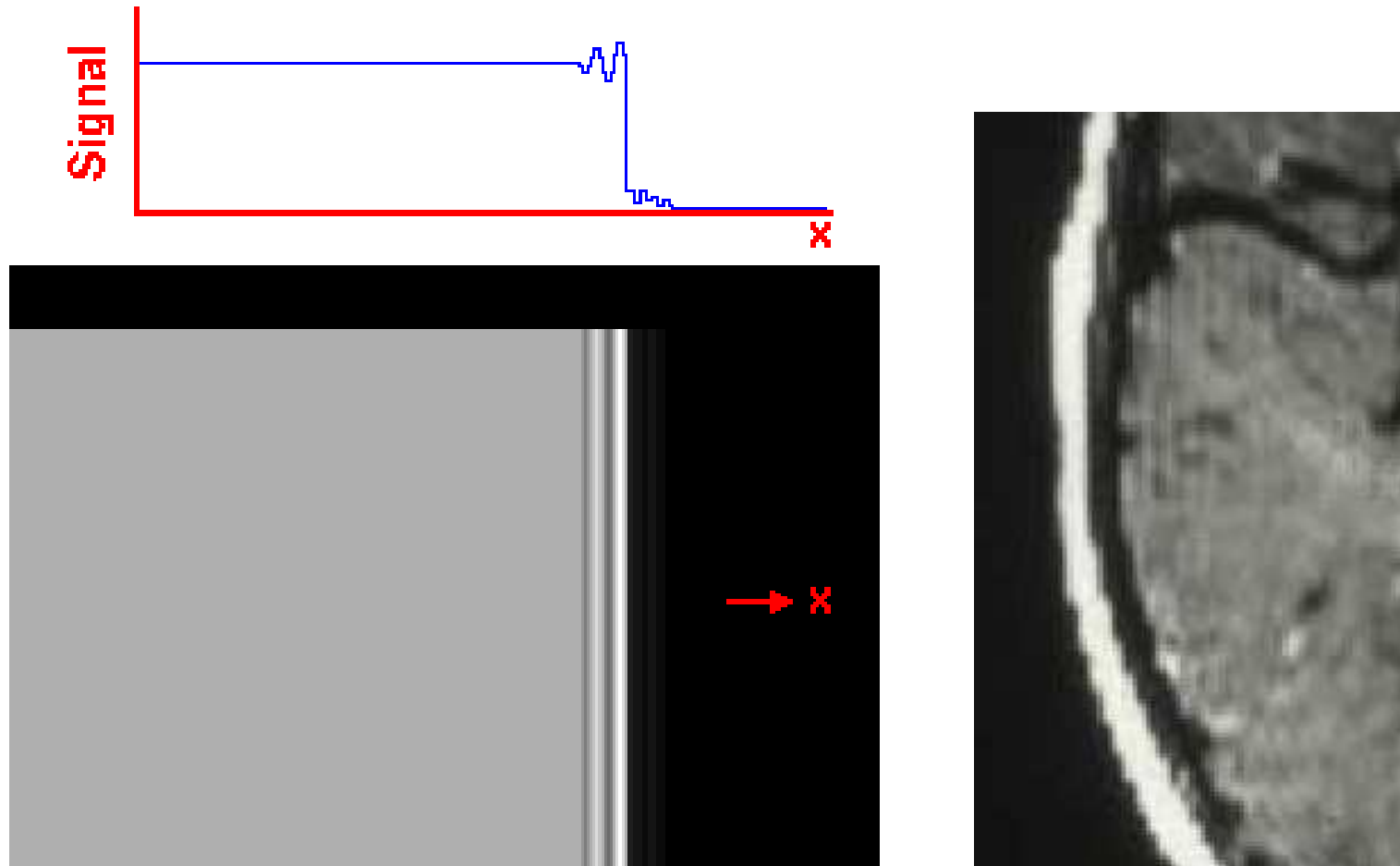


# *Antenne locale*



# Artéfact de Gibbs

Discontinuités dans le signal mal rendues par transformée de Fourier discrète



# Produits de contraste

Objectif : améliorer la détection et la caractérisation des tumeurs (ou vaisseaux sanguins) avec des séquences courtes

- Produits diamagnétiques :
  - très faible champ induit ( $10^{-6}$  du champ appliqué)
- Produits ferromagnétiques :
  - forte attraction et alignement
  - intensité de 100 fois le champ
  - retiennent leur magnétisation induite en quittant le champ
- Produits paramagnétiques :
  - s'alignent parallèlement au champ
  - $10^{-2}$  du champ
  - $\Rightarrow$  bon choix (T1 raccourci, déphasage accéléré)

Contraintes :

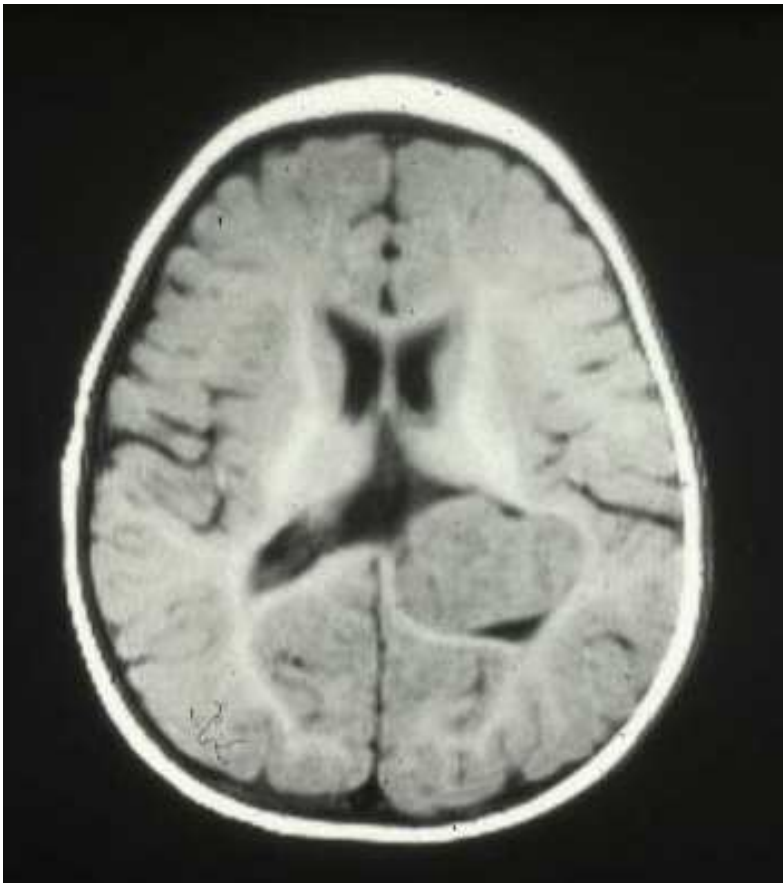
- doivent être purs, stables, non toxiques, d'élimination facile
- obtention facile, à coût faible
- pouvoir de conjugaison avec des molécules spécifiques des organes ou des tissus

$\Rightarrow$  Gd-DTPA (le plus courant)



# *Produits de contraste*

Objectif : améliorer la détection et la caractérisation des tumeurs (ou vaisseaux sanguins) avec des séquences courtes

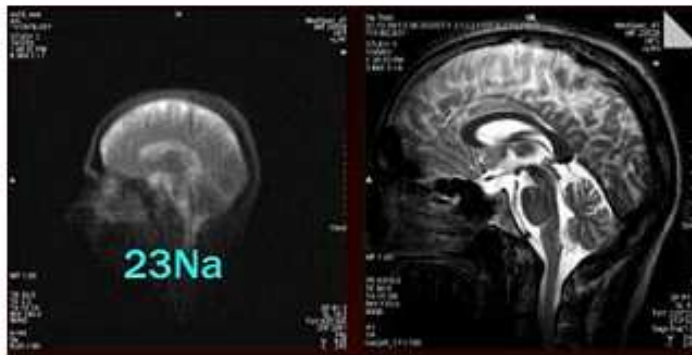


# IRM multi-nucléaire

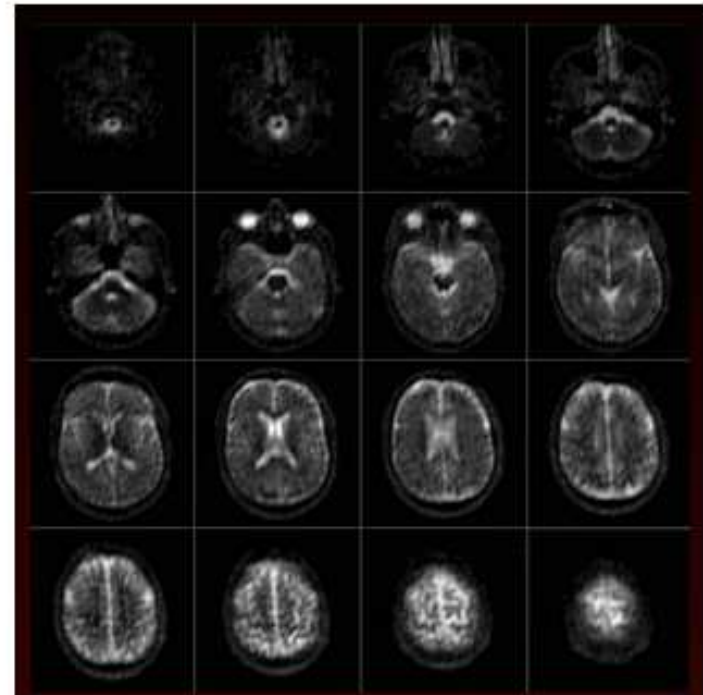
- Imagerie d'autres noyaux
- Exemple : sodium
  - abondant dans l'organisme
  - spin = 3/2  $\Rightarrow$  4 orientations possibles
  - relaxation de noyaux quadri-polaires : décroissance bi-exponentielle
  - Applications : pathologies du système nerveux central

## Sodium Imaging:

- 2D and 3D FLASH applications
- High in-plane resolution ( $1.8 \times 1.8 \text{ mm}^2$ )



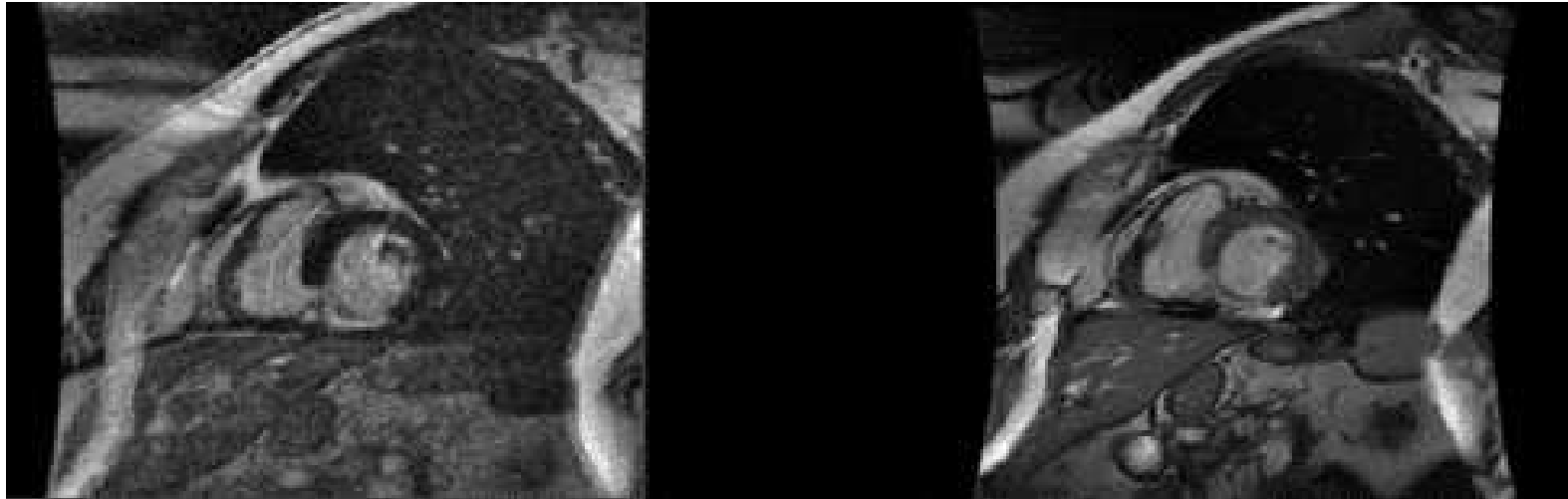
2D  $^{23}\text{Na}$  FLASH imaging at short echo time of 2.3 ms (left).  
Corresponding  $^1\text{H}$  imaging slice using the  $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$  double tuned head coil.



3D  $^{23}\text{Na}$  FLASH imaging at short echo time of 2.3 ms. 20 slices at a spatial resolution of  $2.5 \times 2.5 \times 10.0 \text{ cm}^3$ .

# *IRM cardiaque*

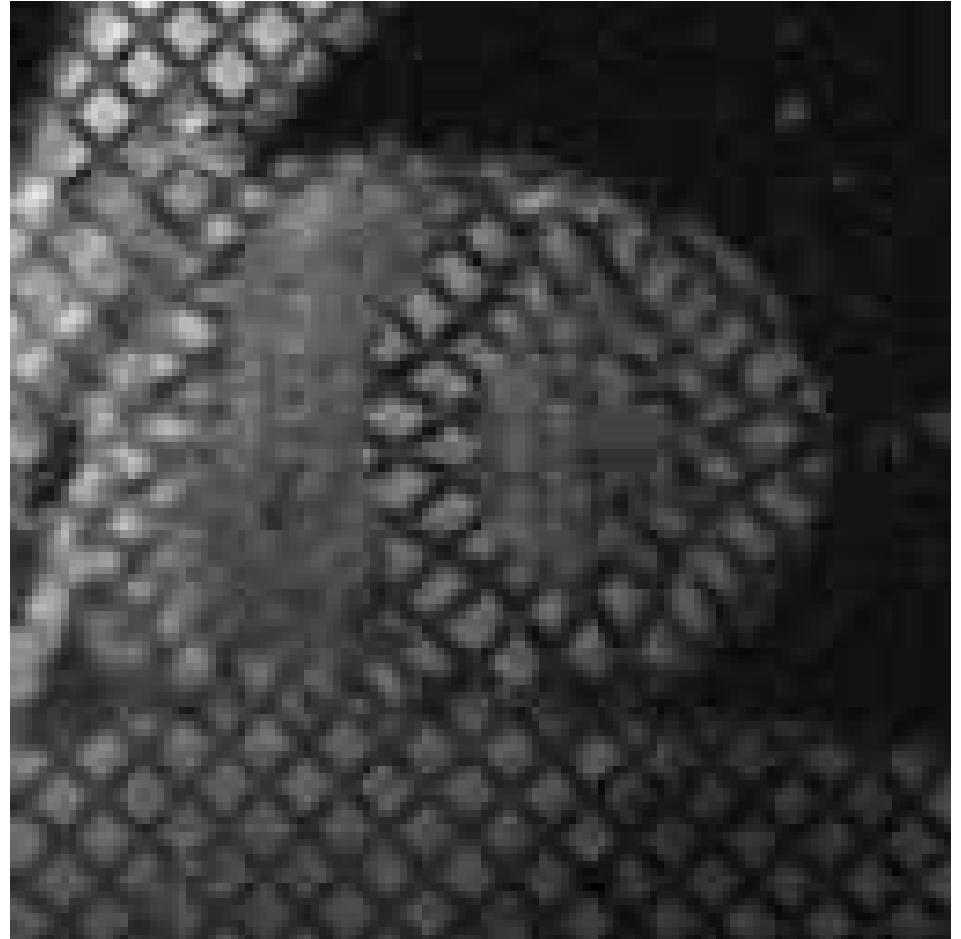
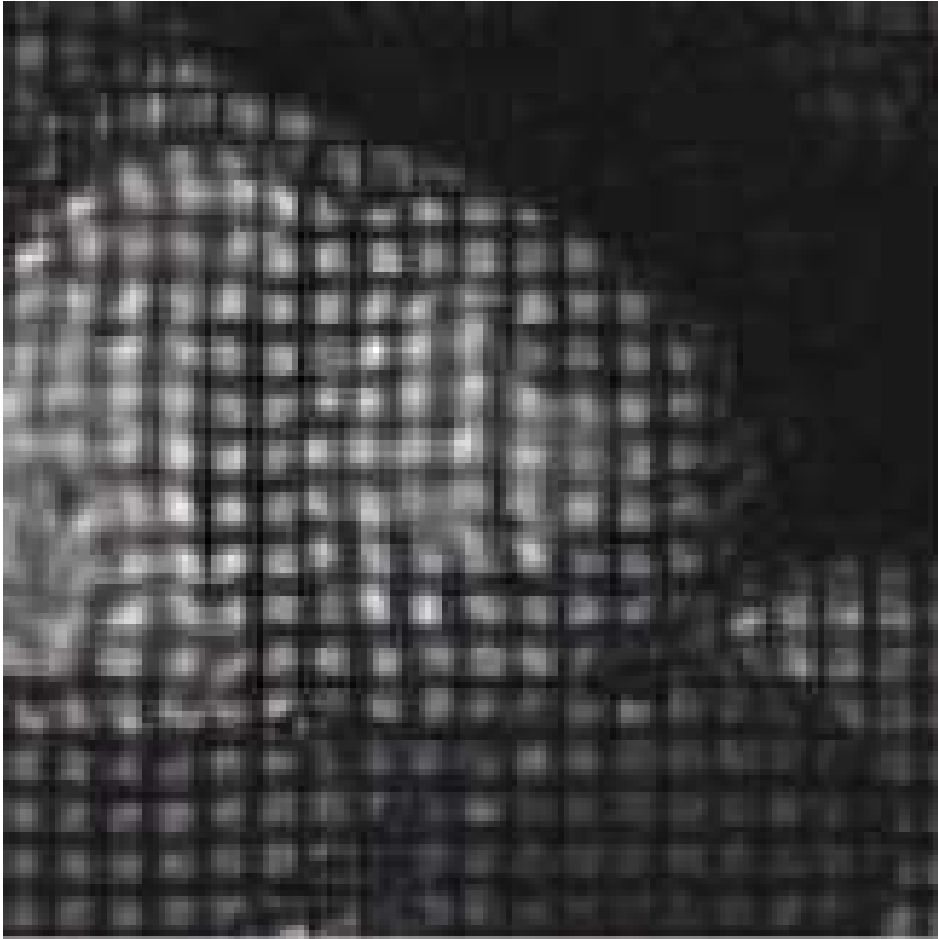
- Difficile mais grand potentiel
- Synchronisation avec l'ECG
- Bon contraste
- Plans de coupe anatomiques
- Bonne résolution temporelle



Une coupe pendant le cycle cardiaque

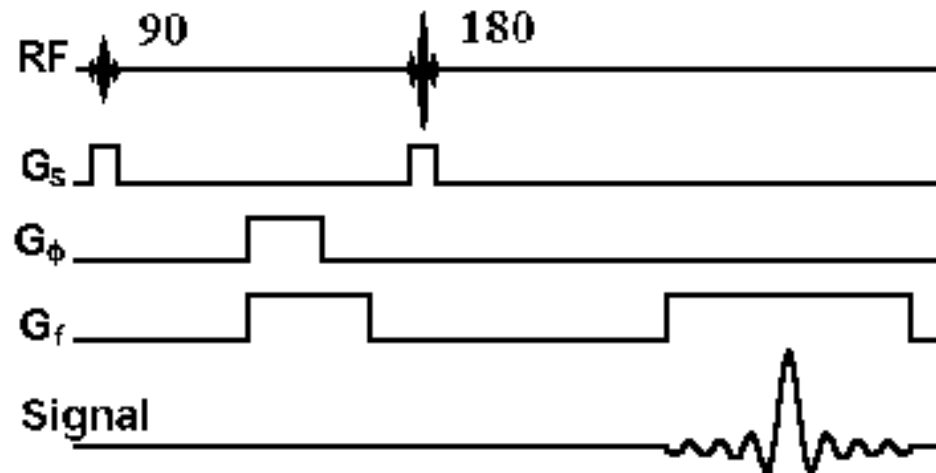
Rehaussement tardif

# *IRM "taguée"*



# Imagerie de flux

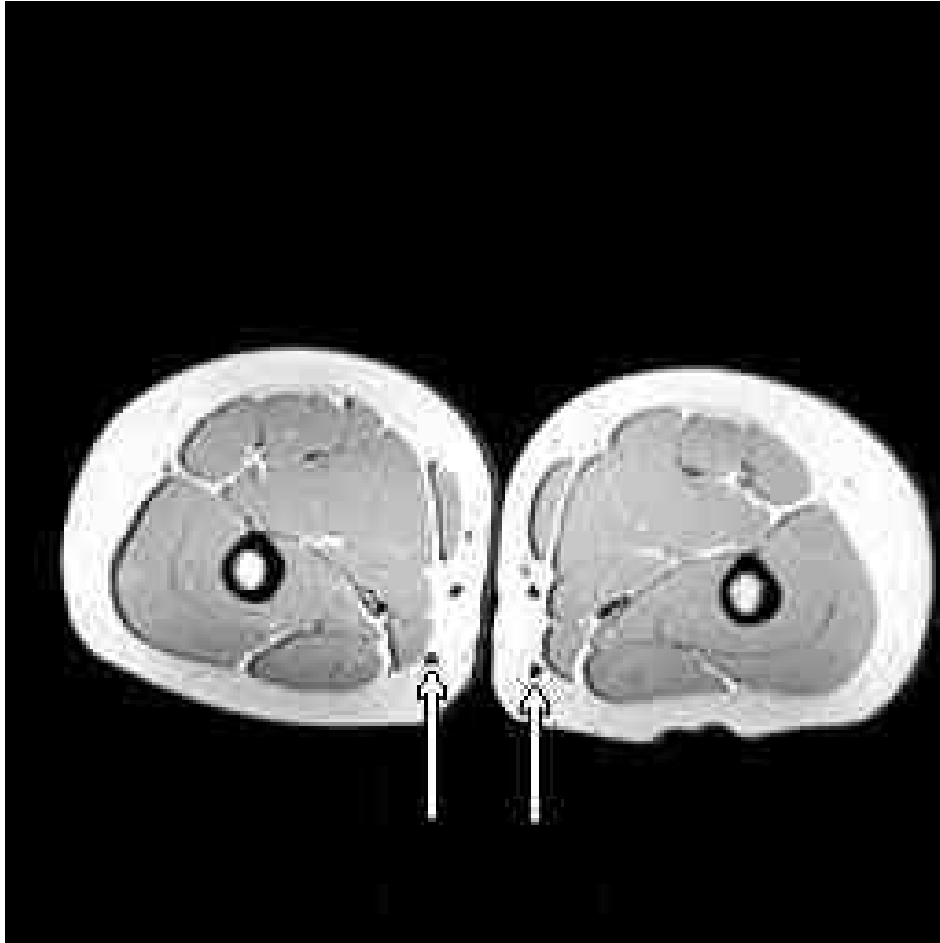
- Exploitation du flux lui-même pour créer un signal différent
- Technique non invasive
- Exemple de séquence d'acquisition :



Coupe d'un vaisseau sanguin

Evolution pendant l'acquisition

# *Imagerie de flux*



# *Imagerie de flux*

Acquisitions anisotropes :



Reconstruction

# Imagerie fœtale





# Imagerie fœtale

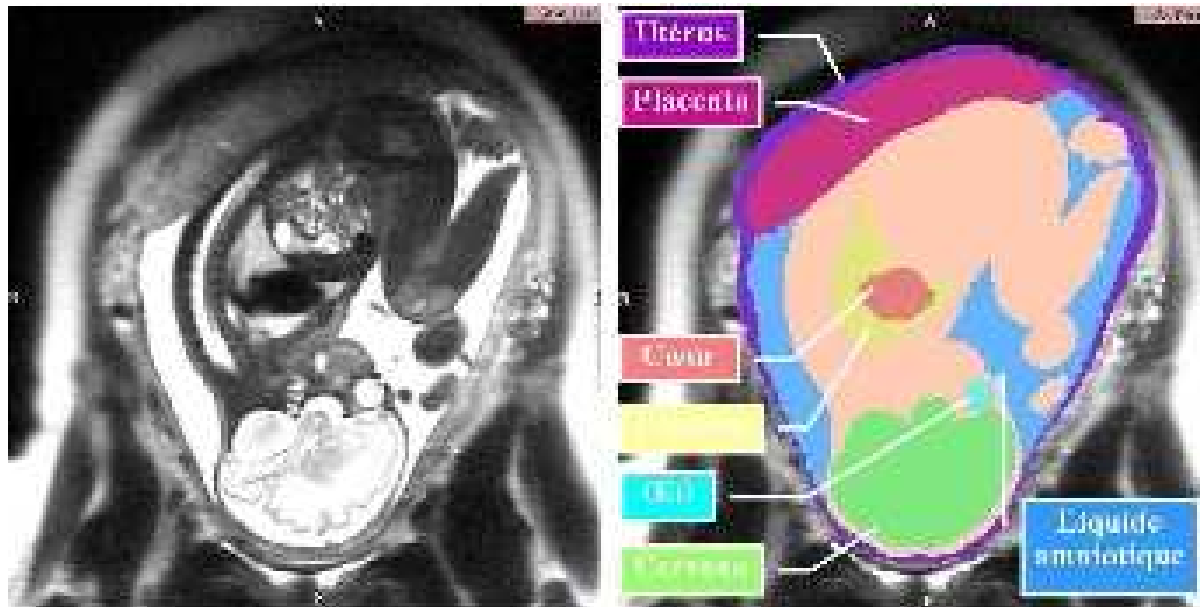
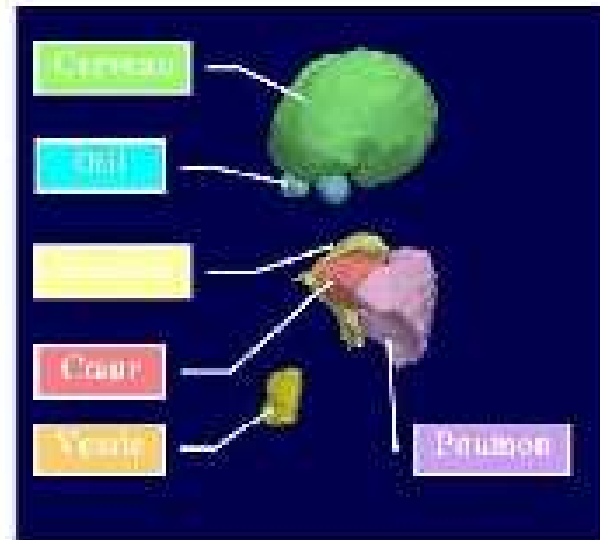


Figure 9 Donnees originales (à g.) et données étiquetées (à dr.)



# ***IRM fonctionnelle***

- volume sanguin cérébral (VSC)
- flux sanguin cérébral (FSC)
- oxygénation du sang (Ox)

+ comparaison avec des images anatomiques

**Mesure du VSC** : Gd-DTPA (paramagnétique)  $\Rightarrow$  variation de volume avant et après une activation (2 injections).

**Mesure du FSC et Ox** : écho de gradient

- désoxyhémoglobine : paramagnétique
- oxyhémoglobine : diamagnétique

Mesure des variations lors d'une activité  $\Rightarrow$  zones actives

# *IRM fonctionnelle*

## Résolution typique :

- spatiale :  $2 \times 2 \times 7mm^3$
- temporelle : 0,5 à 20 secondes

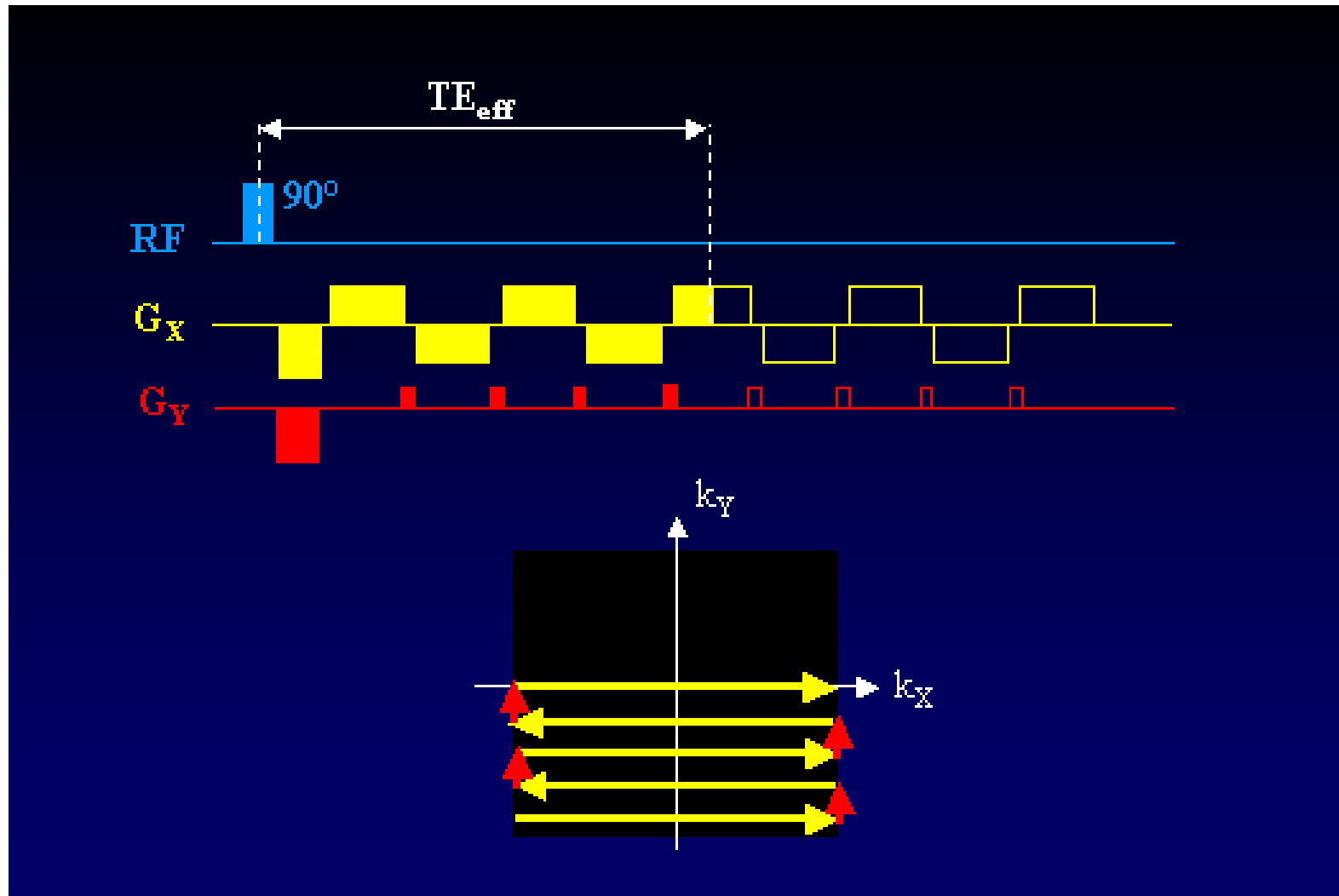
## Avantages :

- résultats en accord avec la TEP
- anatomie + fonction avec une seule modalité
- non invasive
- activité du cerveau dans des temps assez courts

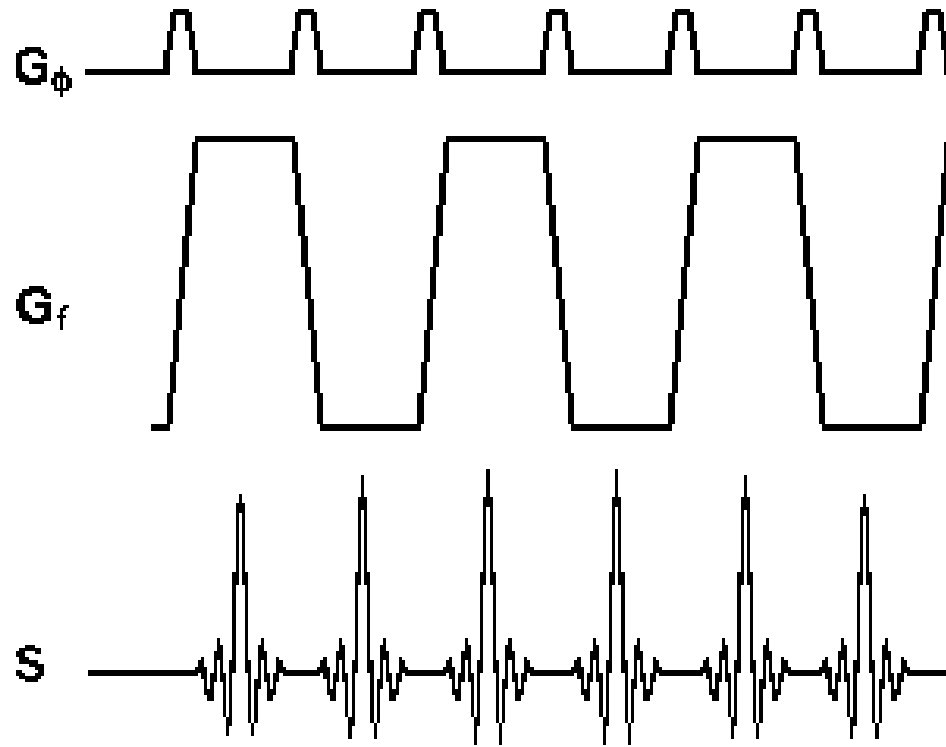
## Exigences :

- machine stable (sensibilité aux défauts magnétiques)
- sujet stable (sensibilité aux mouvements)
- séquences adaptées et rapides
- moyennage de beaucoup d'images (faible variation des signaux : 2 à 10%)

# Séquence EPI

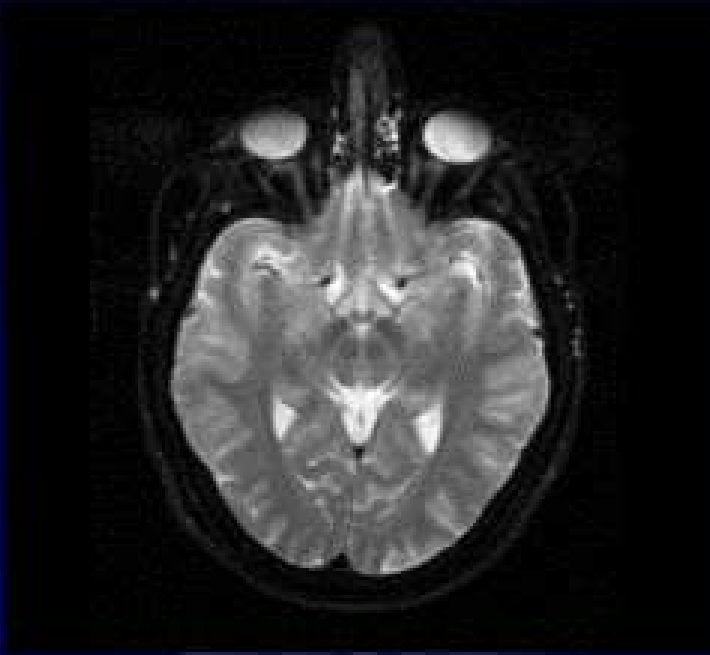


# Séquence EPI

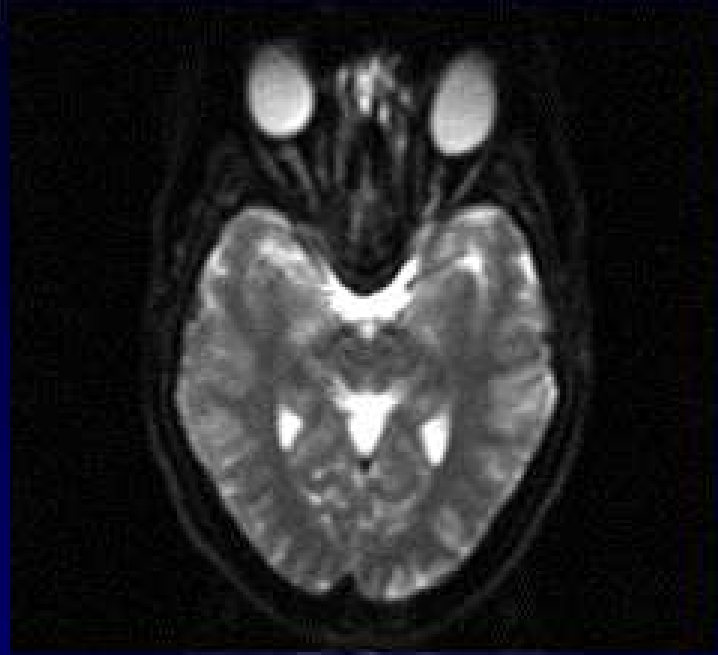


# Séquence EPI

SE



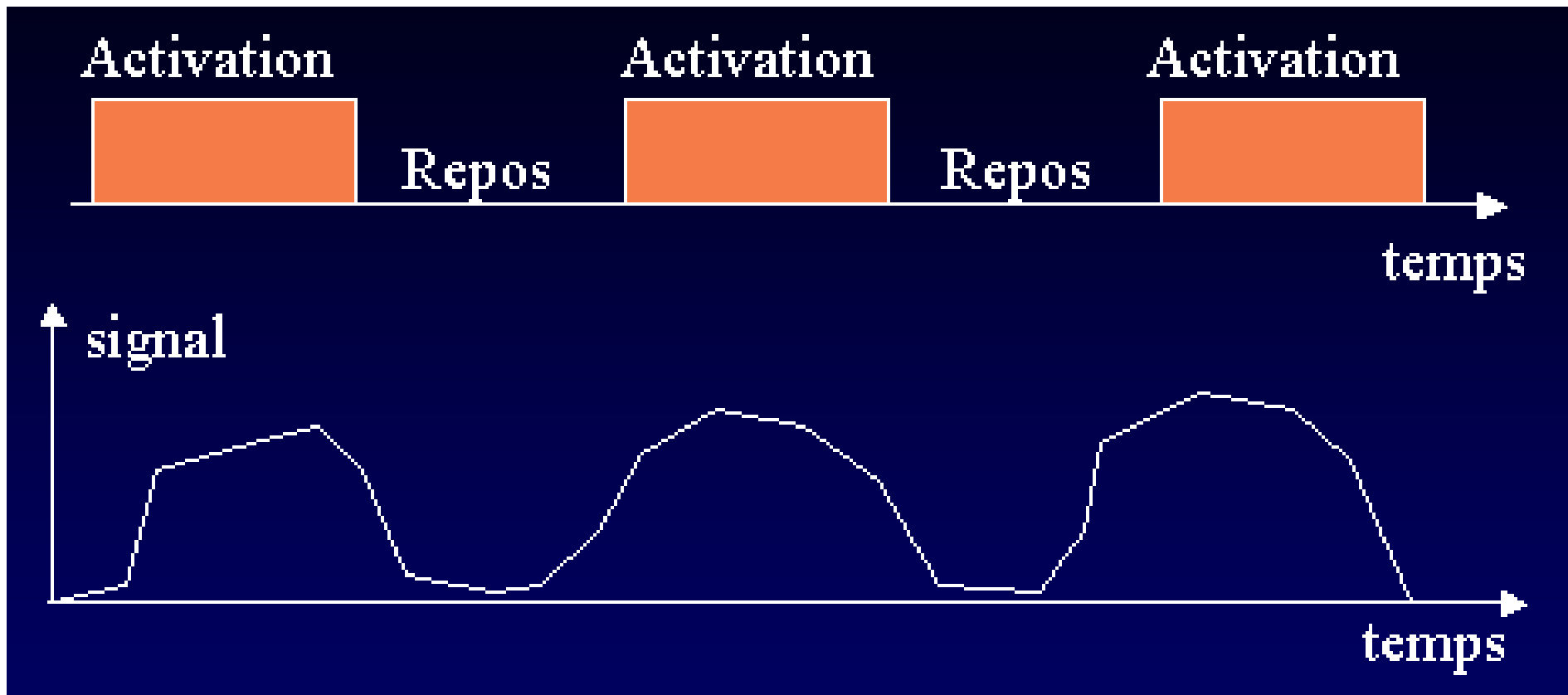
EPI



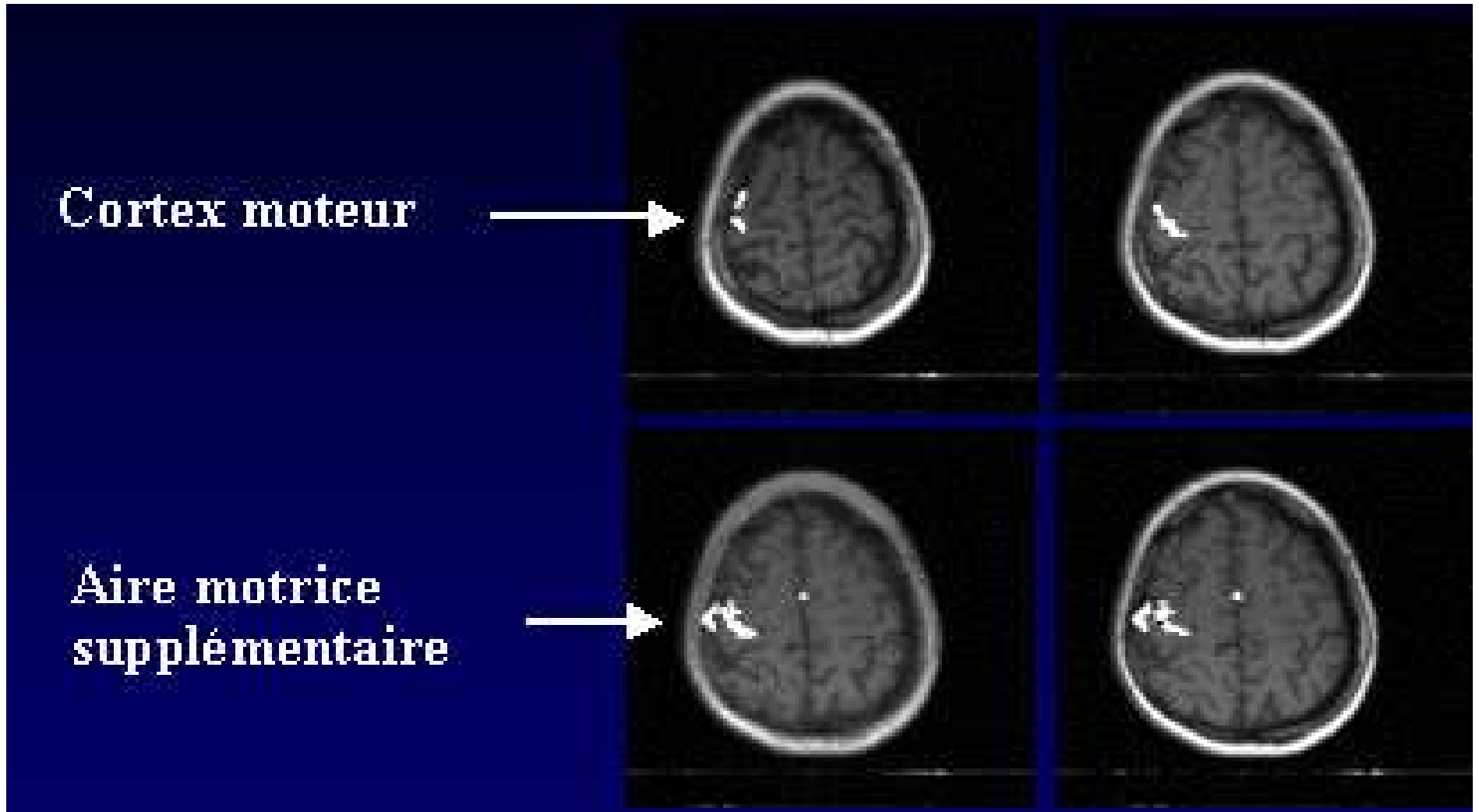
Perte de signal  
Déformations géométriques

# Paradigme d'activation

- Séquences sensibles aux hétérogénéités de champ
- Pondération en  $T_2^*$

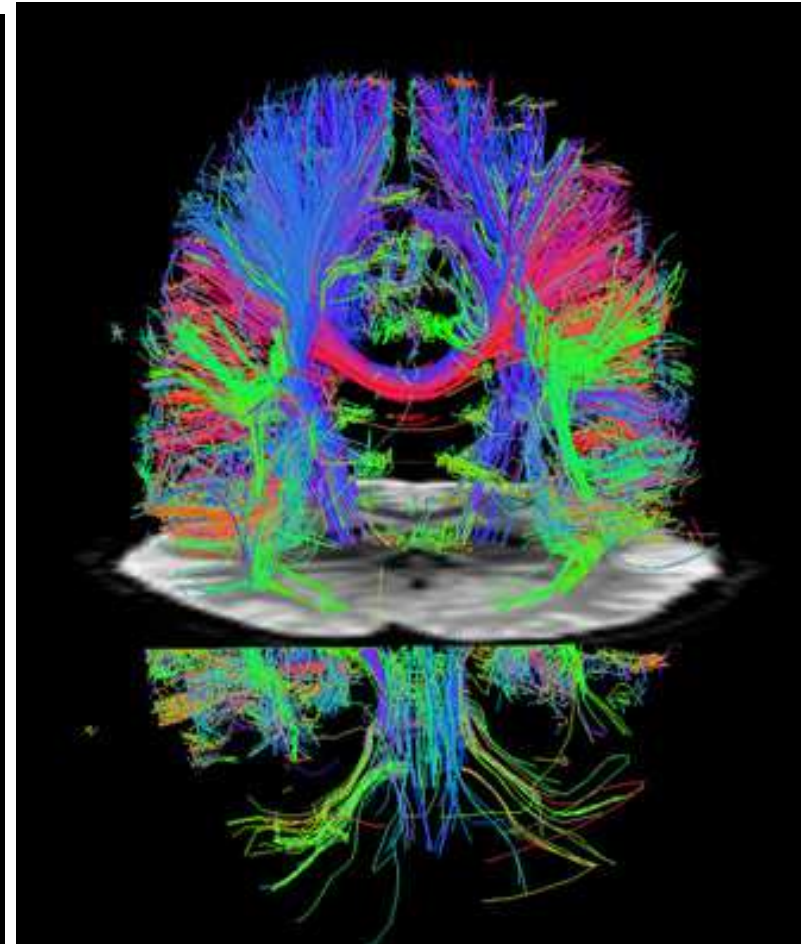
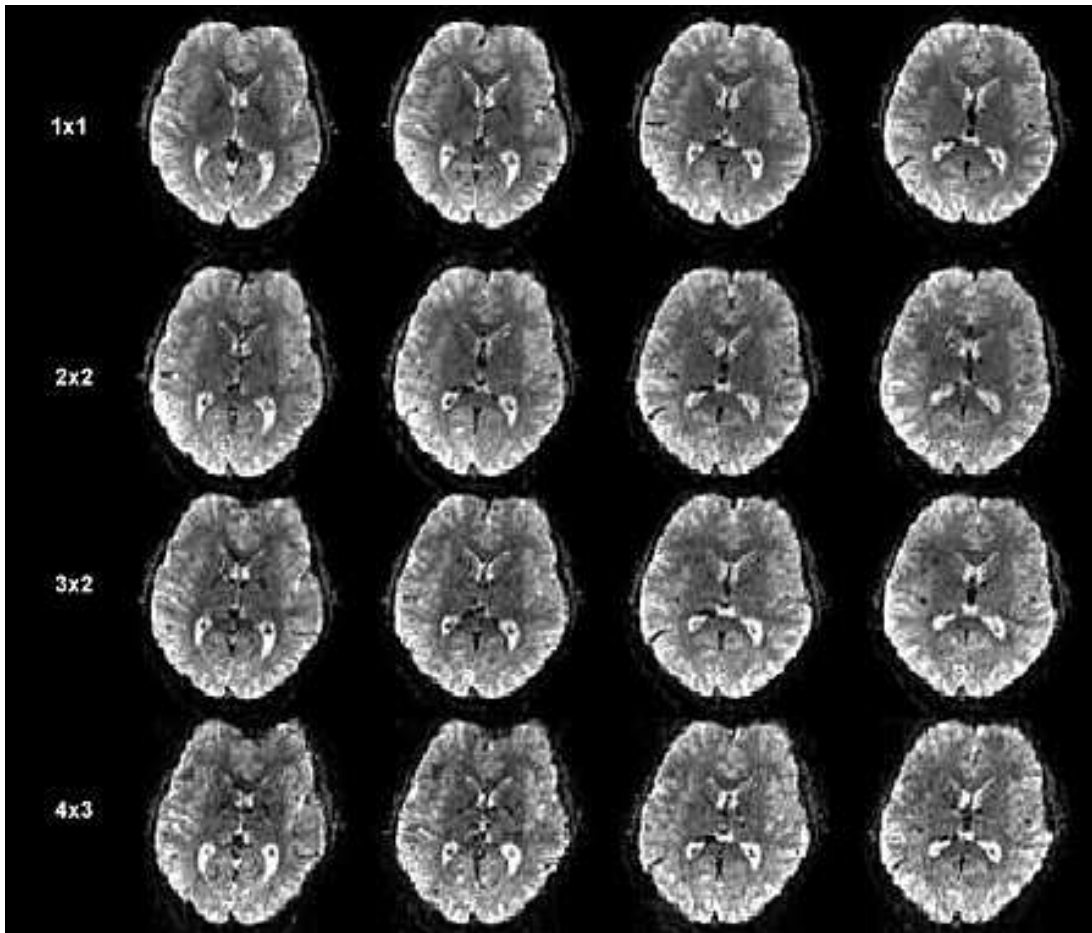


# *Exemple d'activation : mouvement des doigts de la main gauche*





# *Nouvelles techniques rapides*



(UC Berkeley / Washington university)

# *Quelques références*

- Felix W. Wehrli et al. (Eds.): Biomedical Magnetic Resonance Imaging. Principles, Methodology, and Applications. VCH Publishers, New-York, 1988.
- Joseph P. Hornak: The Basics of MRI.  
<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
- <http://irm-francophone.com/htm/liens.htm>
- Sources des illustrations :
  - [http://irmfmrs.free.fr/formation/cours\\_irm/cours\\_irm.htm](http://irmfmrs.free.fr/formation/cours_irm/cours_irm.htm)  
(Muriel Roth, Jean-Michel Franconi)
  - <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>