

Imagerie par résonance magnétique – IRM

Isabelle Bloch

Isabelle.Bloch@enst.fr

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

Télécom ParisTech - CNRS UMR 5141 LTCI



Introduction

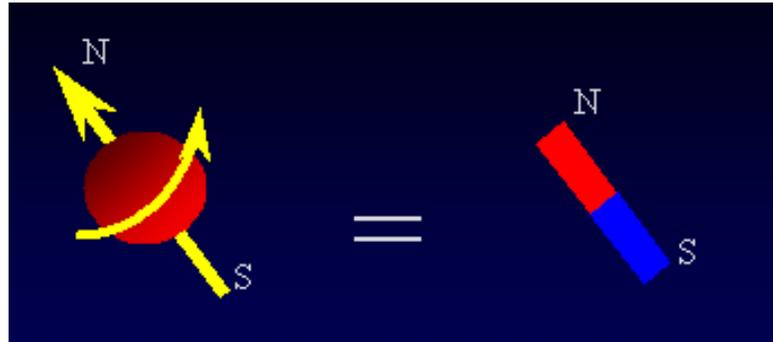
- Imagerie in vivo, non invasive
- Coupes dans n'importe quelle direction, 3D
- Images de bonne qualité
- Imagerie anatomique, angiographie, imagerie fonctionnelle, tenseur de diffusion
- Nombreuses applications

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

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

- γ = 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 ρ_m , de densité de charge ρ_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 :

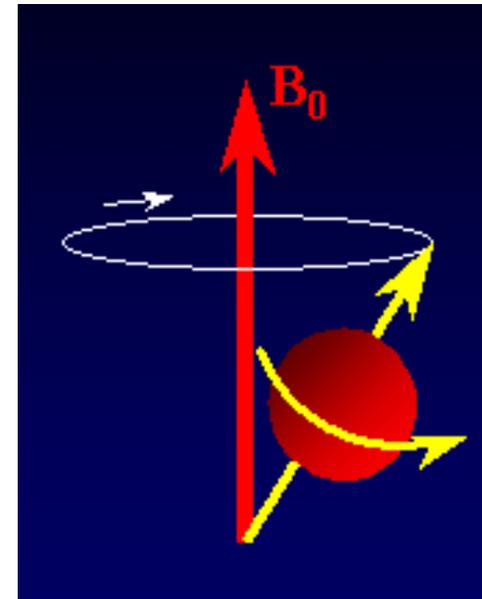
- orientation des dipôles dans le champ
- mouvement de précession à vitesse constante :

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

- 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 θ 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 $I = 1/2$) :

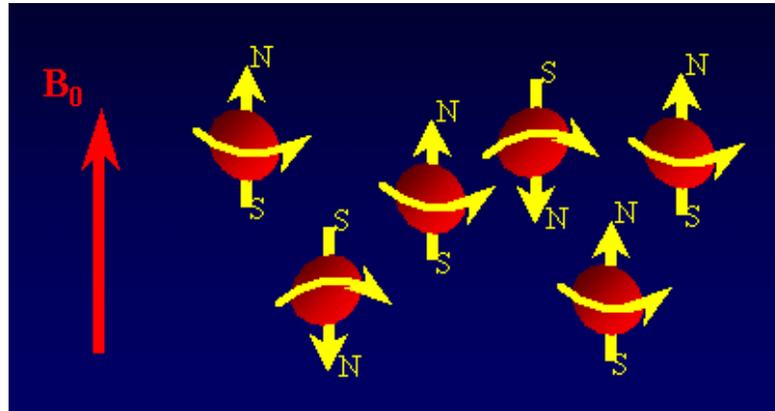
$$\Delta E = h\nu_0 = \gamma B_0 h / (2\pi)$$

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

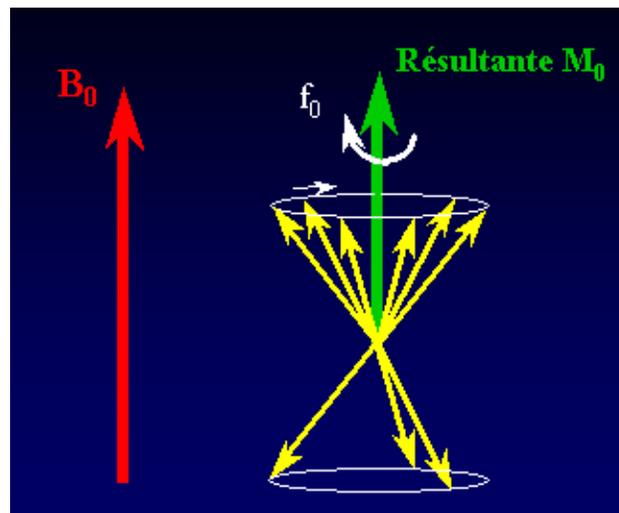
Moment macroscopique

Ensemble de protons :

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



Moment macroscopique \vec{M}_0 parallèle à \vec{B}_0 , mouvement de précession à ω_0 autour de \vec{B}_0

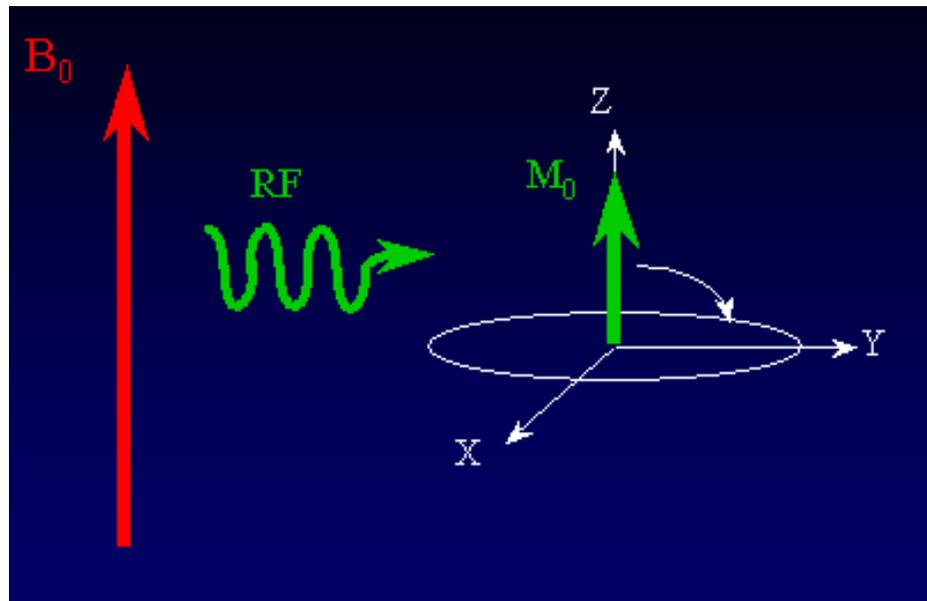


Action d'un champ tournant RF

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



deuxième mouvement de précession

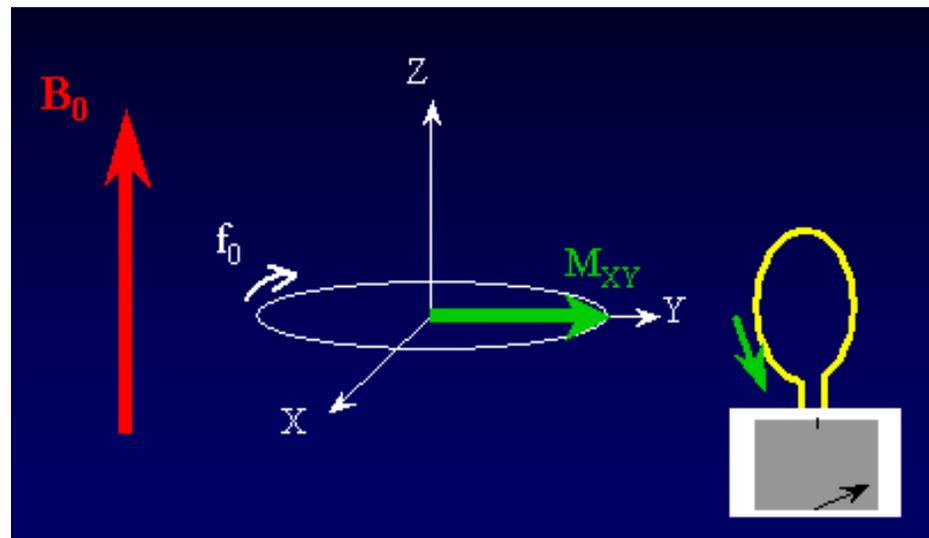


Impulsions

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

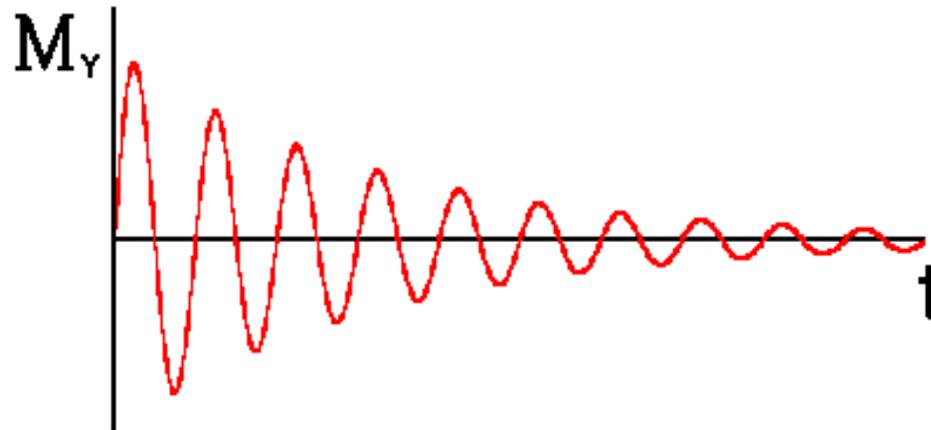


Variation de flux = signal reçu

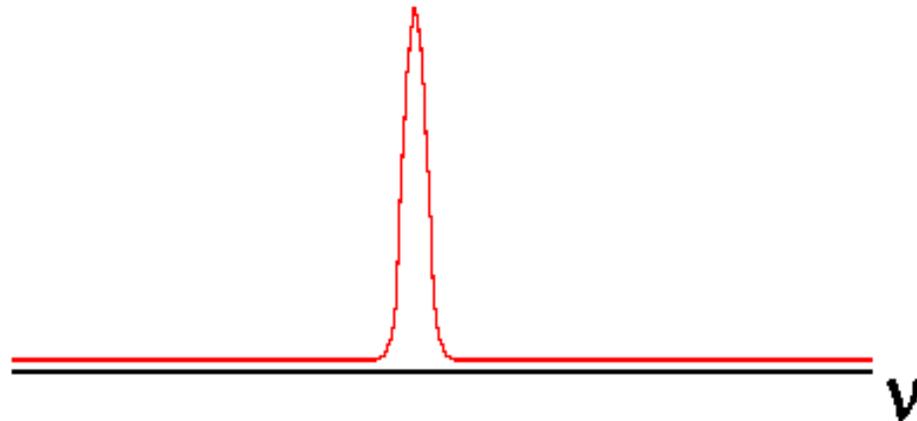
$$e = \frac{d\Phi}{dt} = M_{xy}\omega_0 \cos \omega_0 t$$

FID : Free Induction Decay (induction libre)

Domaine temporel :

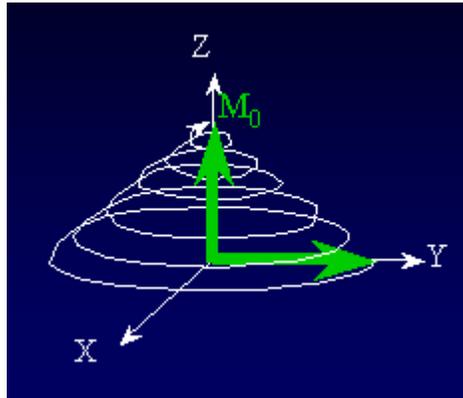


Domaine fréquentiel :

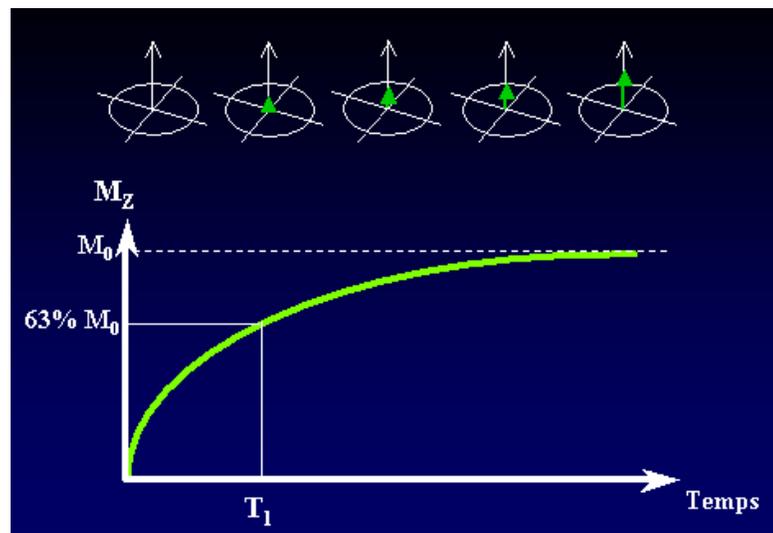


Relaxation

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



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

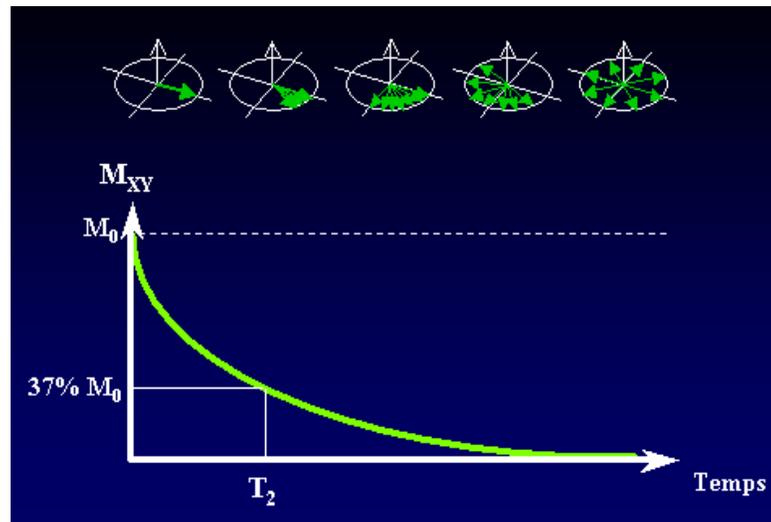


Relaxation

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



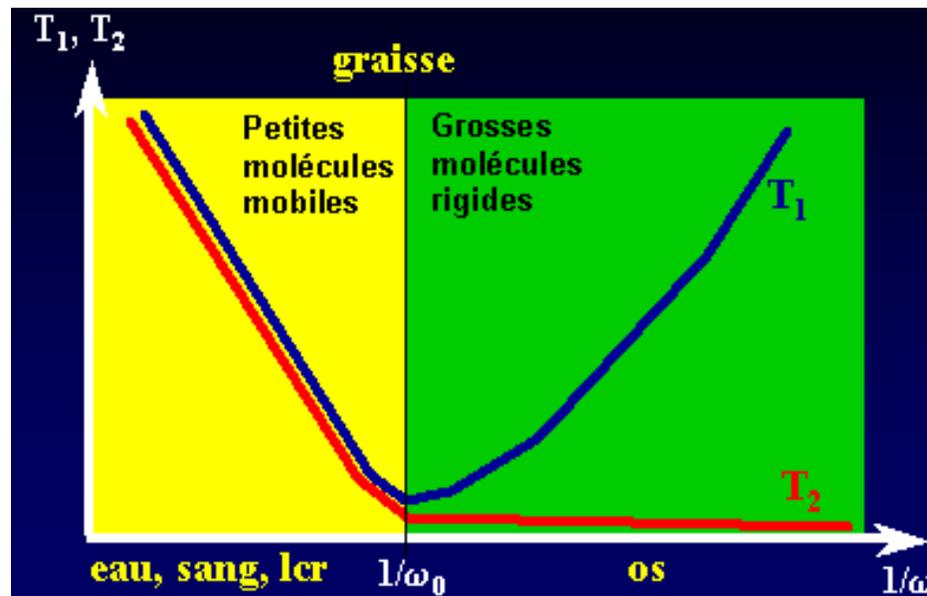
- élargissement des niveaux d'énergie
- résonance sur un spectre de largeur moyenne $\Delta\nu$
- T_2 = temps au bout duquel deux spins initialement en phase résonant à ν et $\nu + \Delta\nu$ sont en opposition de phase

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

- + 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 ρ

- \vec{M} est proportionnel à ρ (densité de protons)
- Impulsion à $90^\circ \Rightarrow$
 - \vec{M} a un mouvement de précession dans le plan Oxy à ω_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 ρ**

Mesure de T_1

Saturation récupération

- deux impulsions de 90° 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

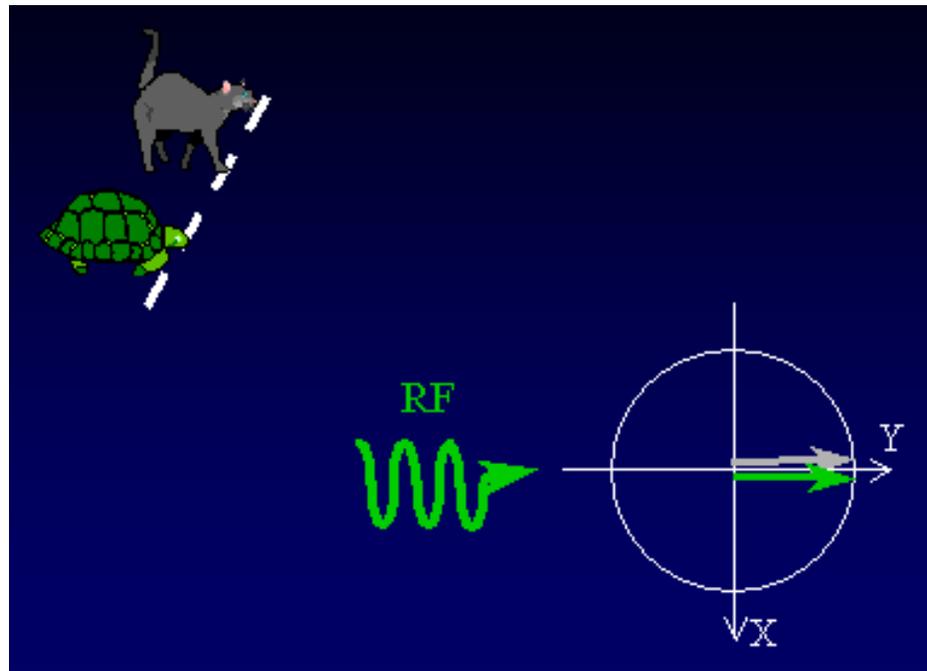
Inversion récupération

- impulsions à 180° et 90° 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° puis à 180° au bout de $t = TE/2$
- à TE : les spins sont rephasés (hétérogénéité du champ éliminée)

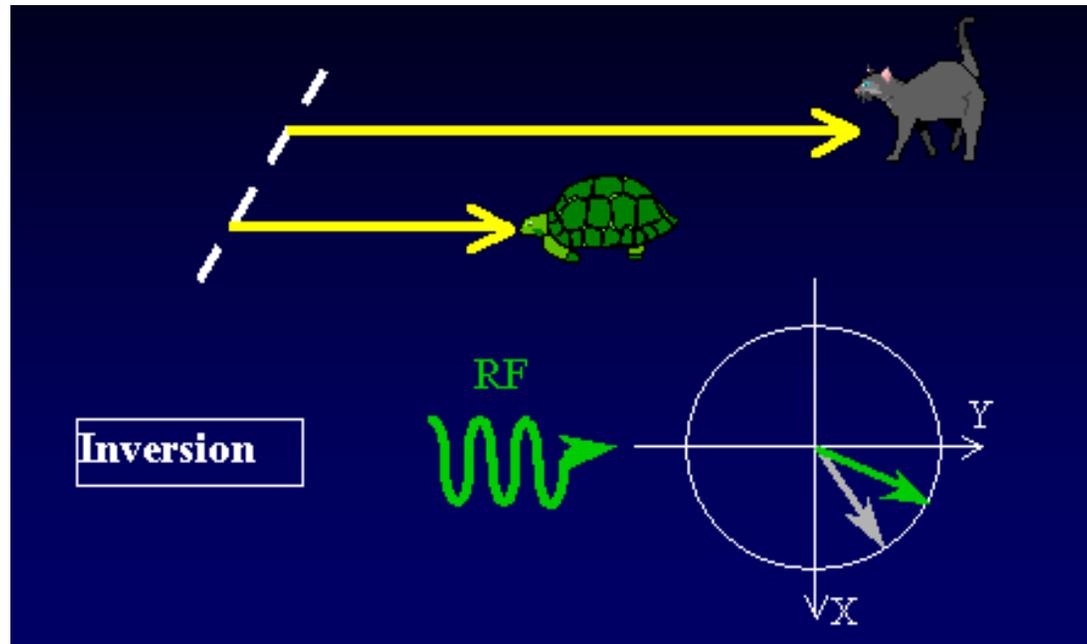


déphasage

Mesure de T_2

Spin écho

- impulsion à 90° puis à 180° 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

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

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

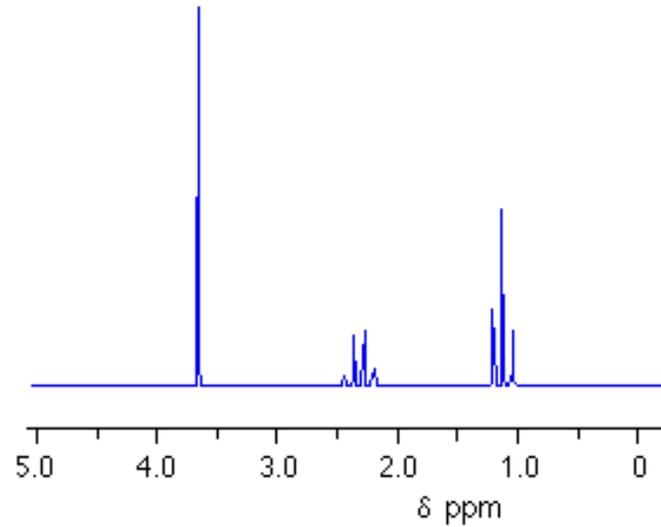
$$\Rightarrow \frac{\omega_i - \omega_r}{\omega_r} = \sigma_r - \sigma_i$$

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

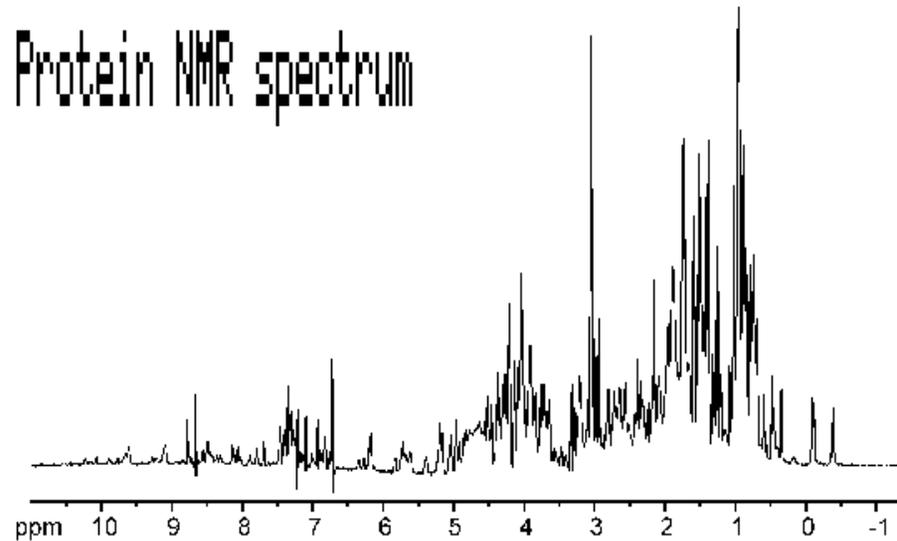
Spectroscopie RMN

Exemples :

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



Protein NMR spectrum



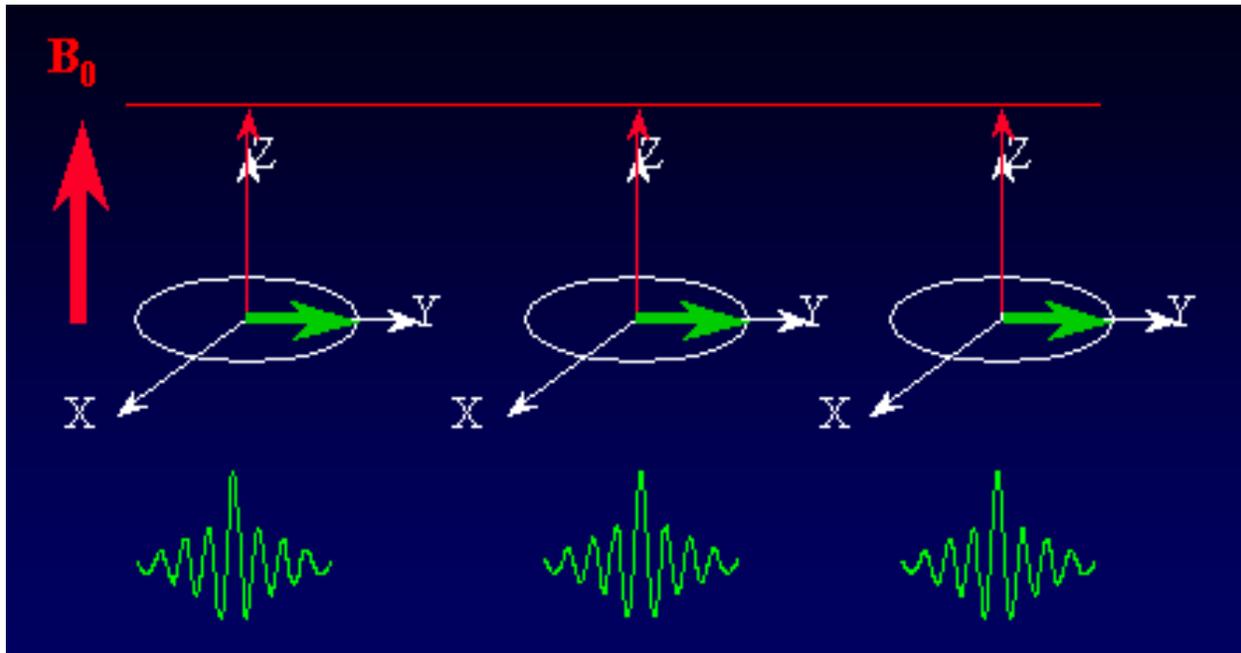
Vers l'imagerie

- 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

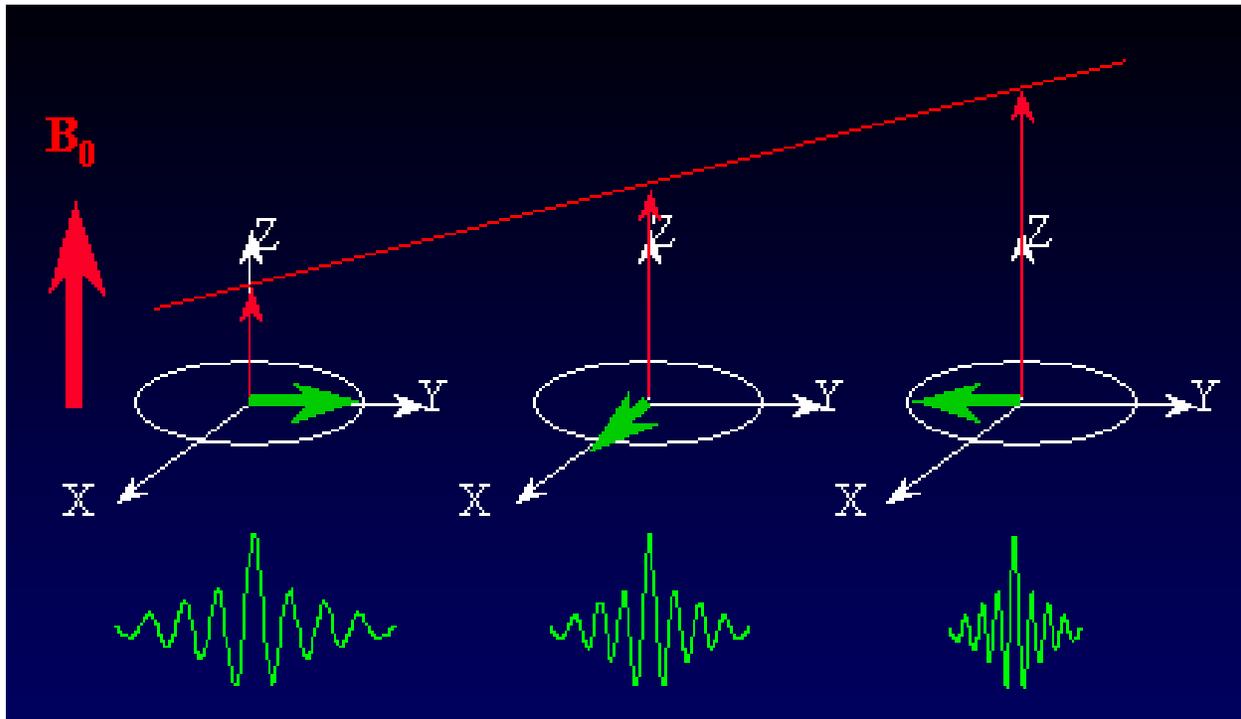
$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x)$$



Principe de la localisation spatiale

Codage de fréquence : champ de gradient linéaire G_x

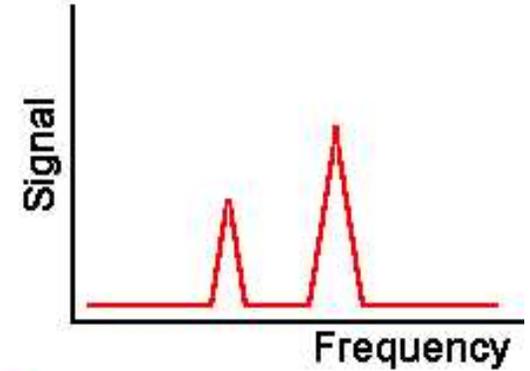
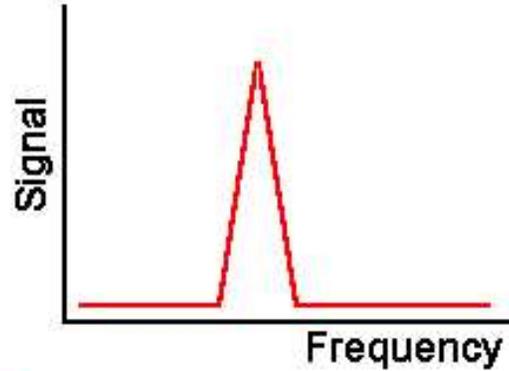
$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x)$$



Principe de la localisation spatiale

Codage de fréquence : champ de gradient linéaire G_x

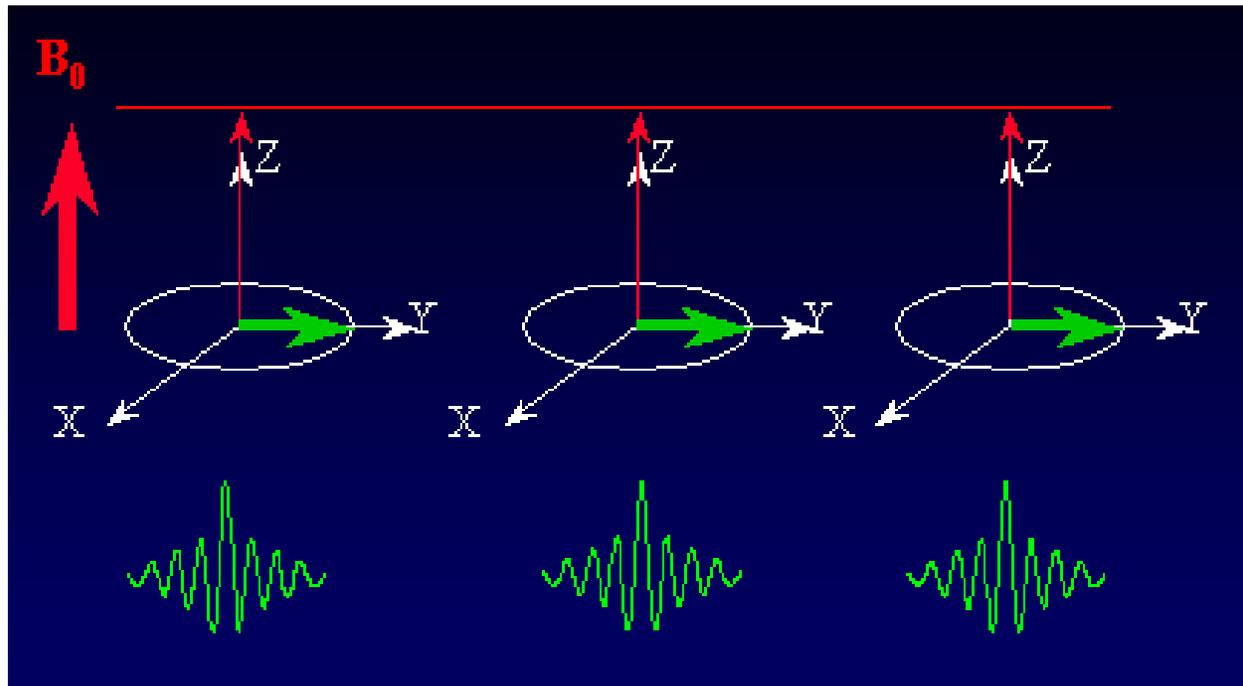
$$\omega = \gamma(B_0 + xG_x)$$



Principe de la localisation spatiale

Codage de phase :

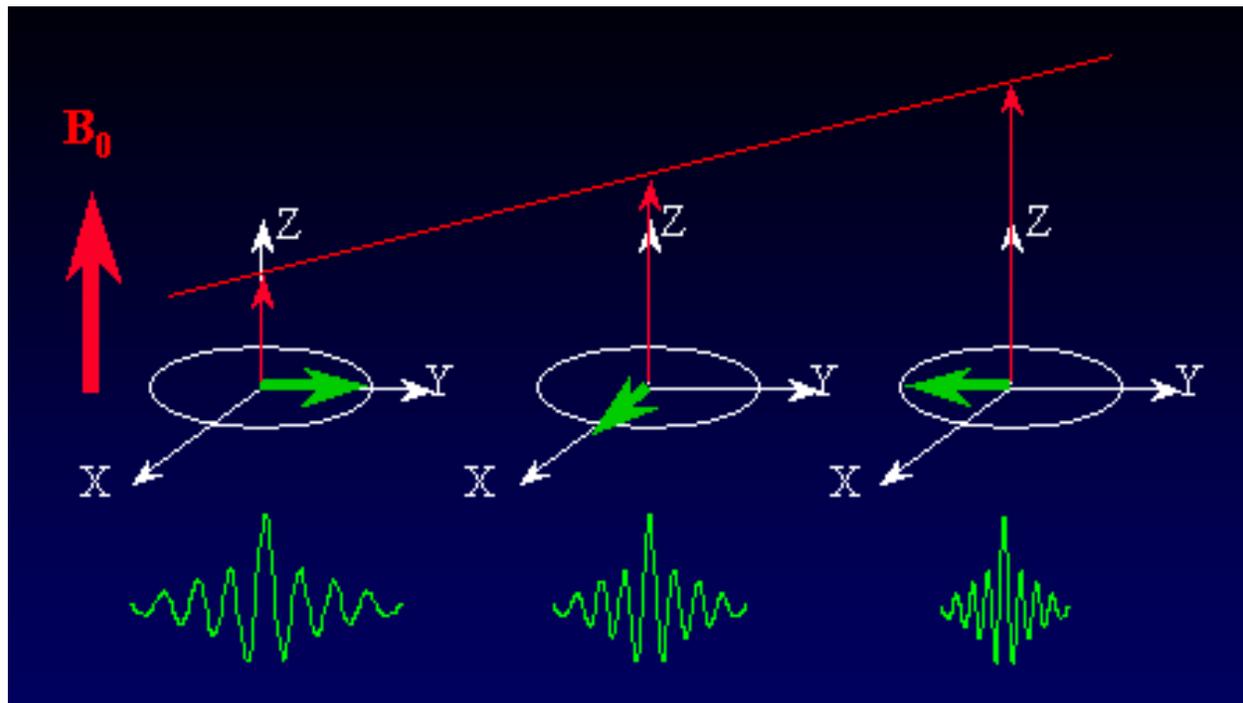
Sans gradient :



Principe de la localisation spatiale

Codage de phase :

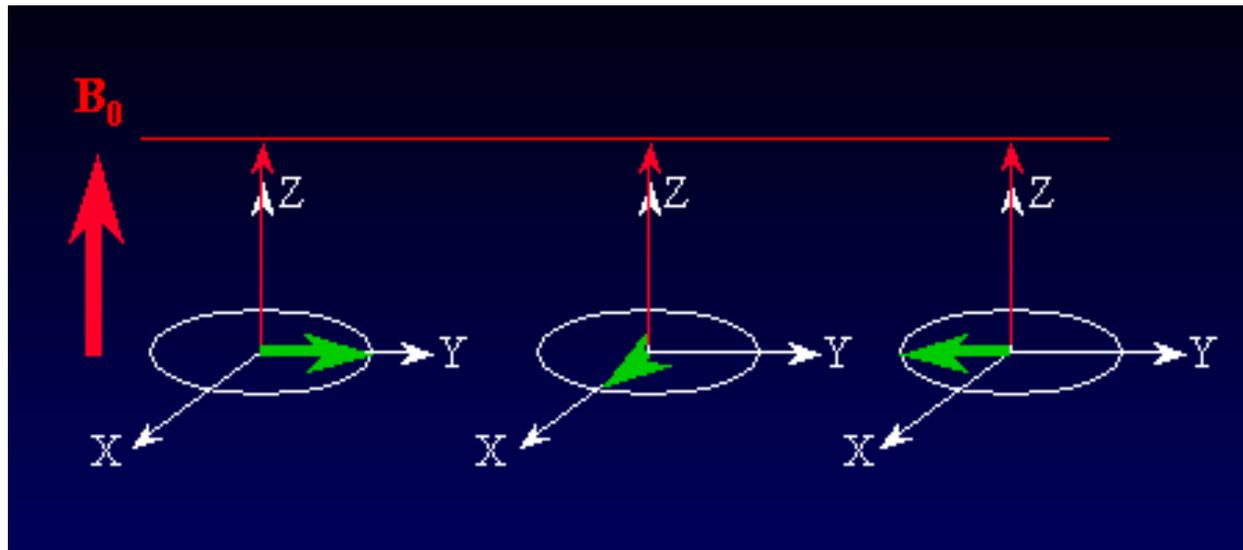
Gradient selon y :



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

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

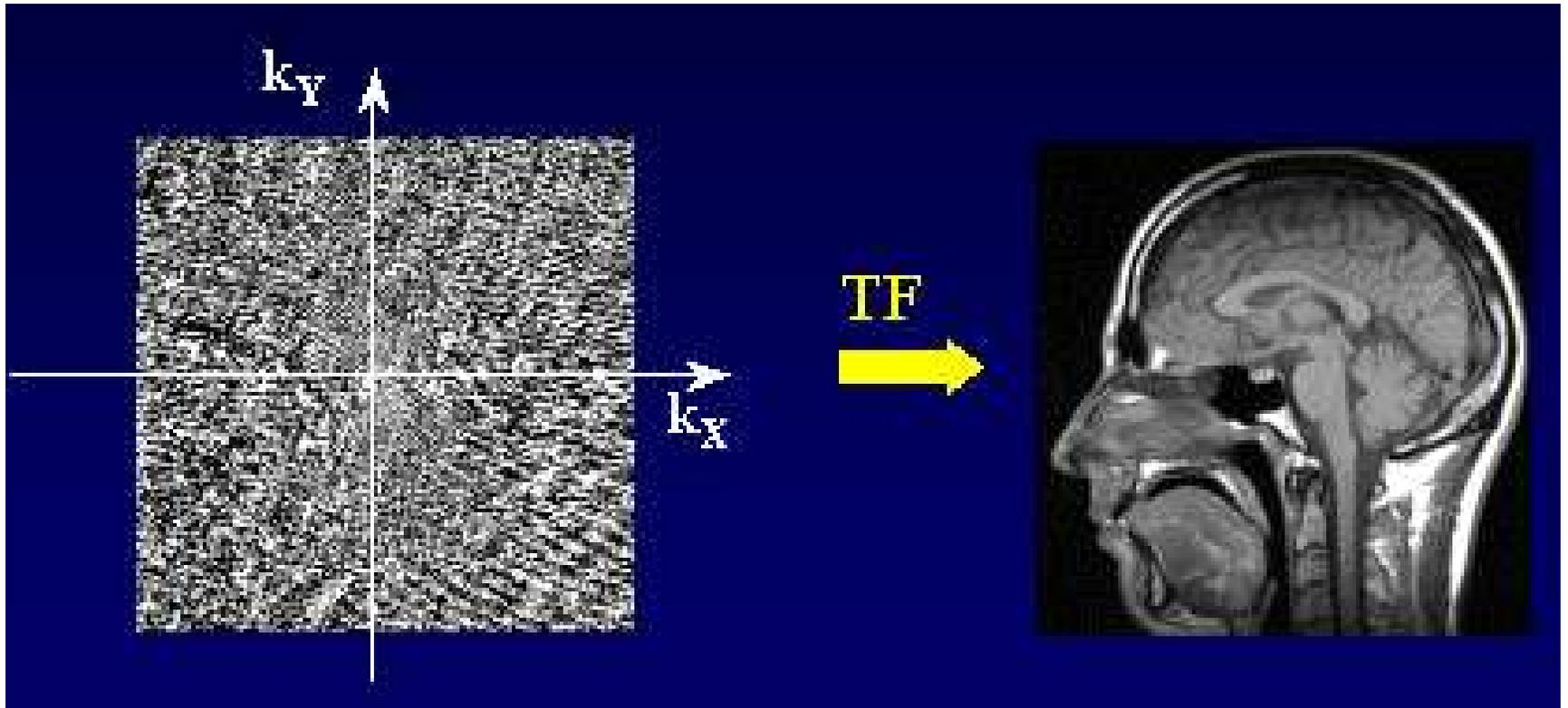
au point (x, y) : pulsation $\gamma G_x x$ et phase $\frac{\gamma}{2\pi} y G_y \tau$

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

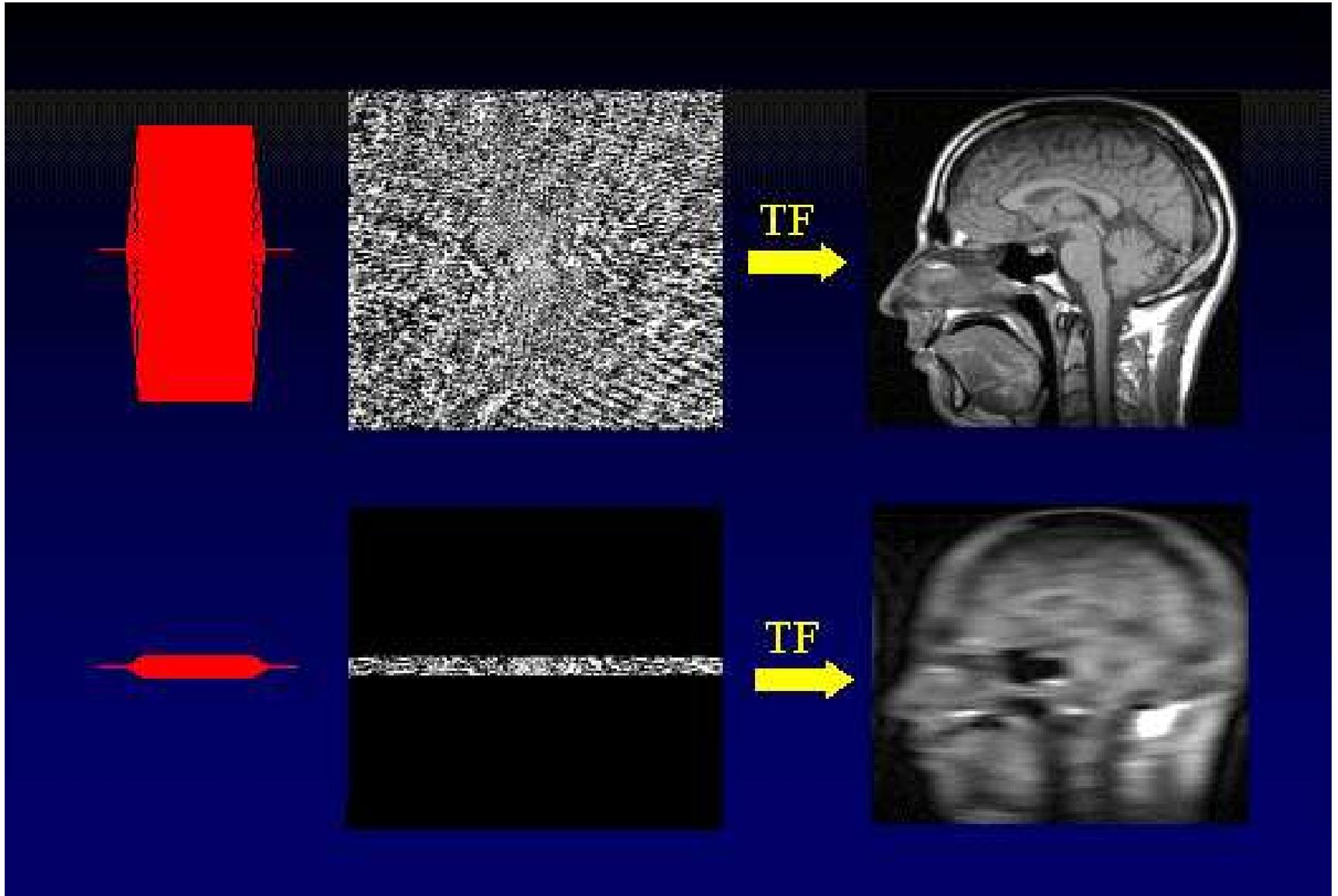
$$\begin{aligned} TF(FID)(f_t, f_\tau) &= \sum_x \sum_y I(x, y) \delta\left(f_t - \frac{\gamma G_x x}{2\pi}\right) \delta\left(f_\tau - \frac{\gamma G_y y}{4\pi^2}\right) \\ &= I\left(x - \frac{2\pi f_t}{\gamma G_x}, y - \frac{4\pi^2 f_\tau}{\gamma G_y}\right) PeigneDirac(x, y) \end{aligned}$$

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

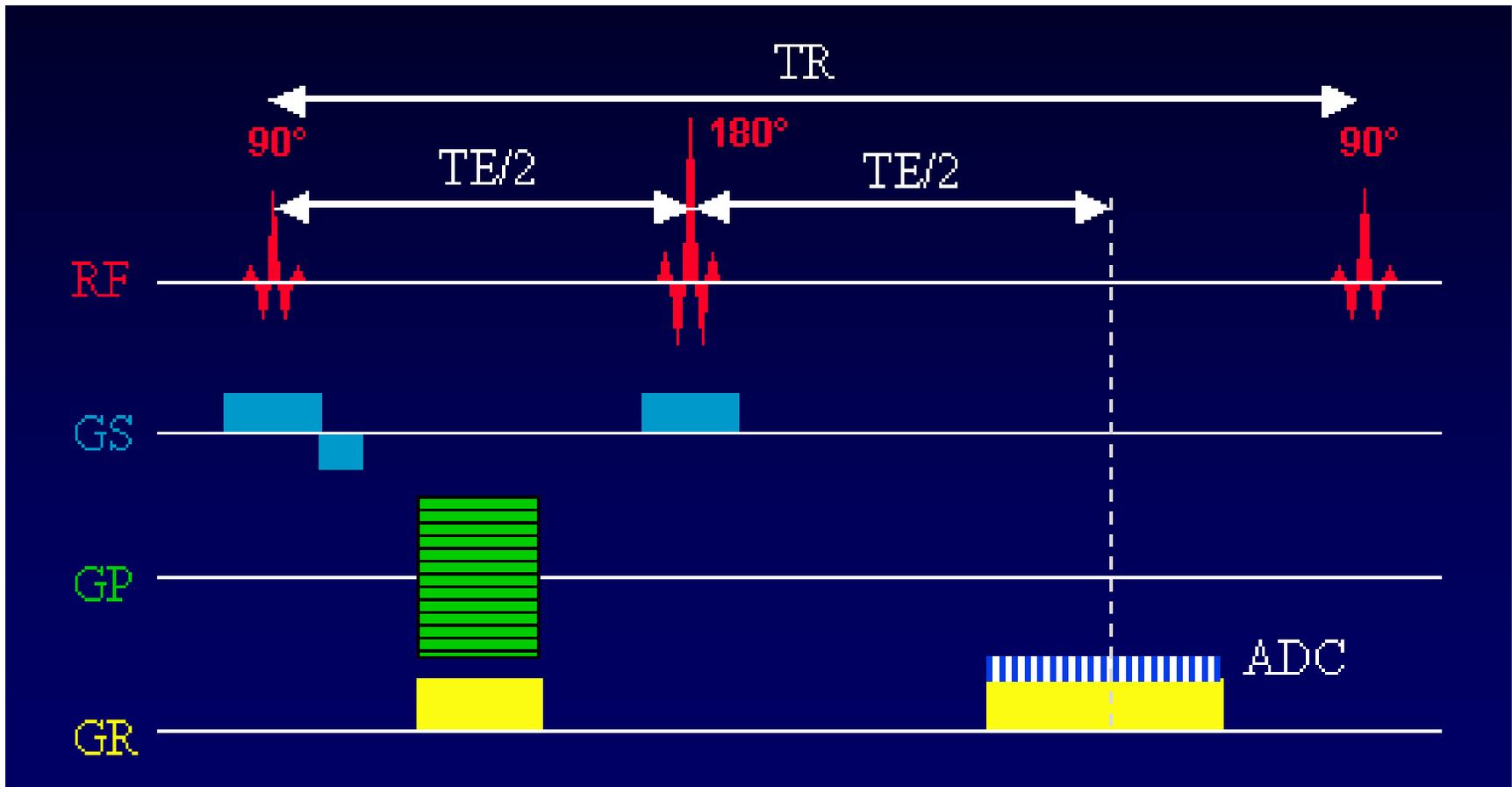
Construction de l'image



Construction de l'image



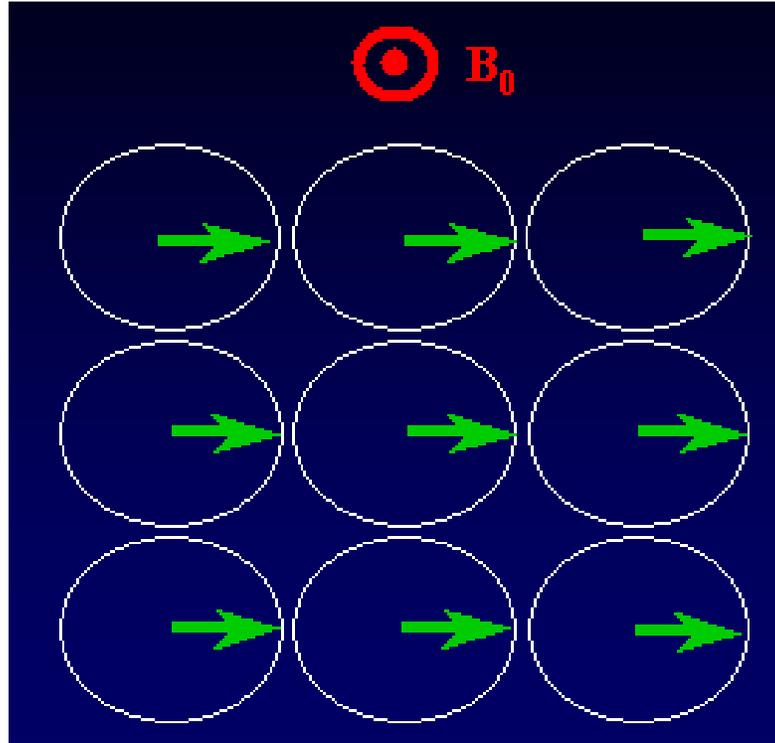
Procédure générale pour créer une image



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

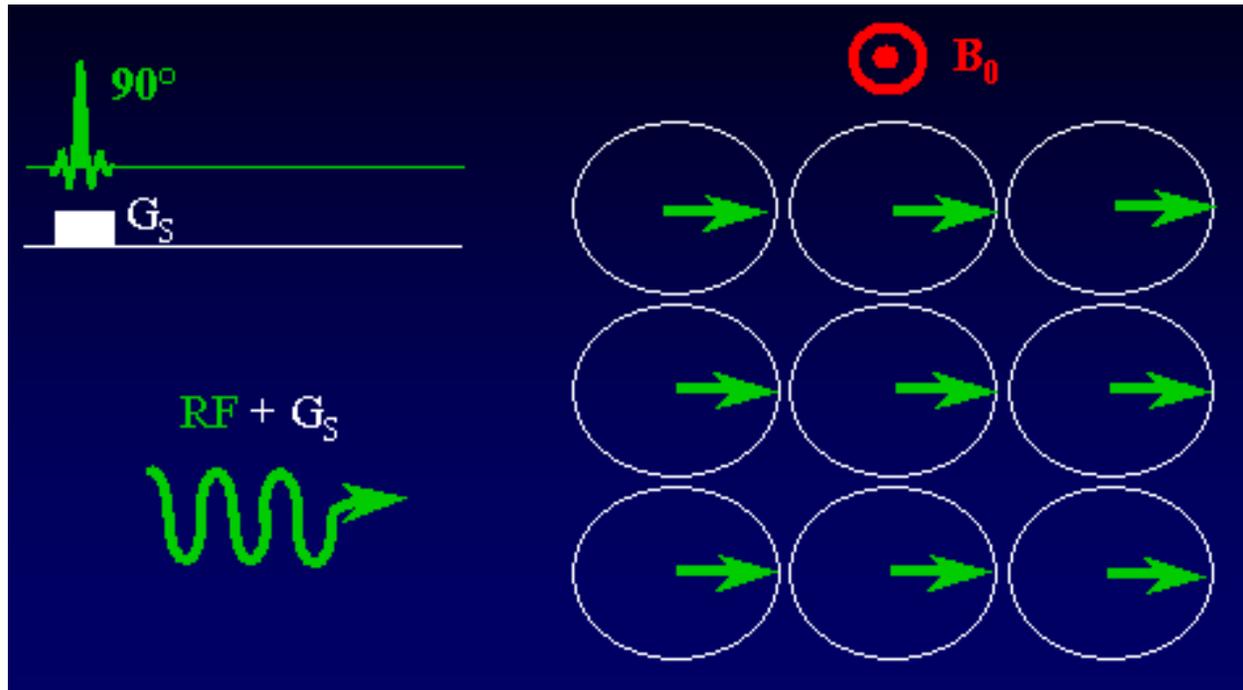
Procédure générale pour créer une image

Seulement \vec{B}_0 :



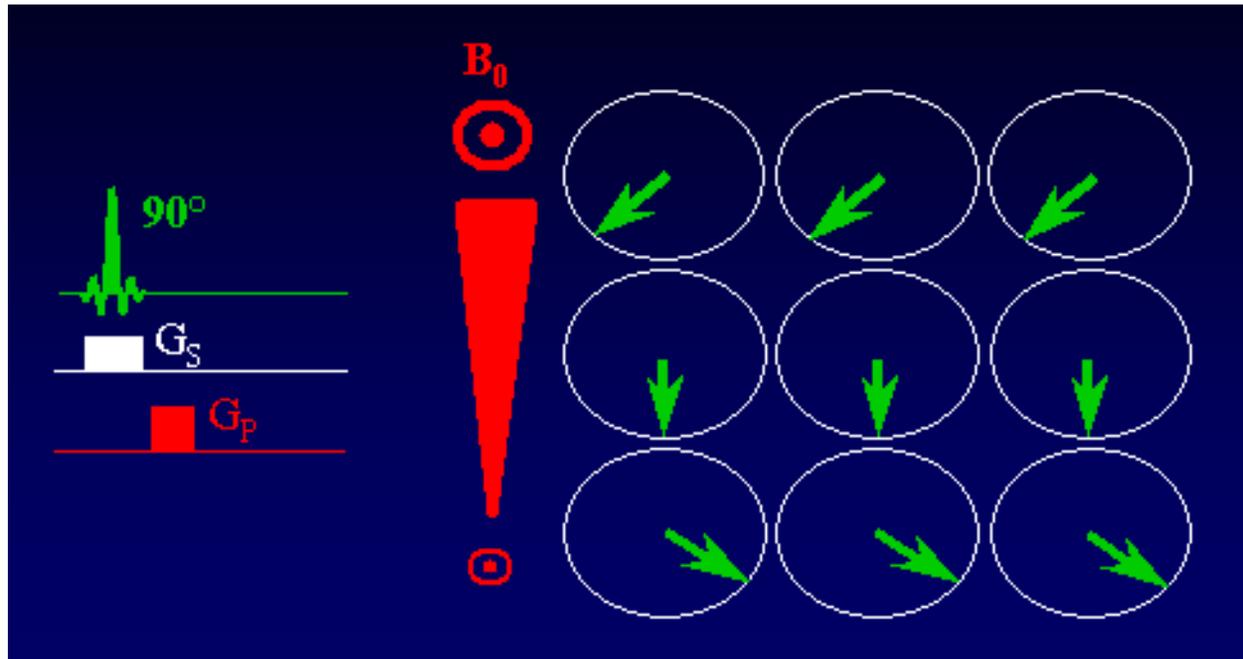
Procédure générale pour créer une image

Sélection de coupe :



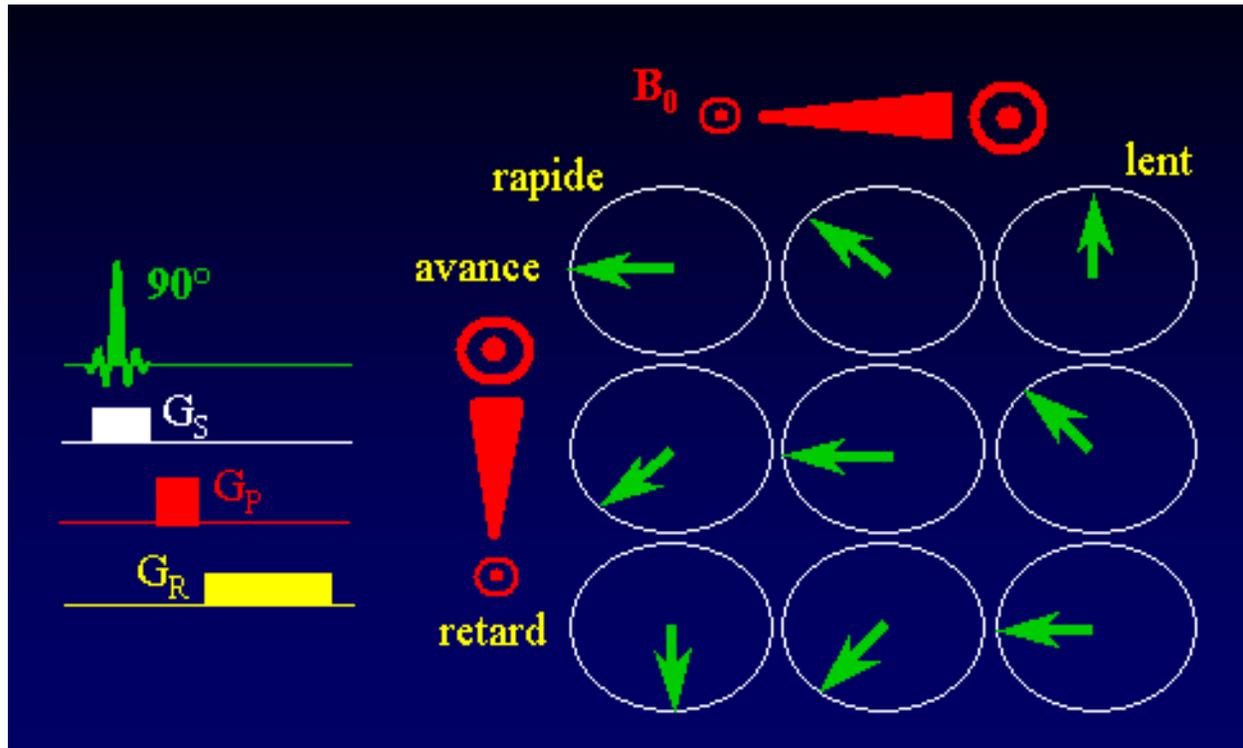
Procédure générale pour créer une image

Codage de phase :



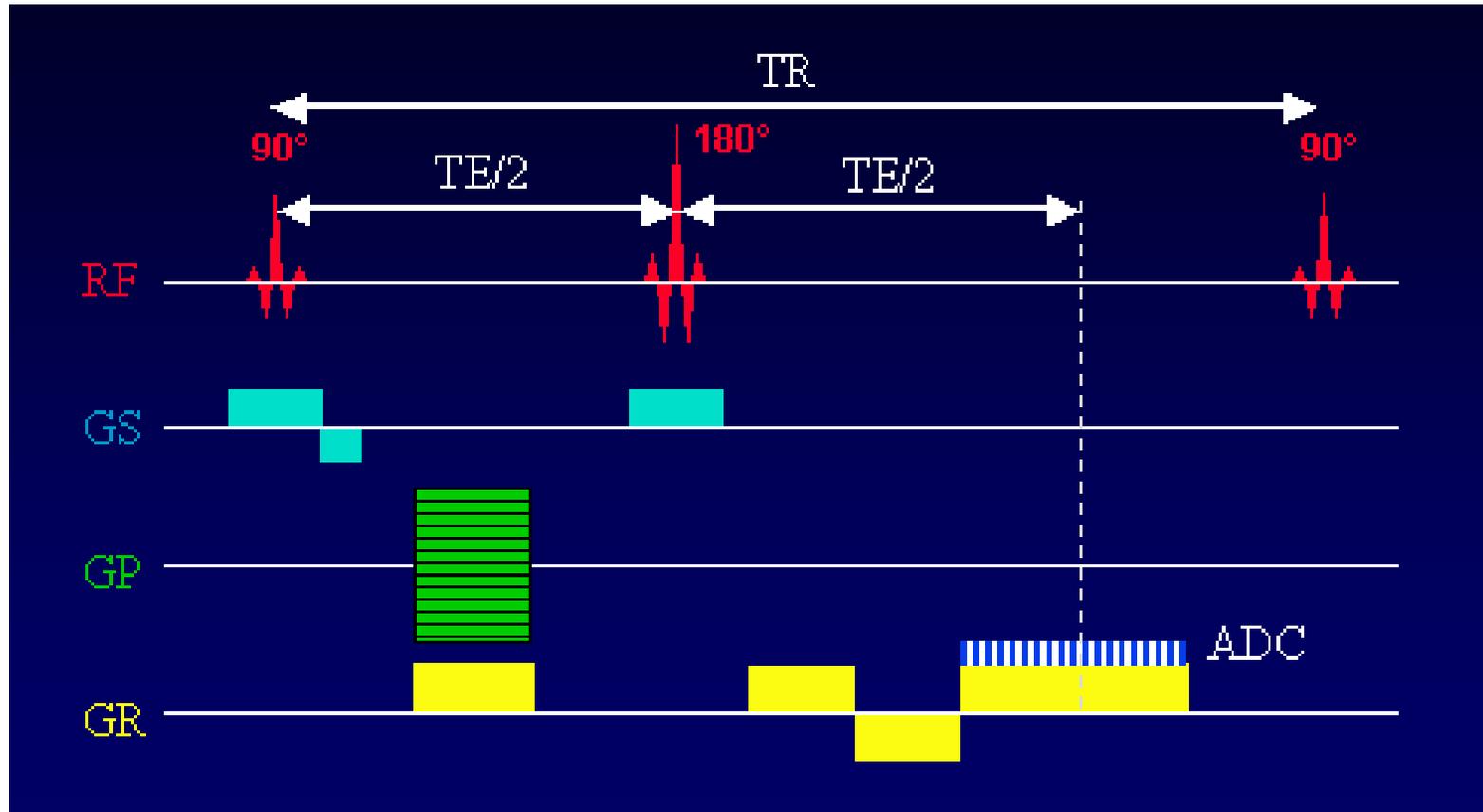
Procédure générale pour créer une image

Codage de fréquence :

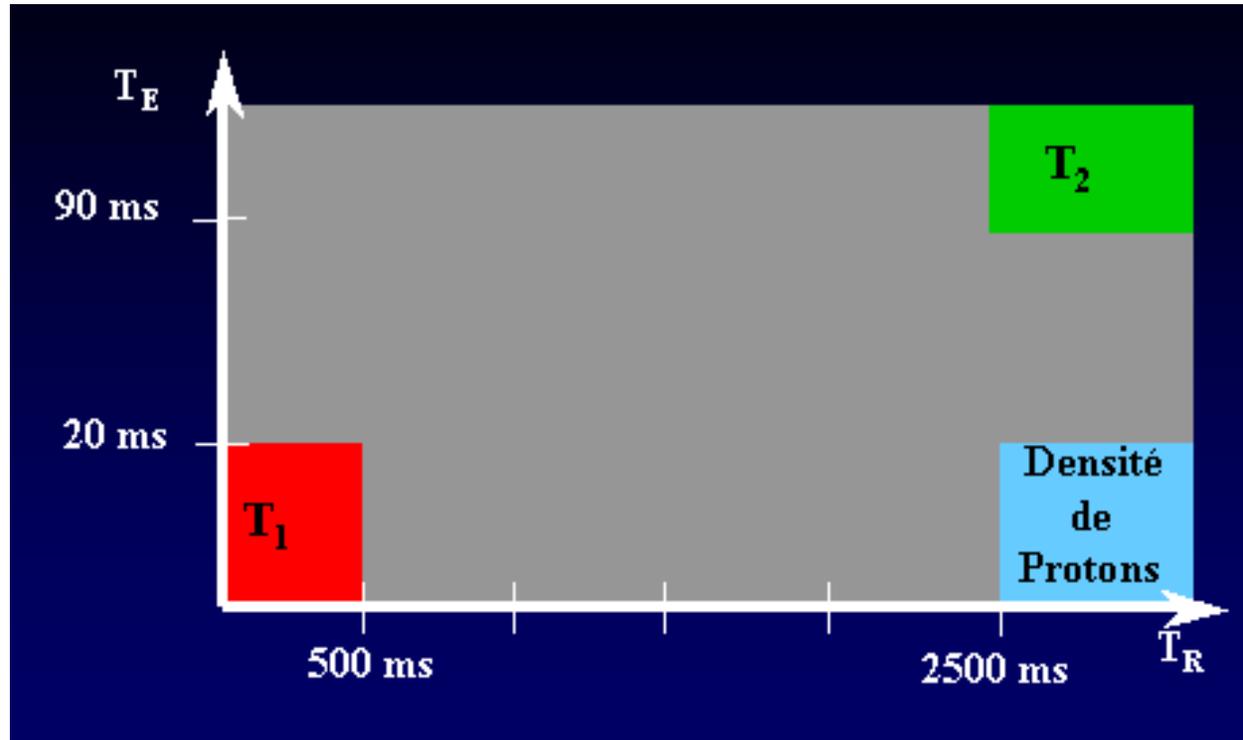


Procédure générale pour créer une image

Gradients de refocalisation :



Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition



Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition

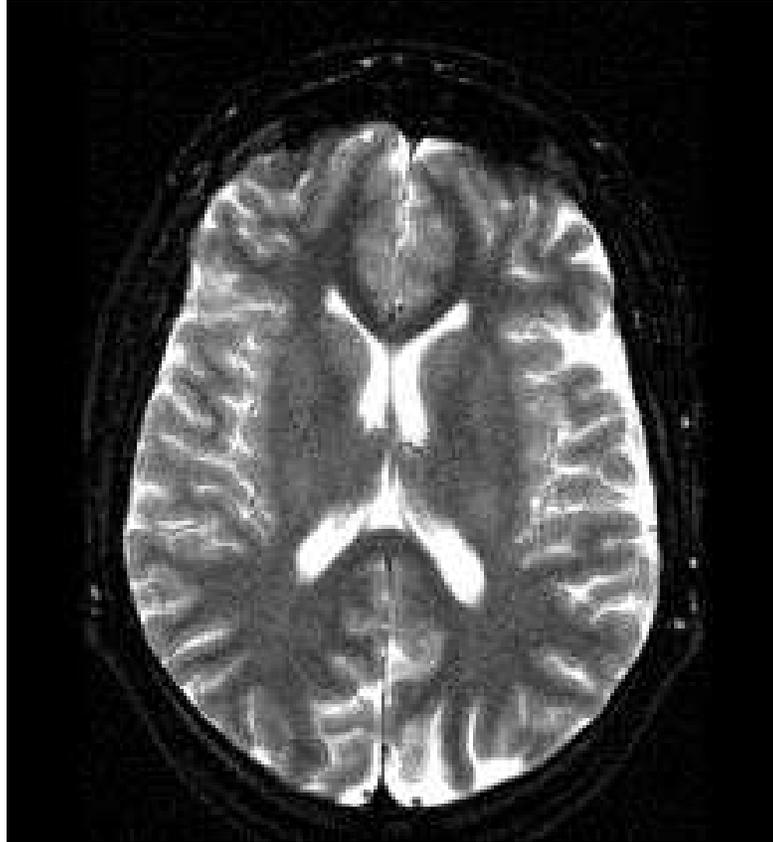
Image en T1 :



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

Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition

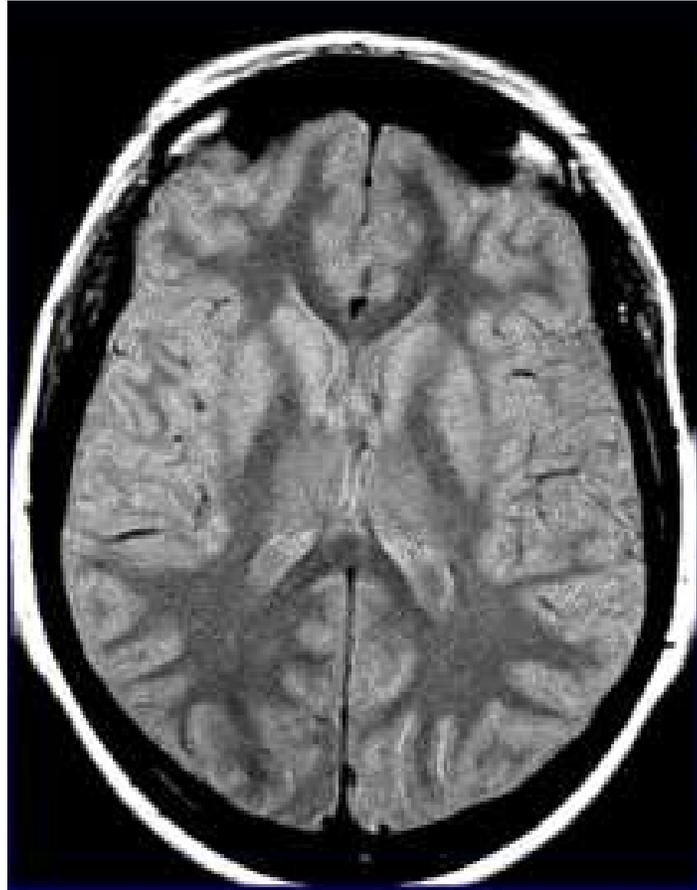
Image en T2 :



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

Type d'image en fonction des paramètres d'acquisition

Image en ρ (Densité de Protons) :



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

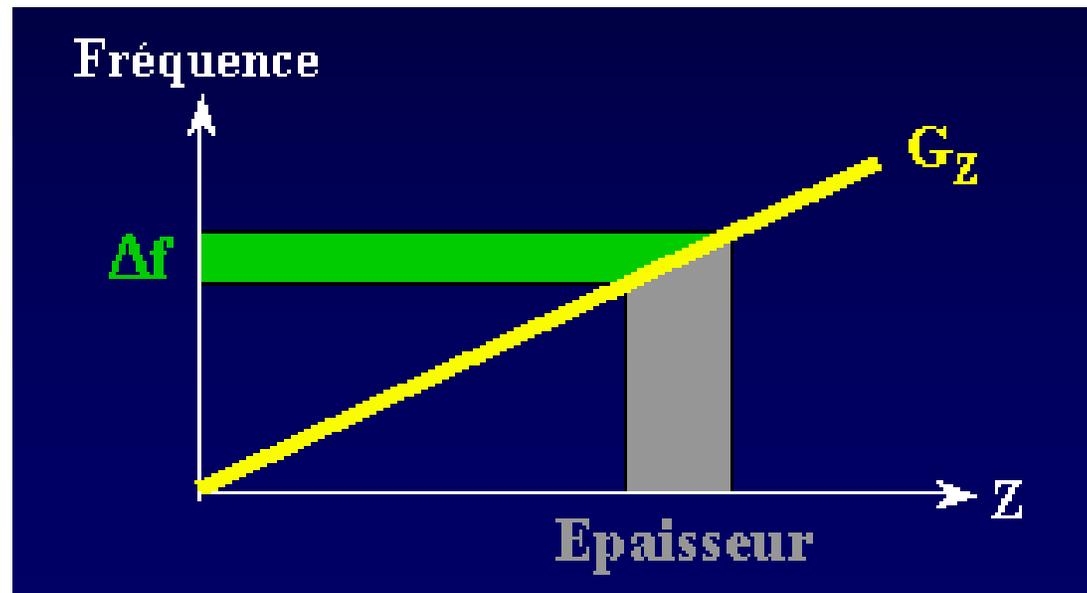
Grande variété de séquences

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

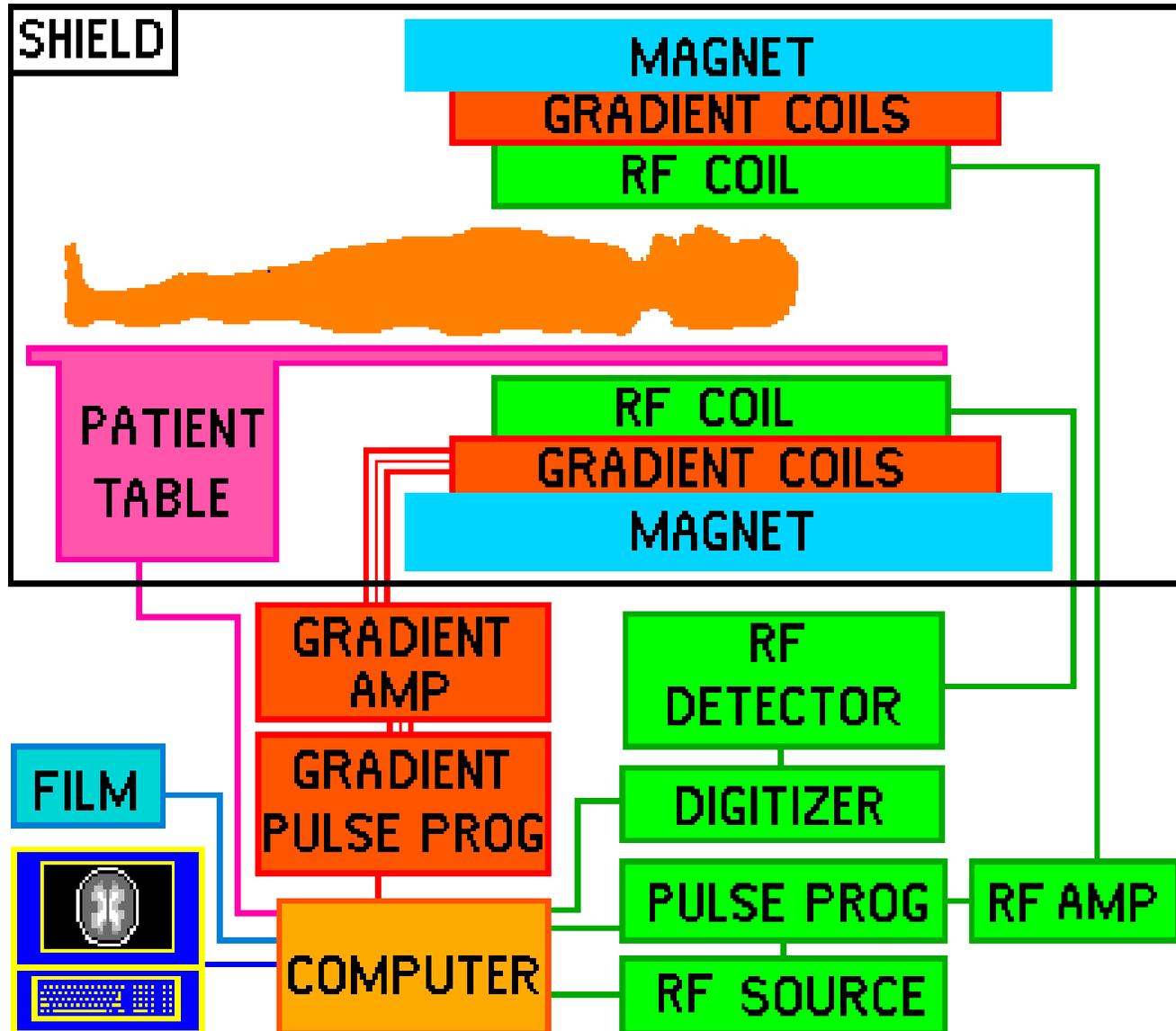
Imagerie multi-dimensionnelle

- 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 ρ

- 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 :

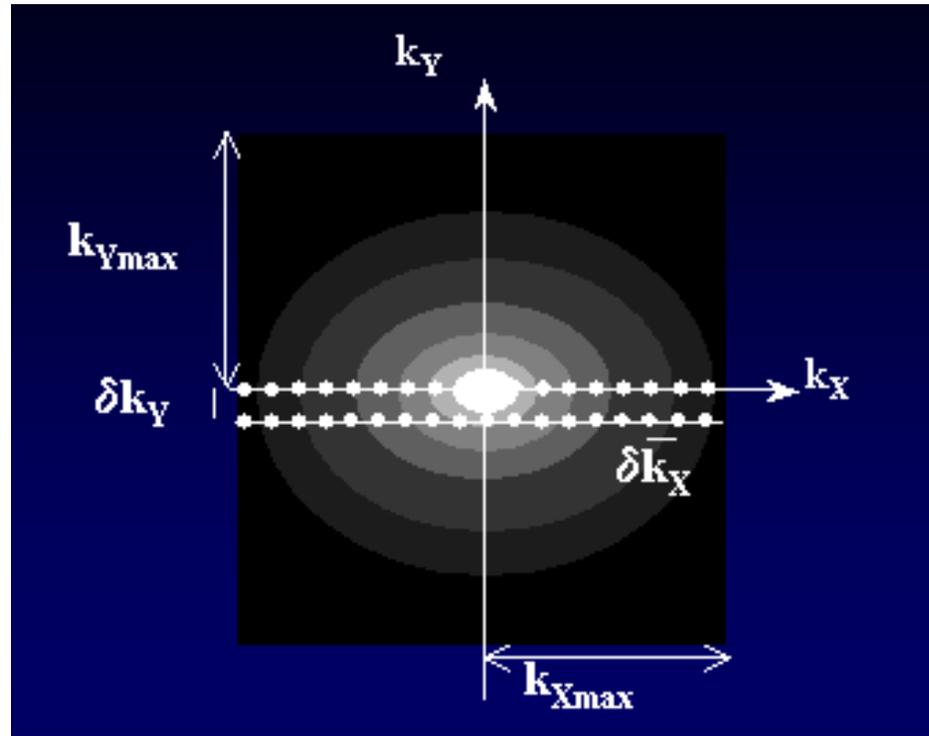
$$d \frac{D}{N_p} \frac{D}{N_f}$$

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

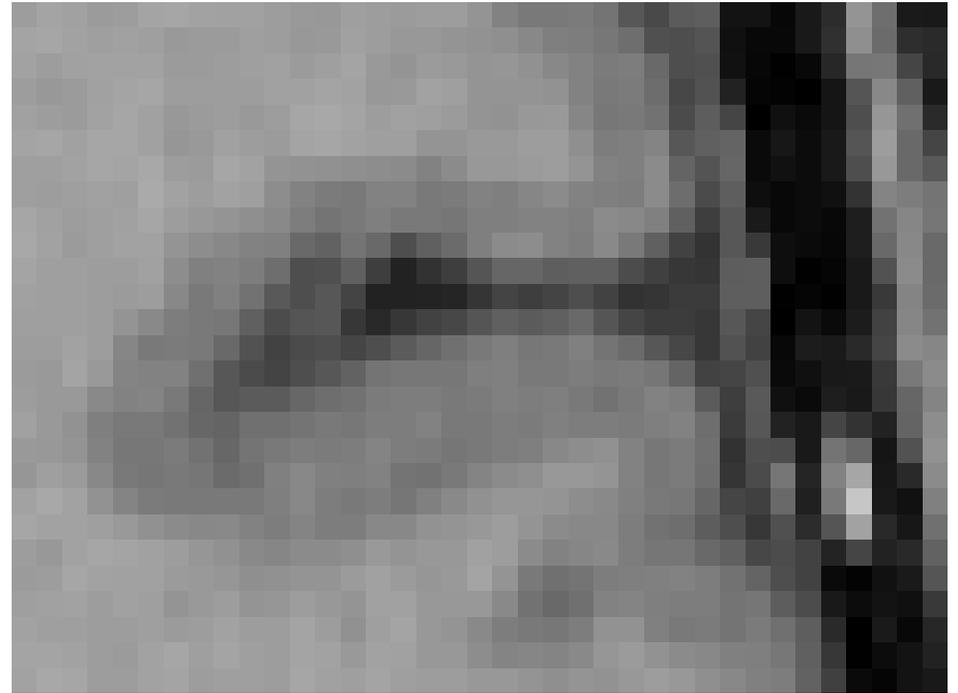
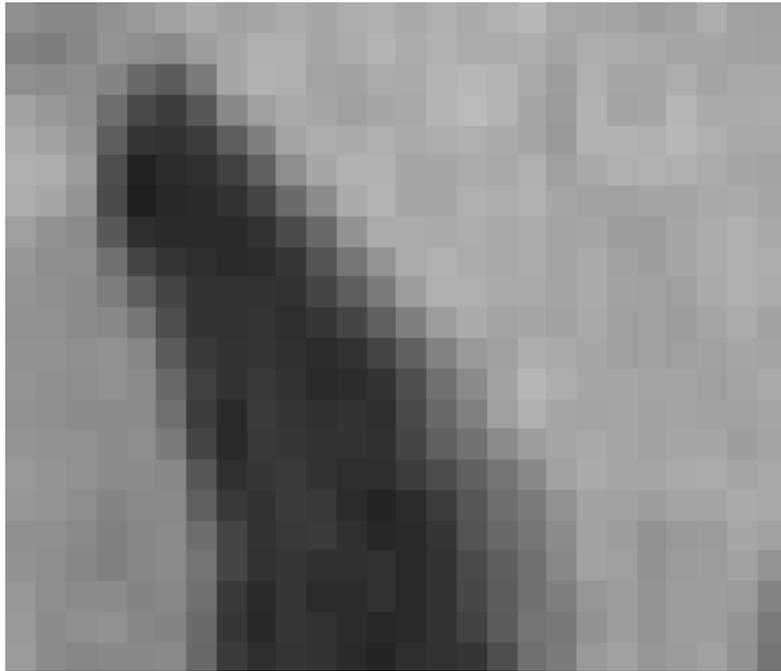
Exemples à 1,5 T :

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

Décalage chimique



Effet de volume partiel

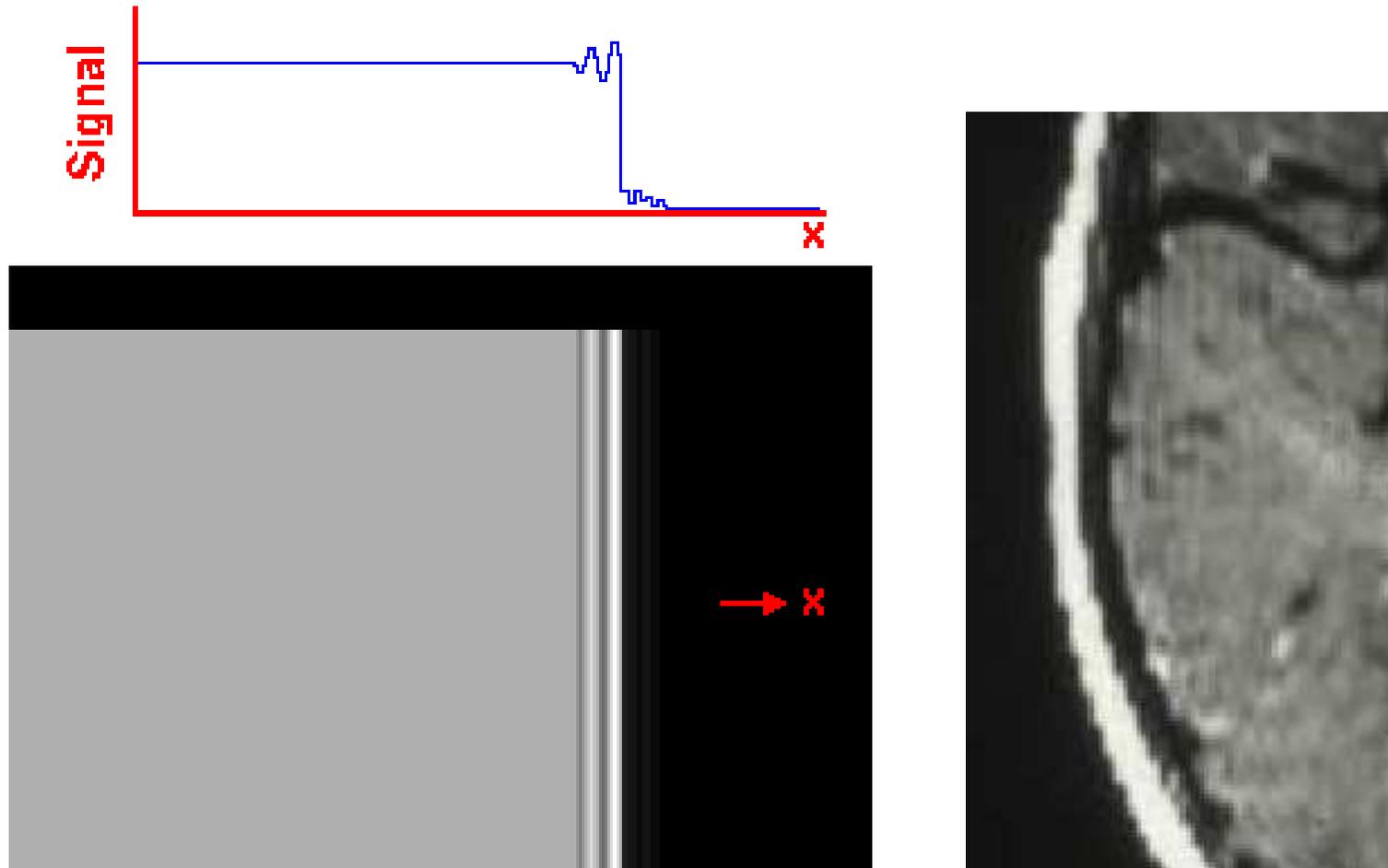


Antenne locale



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)

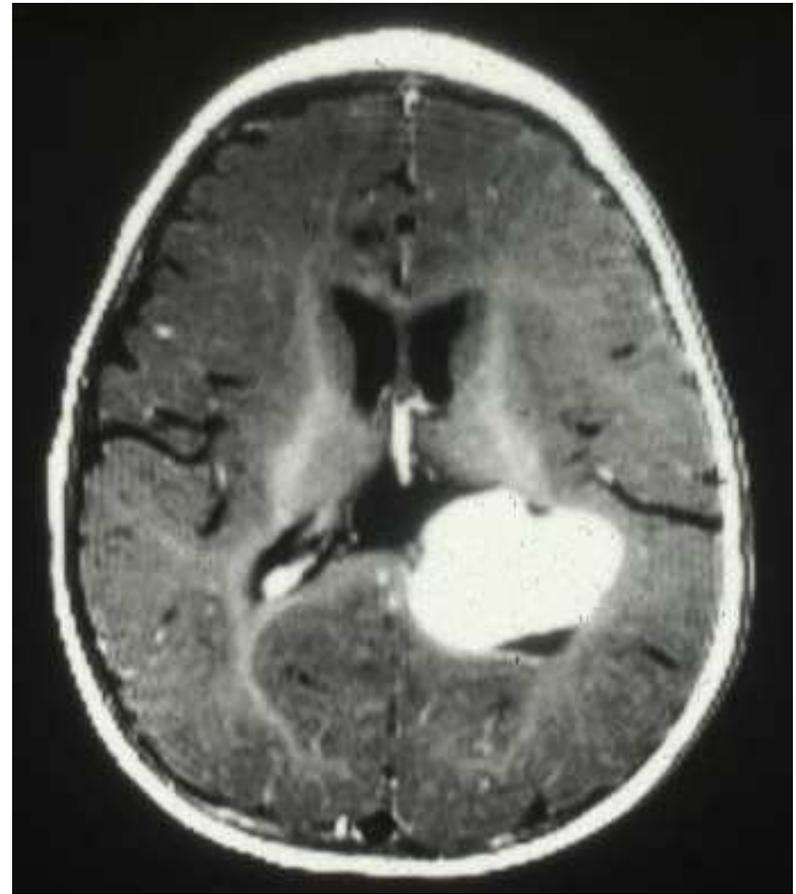
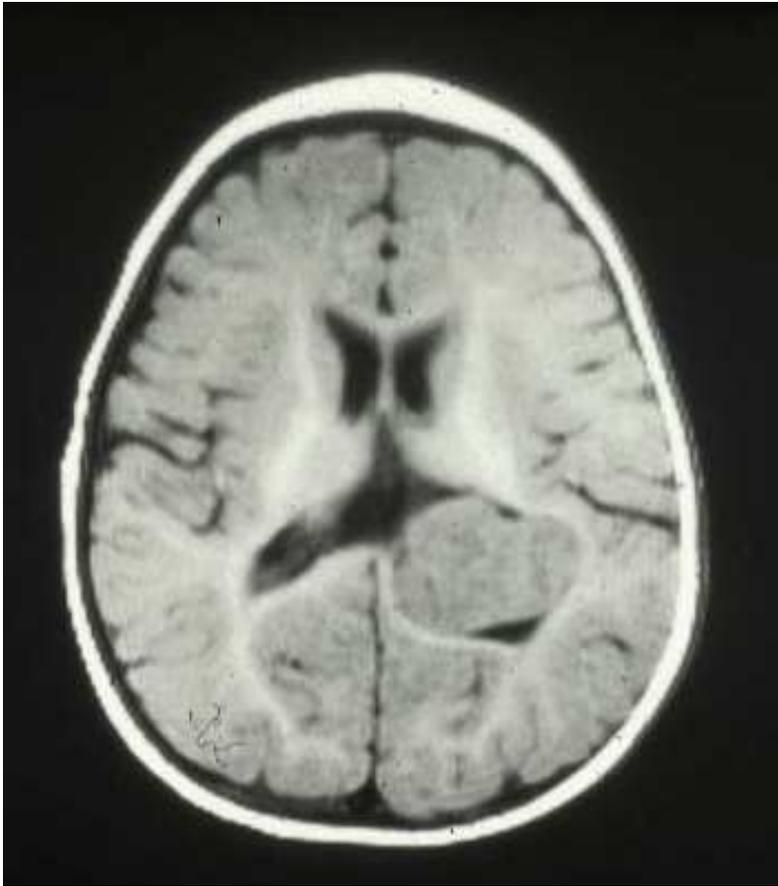
Contraintes :

- 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

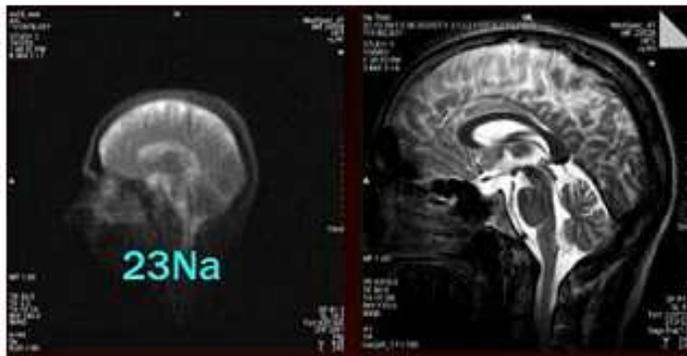


IRM multi-nucléaire

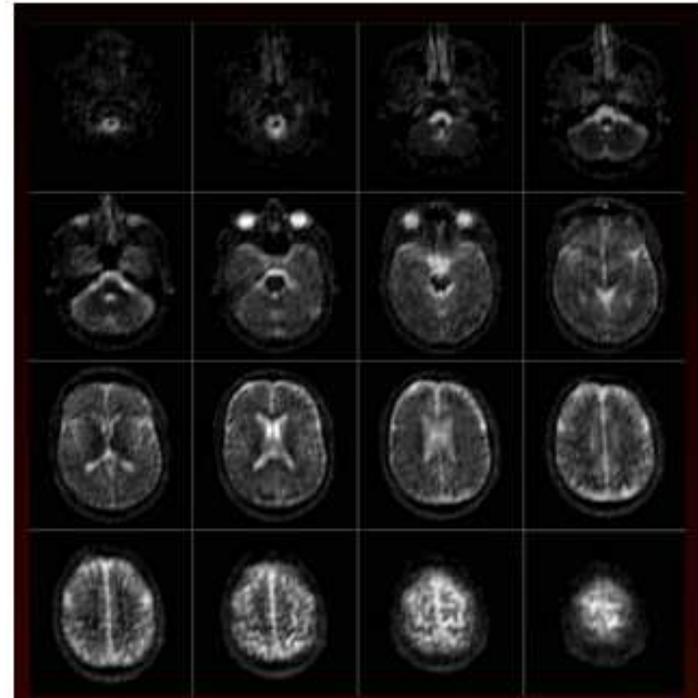
- Imagerie d'autres noyaux
- Exemple : sodium
 - abondant dans l'organisme
 - spin = 3/2 \Rightarrow 4 orientations possibles
 - relaxation de noyaux quadri-polaires : décroissance bi-exponentielle
 - Applications : pathologies du système nerveux central

Sodium Imaging:

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



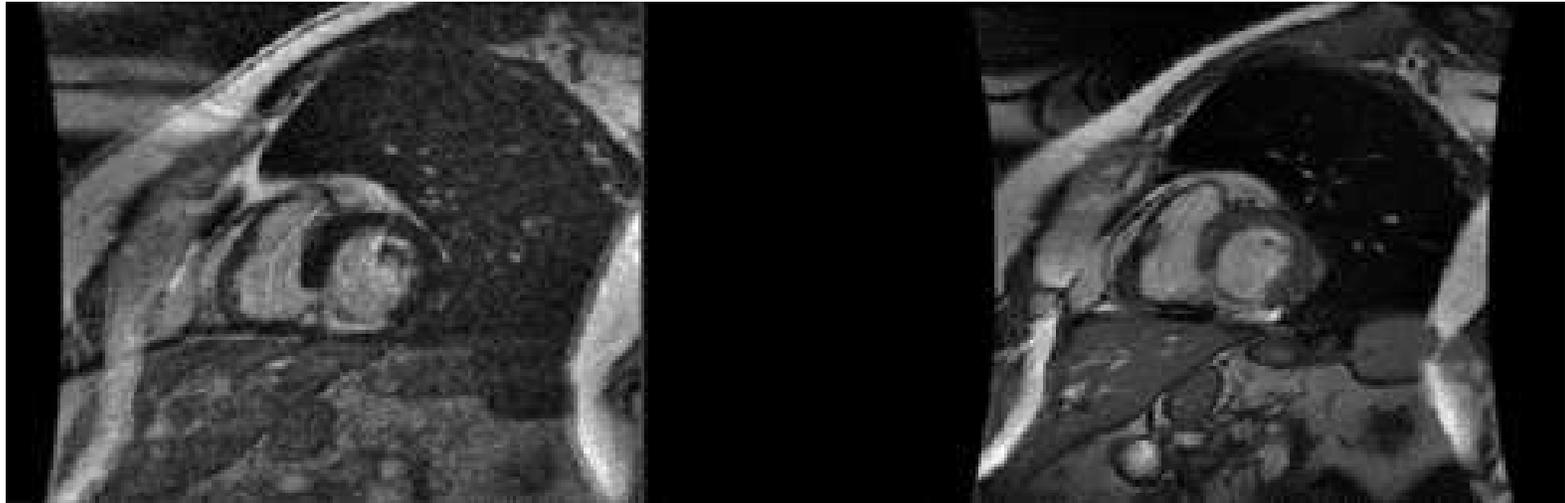
2D ^{23}Na FLASH imaging at short echo time of 2.3 ms (left).
Corresponding ^1H imaging slice using the $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ double tuned head coil.



3D ^{23}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

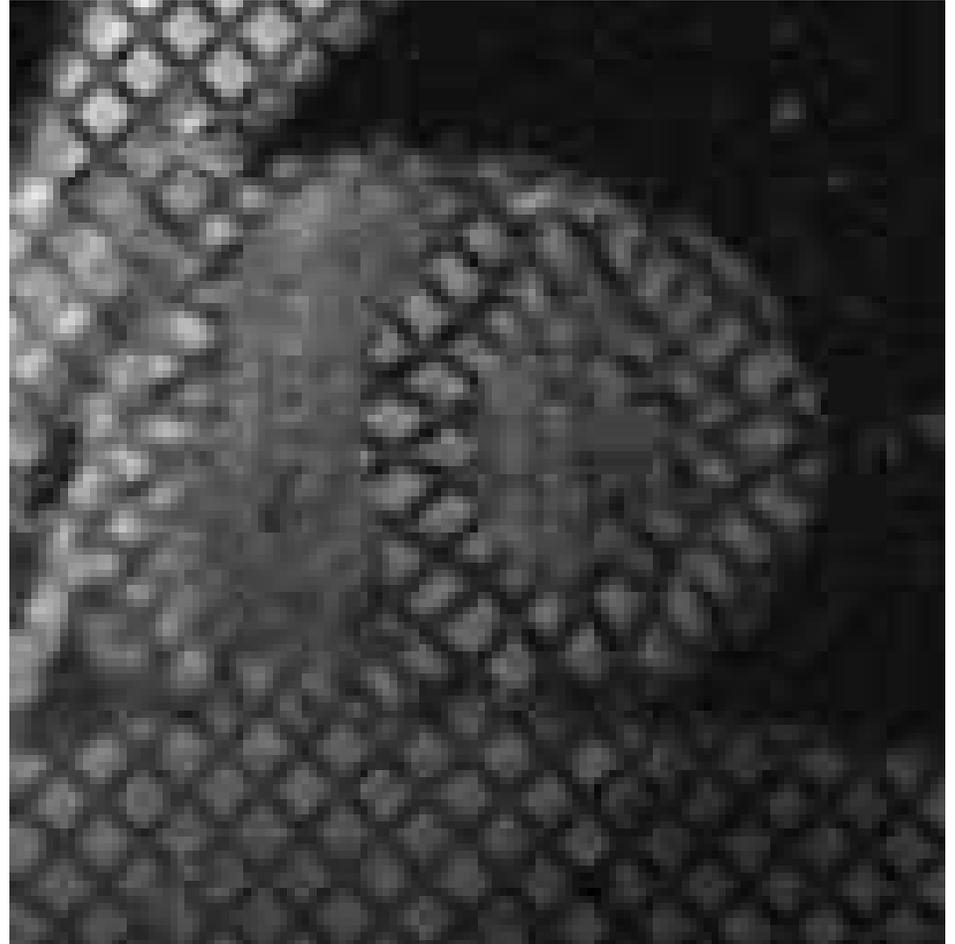
- Difficile mais grand potentiel
- Synchronisation avec l'ECG
- Bon contraste
- Plans de coupe anatomiques
- Bonne résolution temporelle



Une coupe pendant le cycle cardiaque

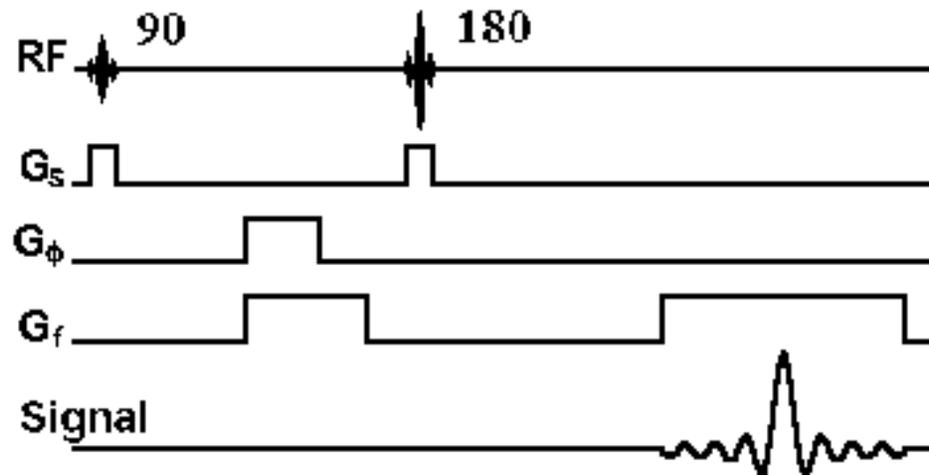
Rehaussement tardif

IRM "taguée"



Imagerie de flux

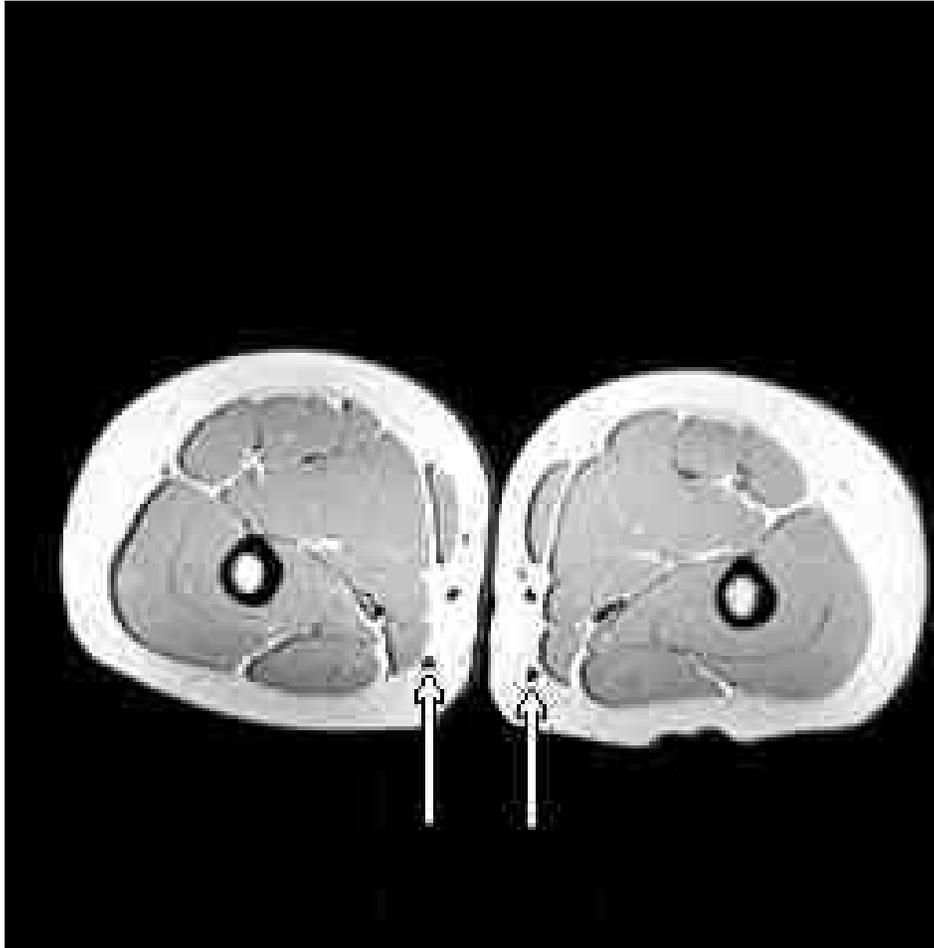
- Exploitation du flux lui-même pour créer un signal différent
- Technique non invasive
- Exemple de séquence d'acquisition :



Coupe d'un vaisseau sanguin

Evolution pendant l'acquisition

Imagerie de flux



Imagerie de flux

Acquisitions anisotropes :



Reconstruction

Imagerie fœtale



Imagerie fœtale

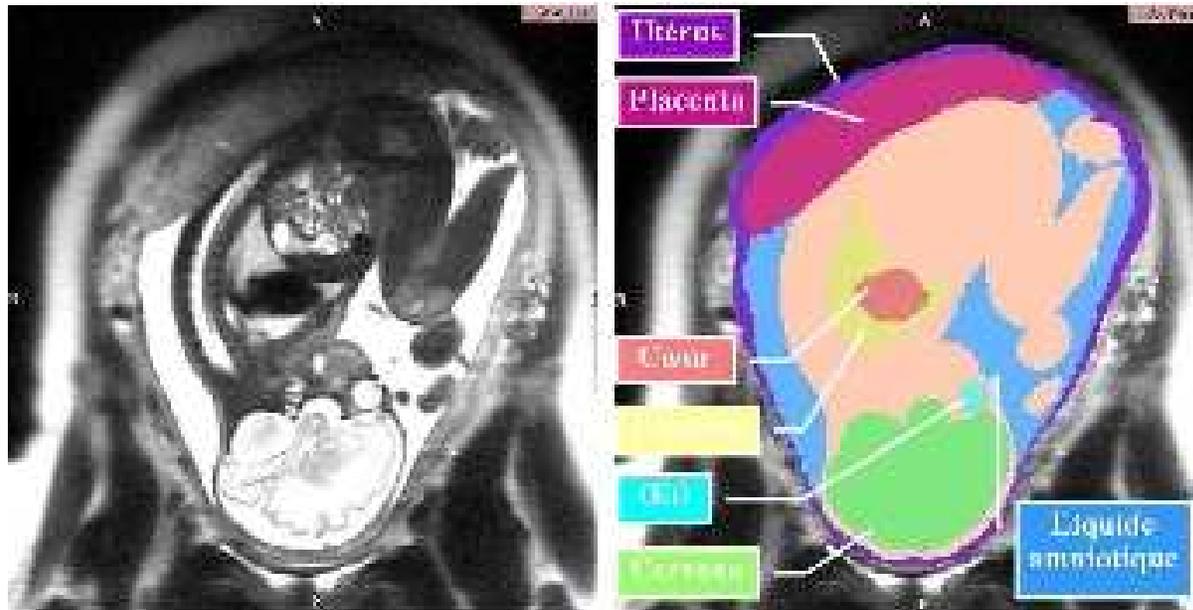
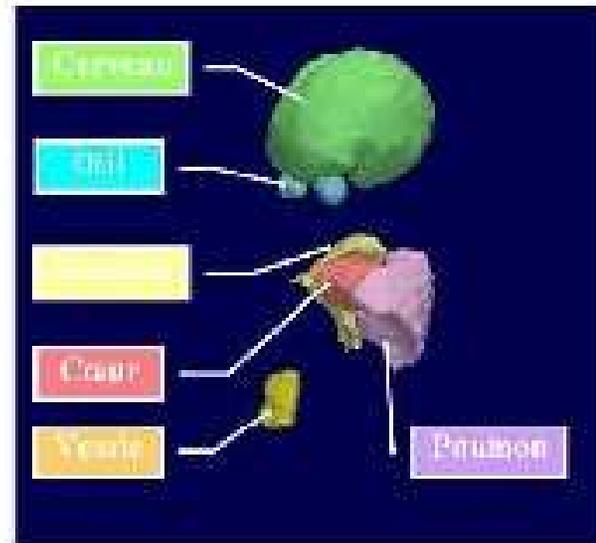


Figure 9 Donnees originales (à g.) et données étiquetées (à dr.)



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

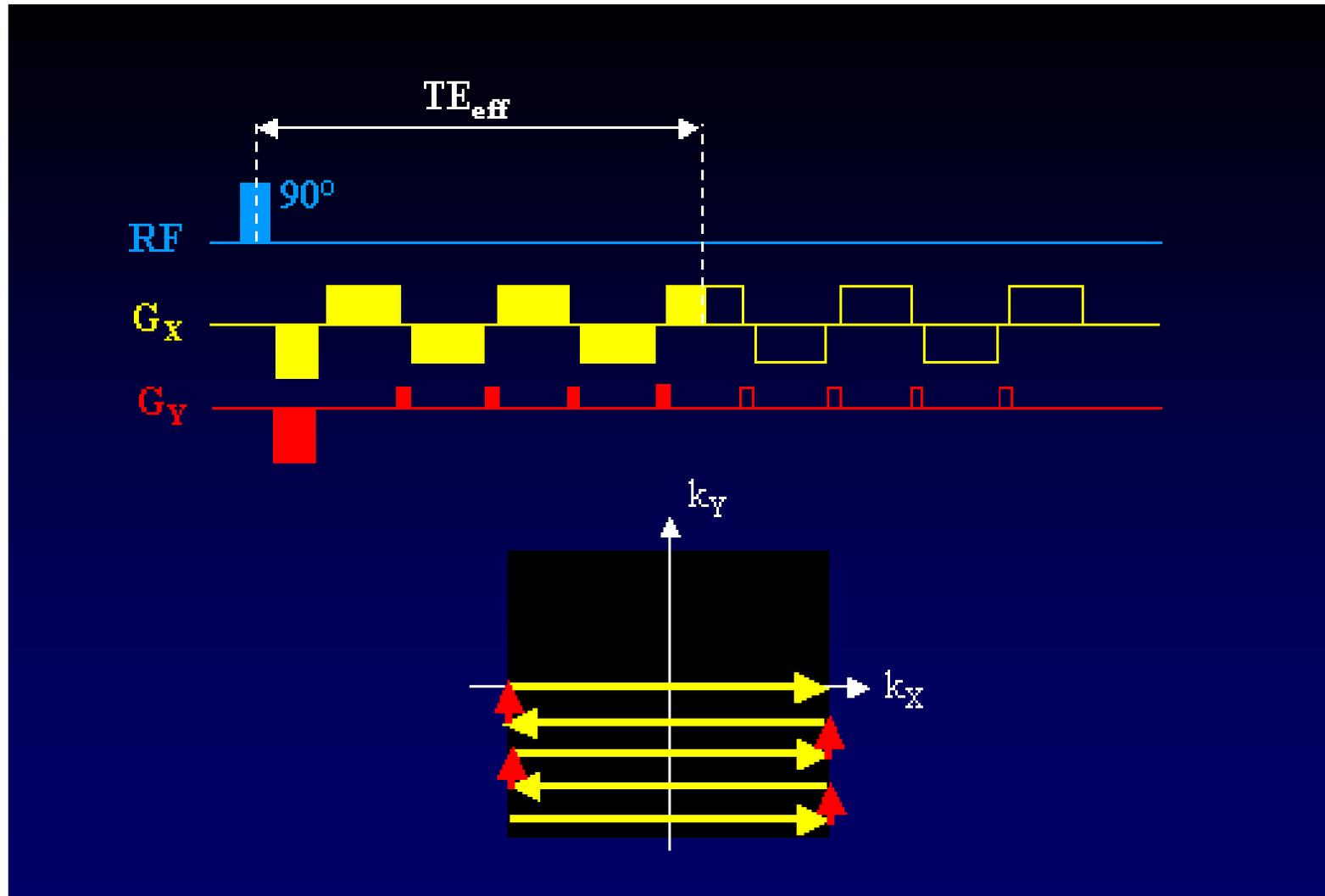
Avantages :

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

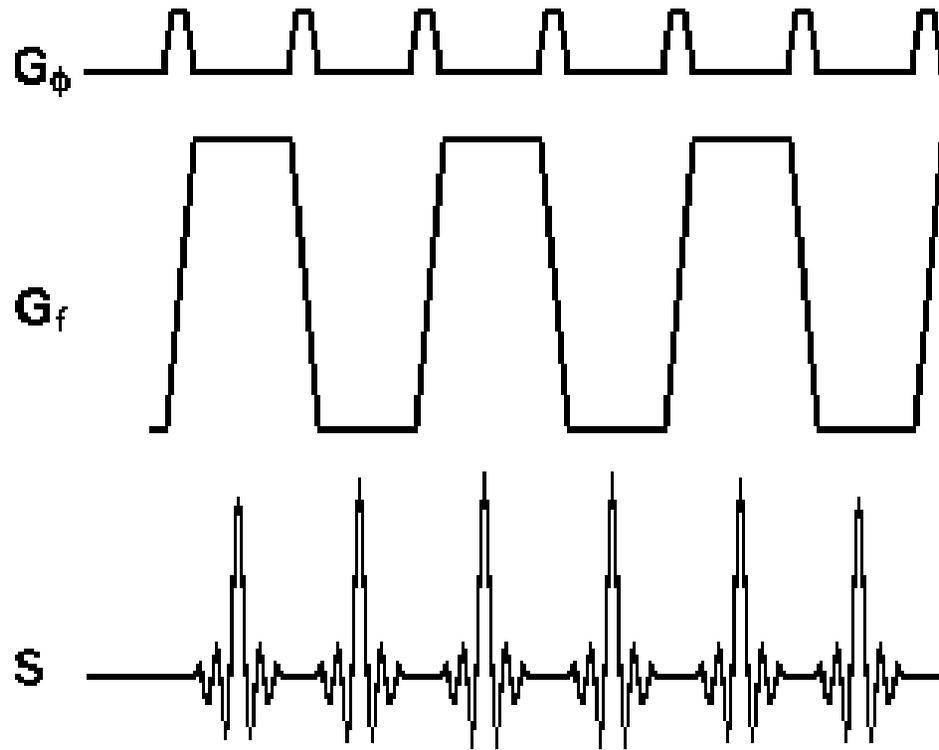
Exigences :

- 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

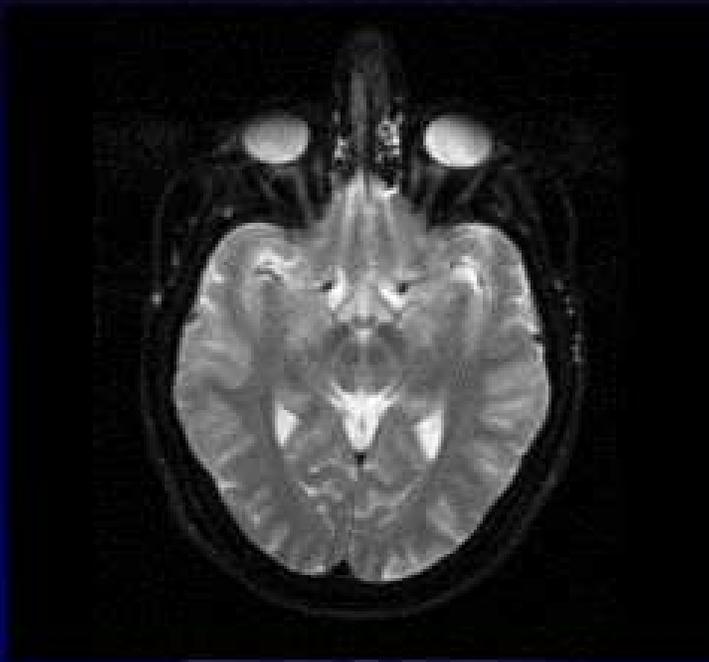


Séquence EPI

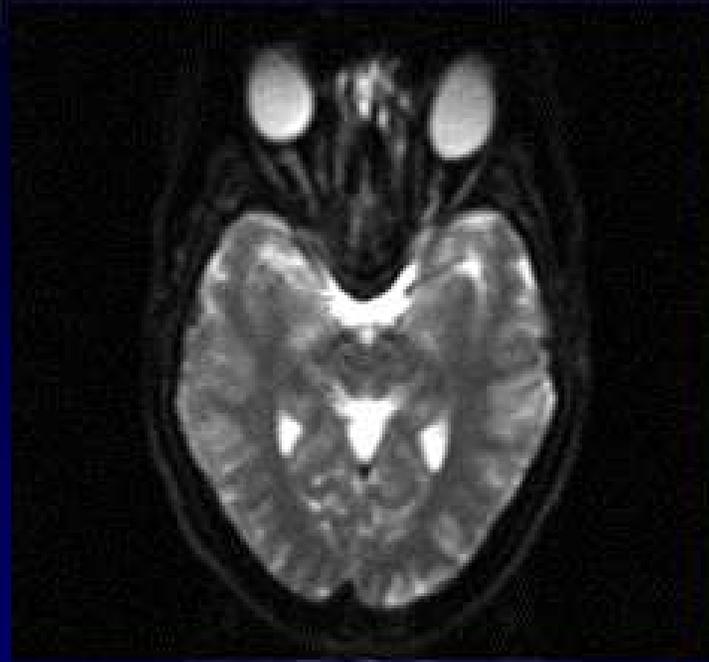


Séquence EPI

SE



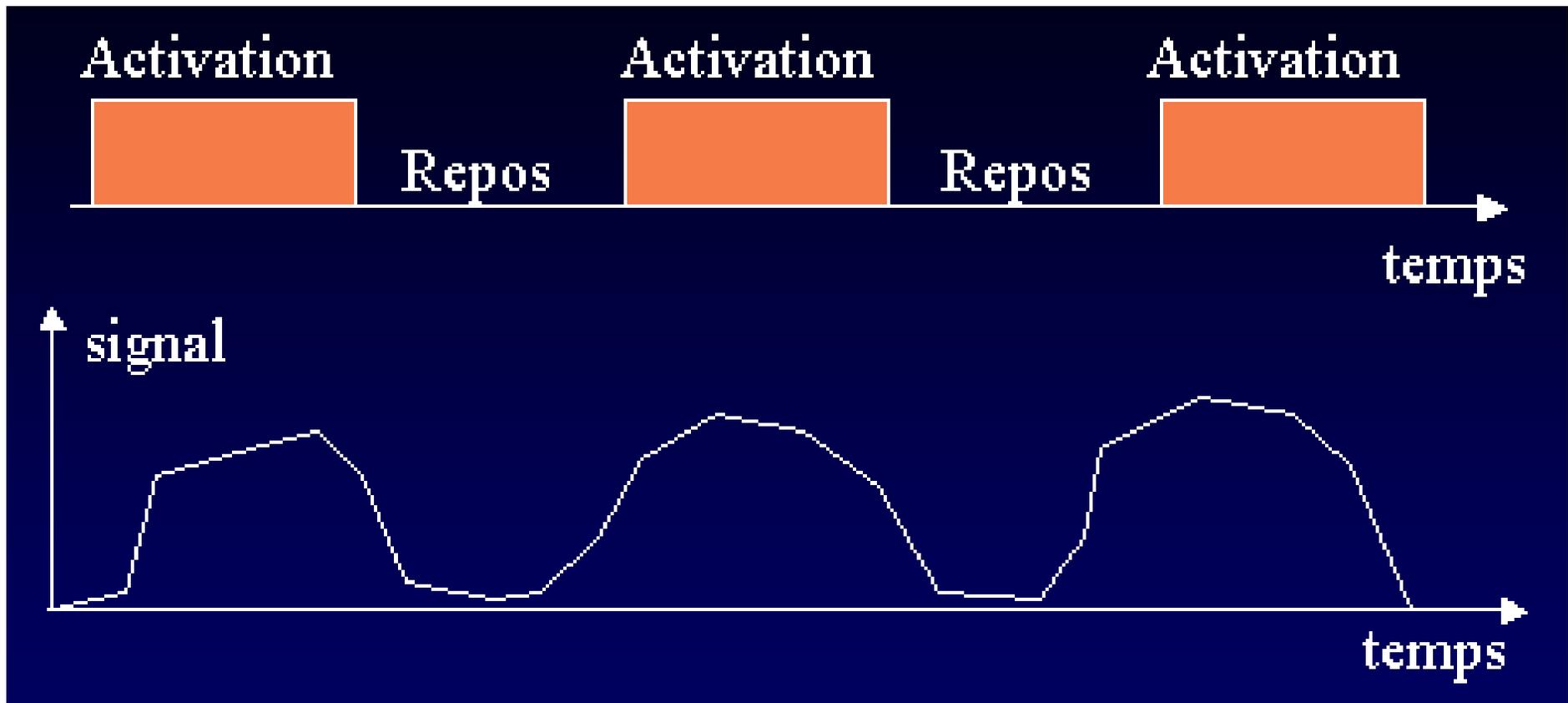
EPI



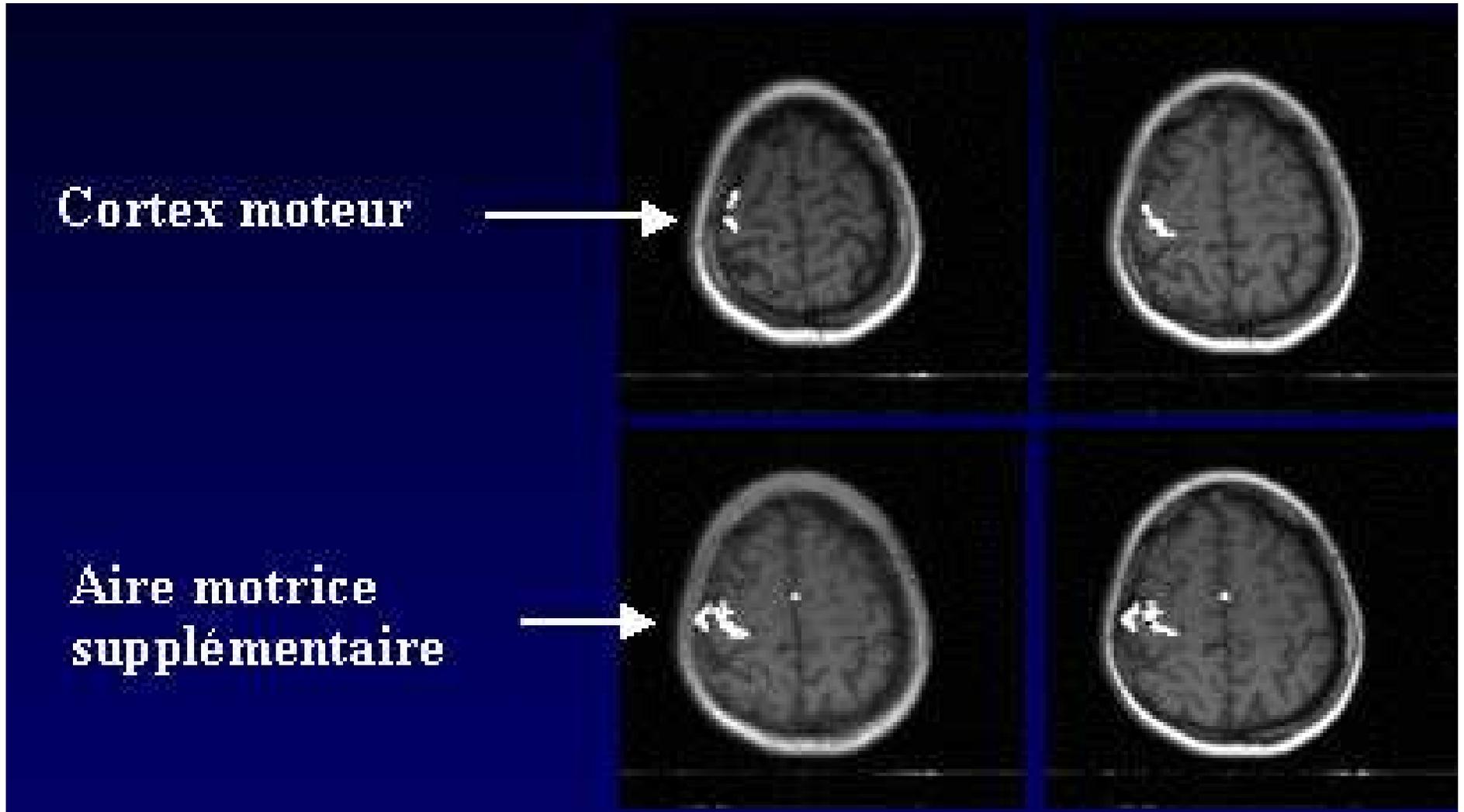
**Perte de signal
Déformations géométriques**

Paradigme d'activation

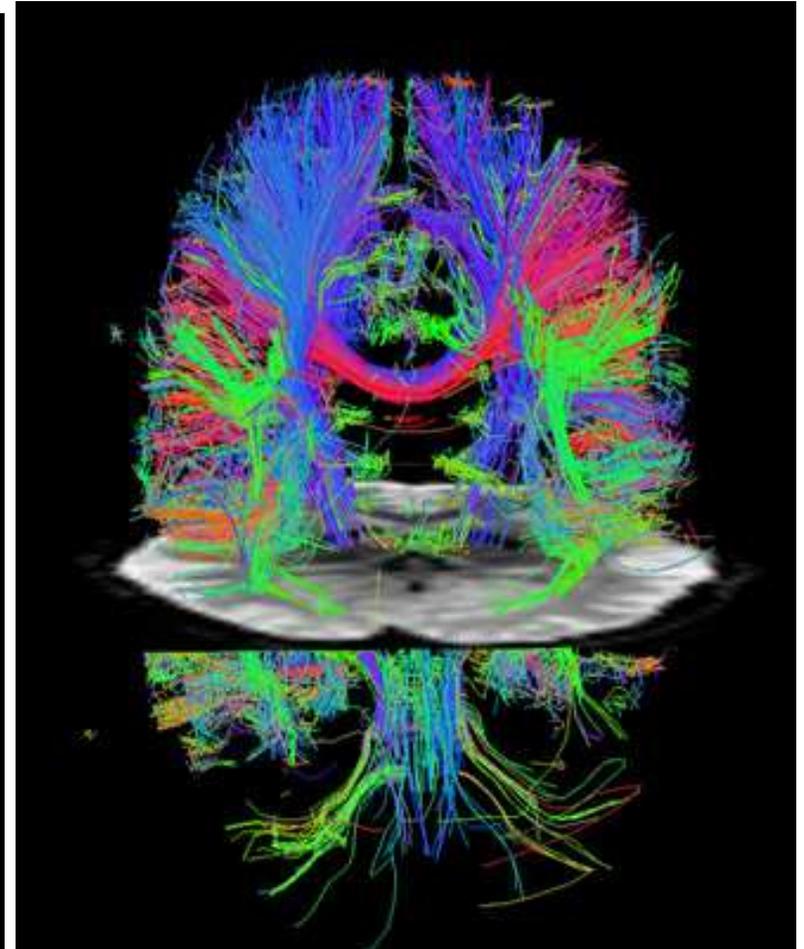
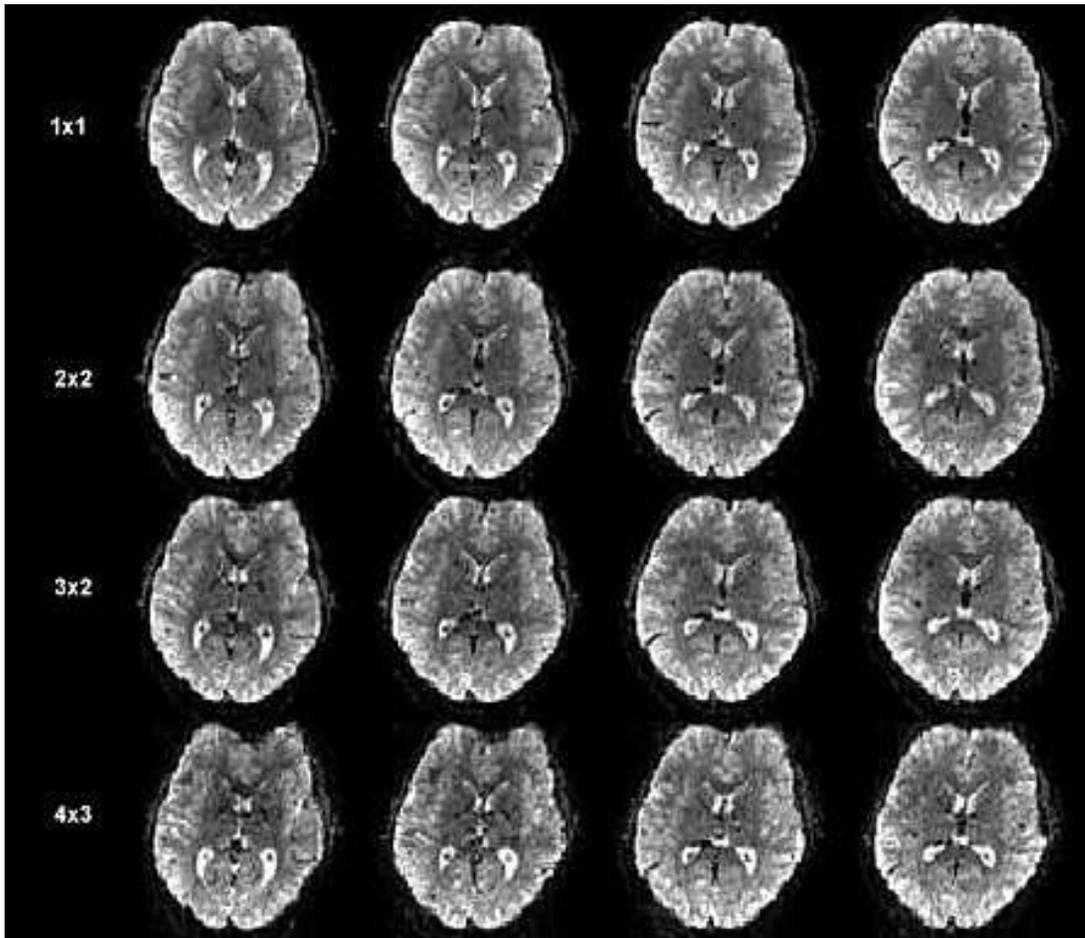
- Séquences sensibles aux hétérogénéités de champ
- Pondération en T_2^*



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
(Muriel Roth, Jean-Michel Franconi)
 - <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>