

Généralités sur l'IRM

Un peu d'histoire

- Bloch et Purcell (1946) : RMN
- 1^{ères} applications : spectroscopie par RMN (chimie, biochimie)
- Damadian (1971) :
tissu sain \neq tissu cancéreux
- Lauterbur (1973) : 1^{ère} image
- 1980 : 1^{ères} images : tête et abdomen

- **Paul C. Lauterbur (né en 1929, USA)**
- **et Peter Mansfield (né en 1933, GB)**

Conjointement

PRIX NOBEL DE MEDECINE 2003

Pour leurs découvertes concernant l'IRM

* Intérêt de l'IRM

- qualité des images (contraste, résolution)
- images tomographiques d'incidence quelconque
- atraumatique
- images plus riches : 3 paramètres principaux, informations sur la structure de la matière
- imagerie anatomique et fonctionnelle

Autres méthodes d'imagerie : 1 paramètre

- RX
- Scintigraphie
- Echographie

* PARAMETRES PRINCIPAUX DE L'IRM

ρ : densité de protons

T_1 : temps de relaxation

T_2 : temps de relaxation

renseignements

⇒ MORPHOLOGIQUES

et BIOLOGIQUES

*** Principe Général de l'I.R.M.**

MESURE des propriétés MAGNETIQUES

des tissus biologiques

- Patient soumis à l'action simultanée :
 - champ magnétique principal B_0 constant
(0,01 à 3 T)
 - onde radio de durée brève :
impulsion radiofréquence
p. ex. : 21 MHz à 0,5 T
 - champs magnétiques variables

"gradients" de champ magnétique,
d'intensité beaucoup plus faible
que celle de B_0

remarques :

- champ magnétique terrestre

$$1,5 \text{ T} = 30\,000 \text{ B}_{\text{terr}}$$

- attraction des objets métalliques

clefs, ciseaux, ...

C.I. : pace-maker

- isolation par rapport aux rayonnements électromagnétiques extérieurs

Première partie : la RMN

Deuxième partie : la formation de l'image

Première partie : la RMN

1

MAGNETISATION

2

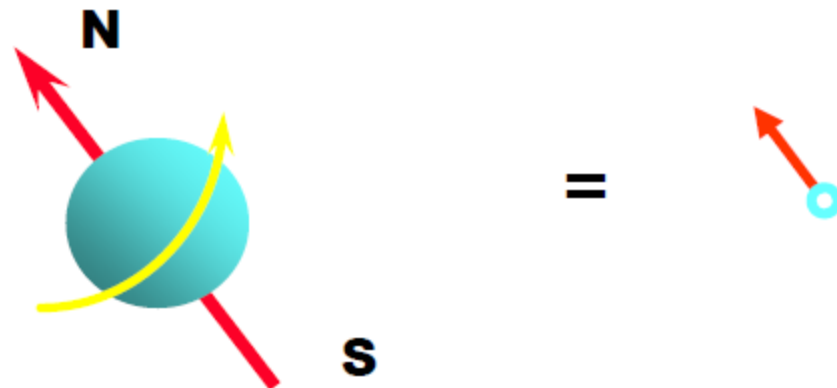
RESONANCE

3

RELAXATION

noyau de l'atome d'hydrogène = proton

spin : rotation intrinsèque → petit aimant



moments magnétiques nucléaires

environnement naturel

aimantation totale : $M = 0$

1

MAGNETISATION

- action de B_0 :

les protons tournent autour de B_0 à la fréquence :

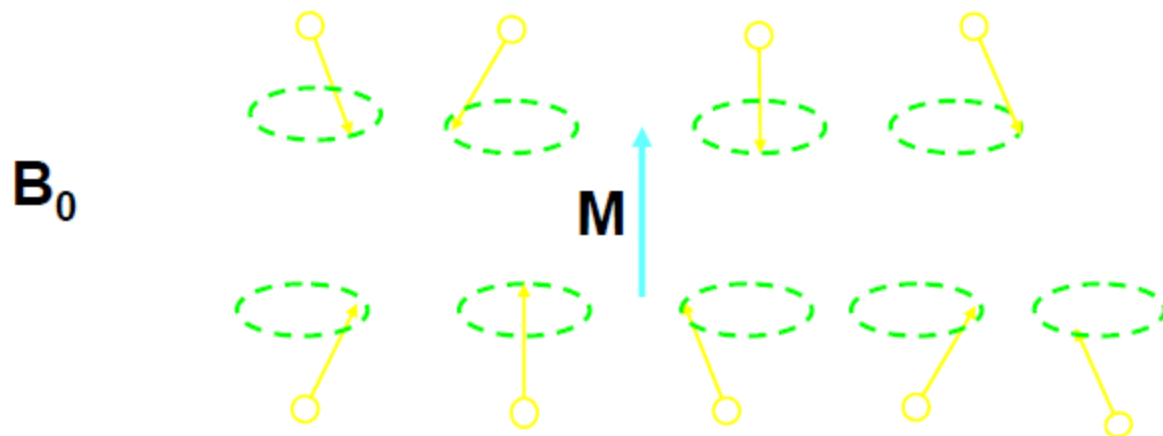
$$f_0 = \gamma B_0 / 2 \pi$$

fréquence de Larmor

γ : rapport gyromagnétique

$$\gamma_{\text{proton}} / 2\pi = 42,58 \text{ MHz / T}$$

action d'un champ magnétique extérieur
uniforme et constant B_0



dans un champ intense B_0

aimantation totale : M non nulle

à l'équilibre :



aimantation M : parallèle à B_0

$$M_L$$

$$M_T = 0$$

2

RESONANCE

- action de l'impulsion radio :

impulsion d'excitation

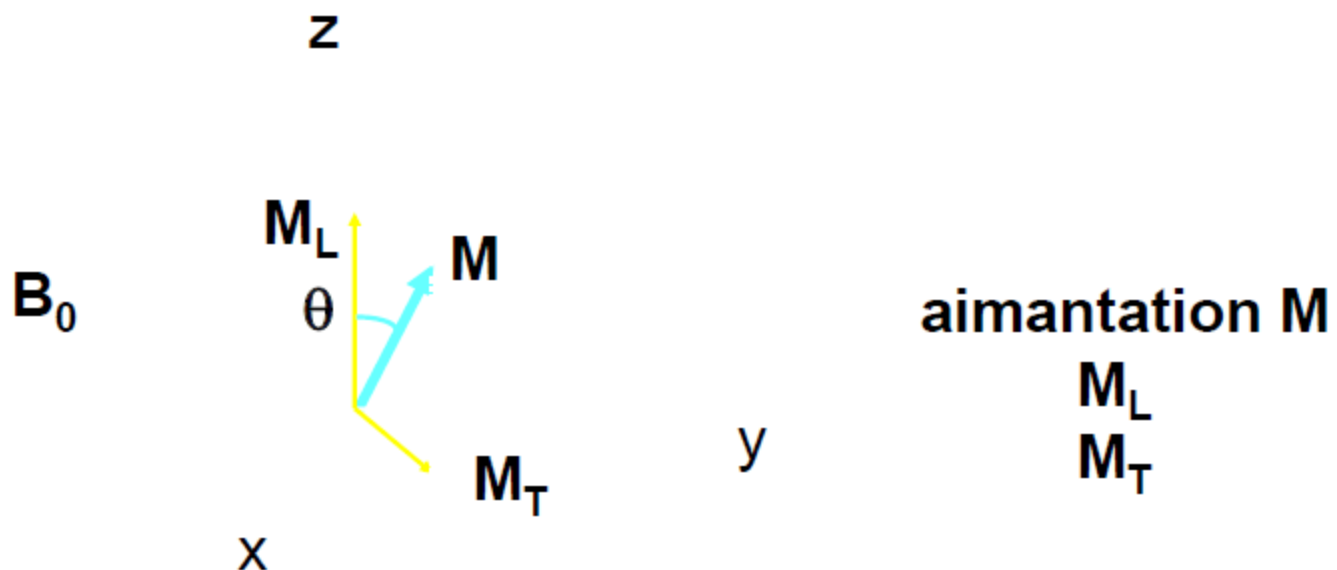
perturbation de l'état d'équilibre
magnétique

RESONANCE : fréquence de l'onde
radio égale à la fréquence
caractéristique du proton

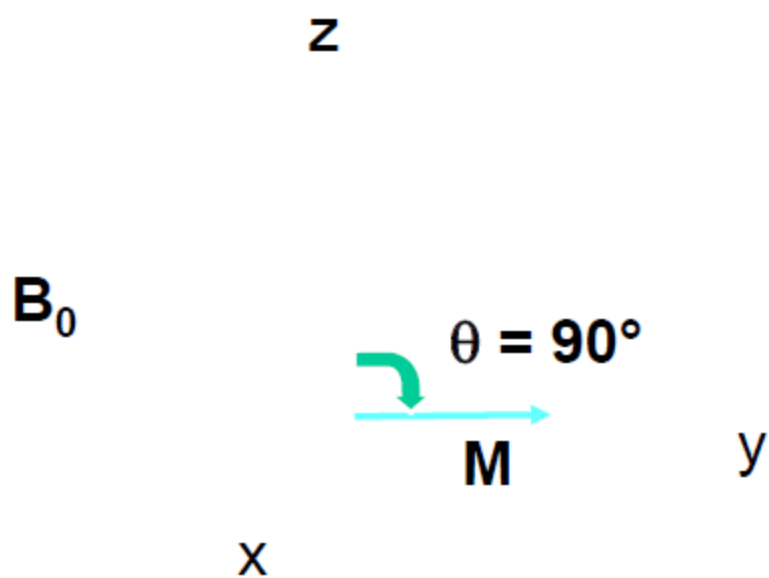
fréquence de Larmor
 $f_0 = \gamma B_0 / 2 \pi$

à l'arrêt de l'impulsion :

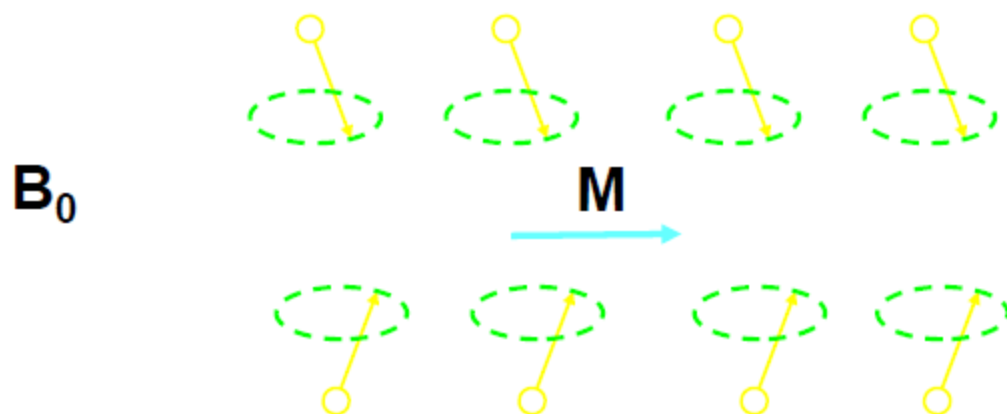
L'aimantation est inclinée, par rapport à B_0 ,
d'un angle θ



aimantation totale M juste après
une impulsion de 90°



moments magnétiques nucléaires juste après
une impulsion de 90°



- égalisation
- mise en phase

3

RELAXATION

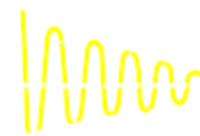
- retour à l'état d'équilibre :

la RELAXATION caractérisée
par les temps T_1 et T_2

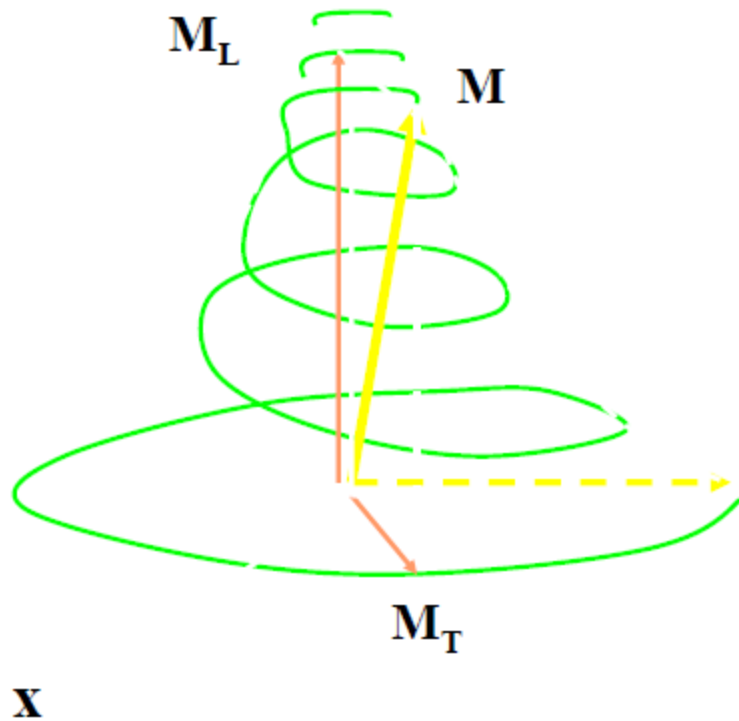
relaxation

z

B₀



signal F I D
(Free Induction Decay)



y



antenne

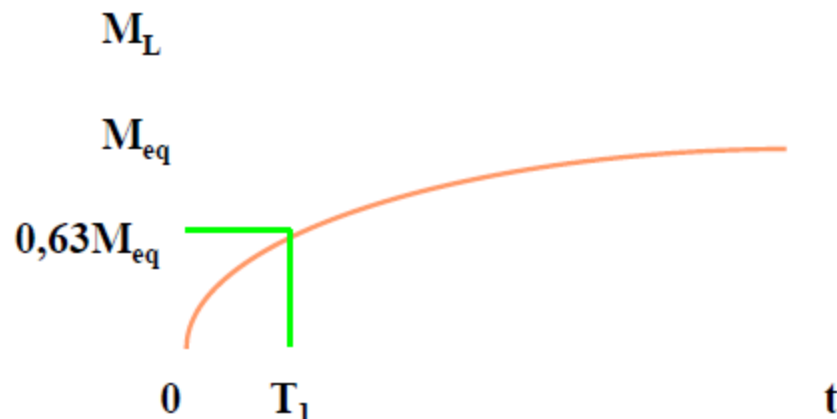
1 – La relaxation de l'aimantation longitudinale

**Après l'arrêt d'une impulsion de 90° ,
 M_L suit la 1ère loi de BLOCH :**

$$M_L = M_{eq} (1 - e^{\frac{-t}{T_1}})$$

aimantation
longitudinale

valeur à l'équilibre de M_L



T_1 : temps caractéristique
décrivant l'évolution de M_L

(temps mis par l'aimantation
longitudinale pour atteindre
63 % de sa valeur à
l'équilibre M_{eq})

T_1 : temps de relaxation longitudinale

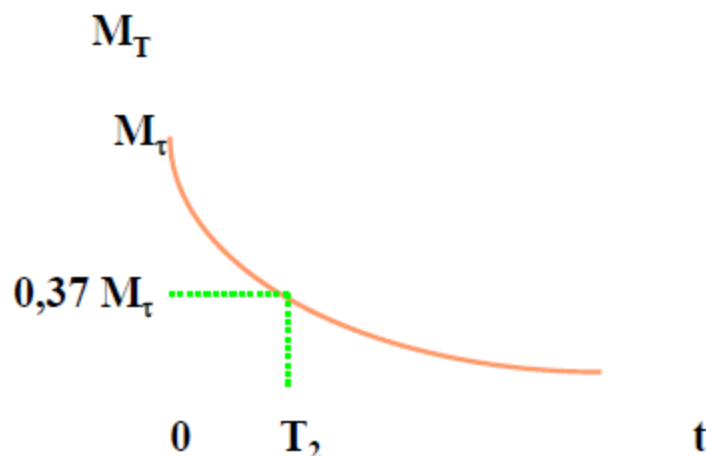
2 – La Relaxation de l'aimantation transversale

du point de vue macroscopique :

M_T suit la 2^{ème} loi de BLOCH

$$M_T = M_\tau e^{-\frac{t}{T_2}}$$

valeur de M_T à l'instant
choisi comme origine



T_2 : temps caractéristique décrivant l'évolution de M_T
(temps mis par l'aimantation transversale pour
atteindre 37 % de sa valeur initiale)

T_2 : temps de relaxation transversale

Temps de relaxation de milieux biologiques

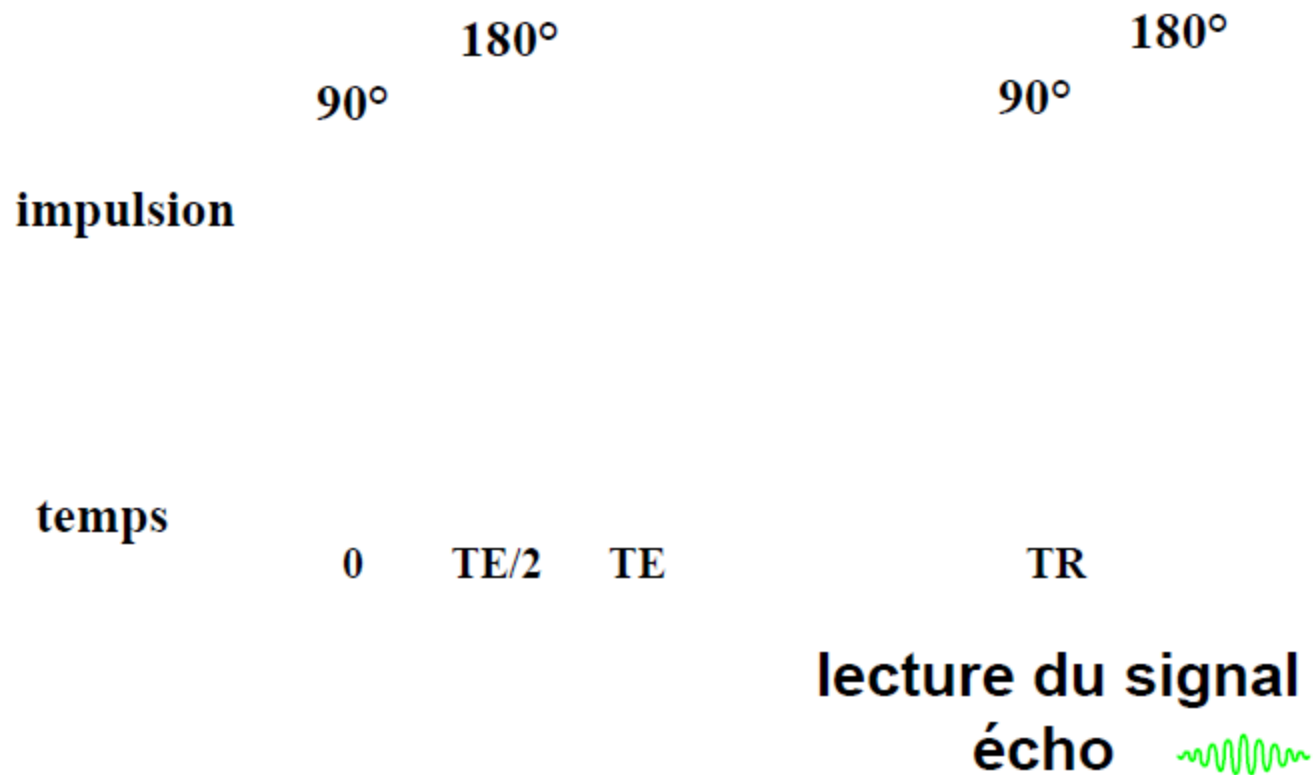
	T_1 (1,5 T)	T_2
eau	3000 ms	1500 ms
LCR	2500	1000
muscle	800	45
graisse	200	75
foie	500	45
subst. blanche	750	90
subst. grise	850	100

Deuxième partie : la formation de l'image

L'imagerie par résonance magnétique

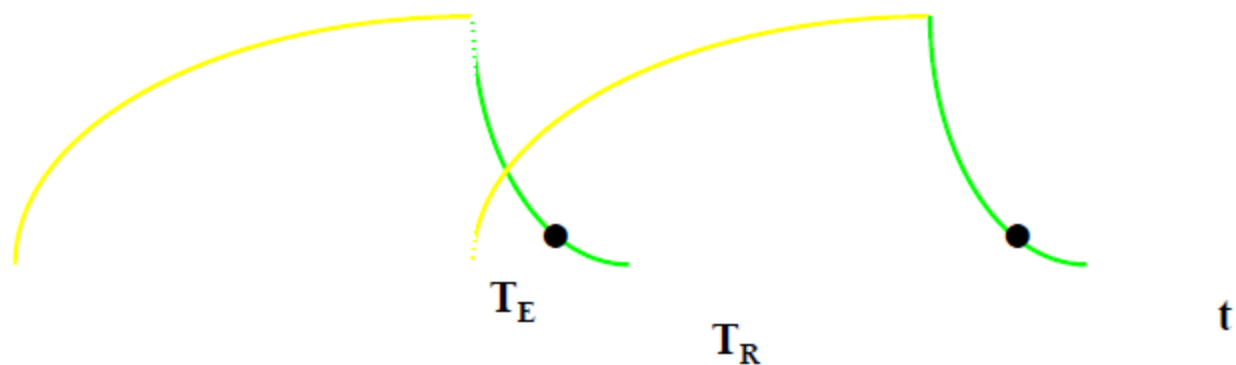
- les séquences d'impulsion :
 - impulsion d'excitation et impulsion de détection séparées par $TE/2$
TE : temps d'écho
 - deux séquences séparées par TR
TR : temps de répétition

séquence écho de spin



- **le contraste :**

signal



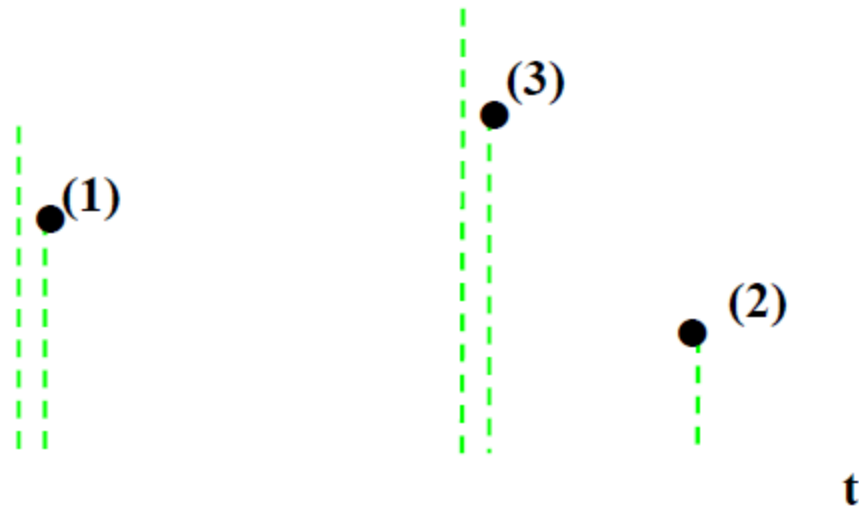
écho de spin : image pondérée en T_2

signal



écho de spin : image pondérée en T_1

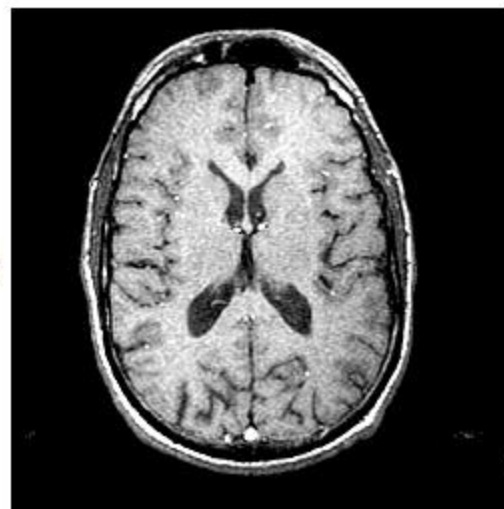
signal



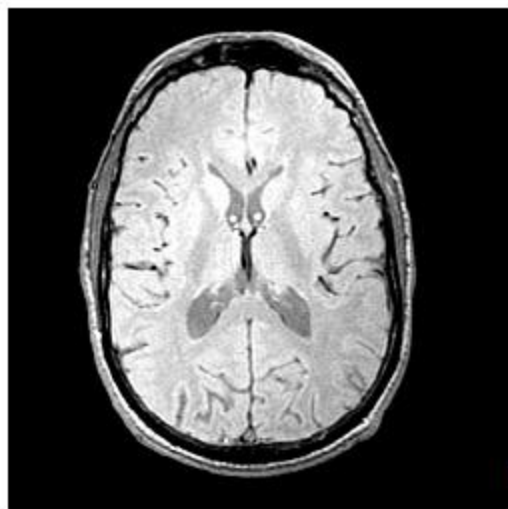
$$M_t = M_0 \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) \left(e^{-\frac{TE}{T_2}} \right)$$

écho de spin

TR=500 ms

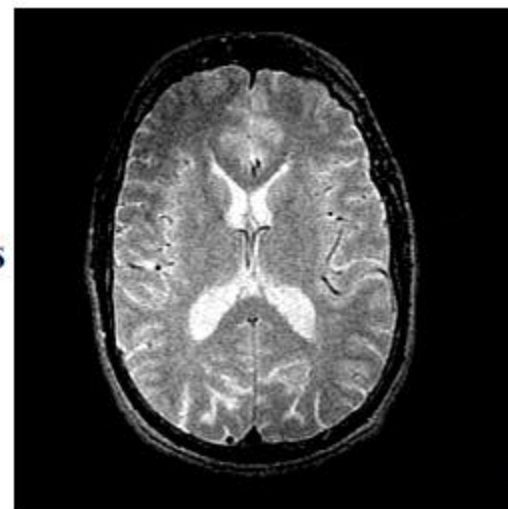


TE=20 ms



TR=2000 ms

TE=20 ms



TE=80 ms

Paramètres d'acquisition

ordres de grandeur :

TR de 300 à 4000 ms

TE de 10 à 120 ms

fixés par l'opérateur

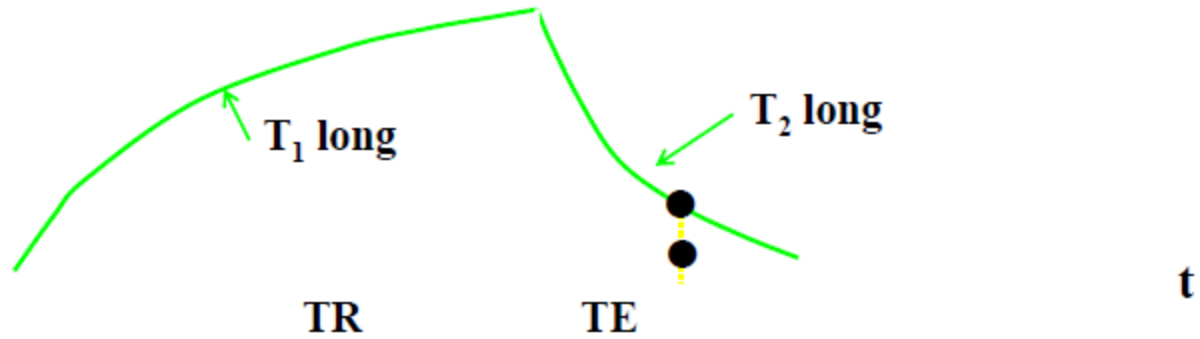
images :

en T_1 : TR court et TE court

en T_2 : TR long et TE long

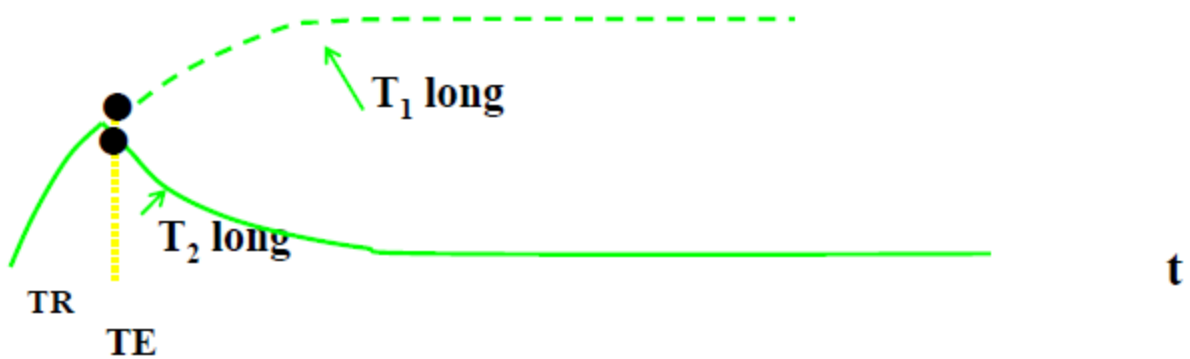
en ρ : TR long et TE court

signal



écho de spin : image en T₂

signal



écho de spin : image en T₁

images en T_1 :

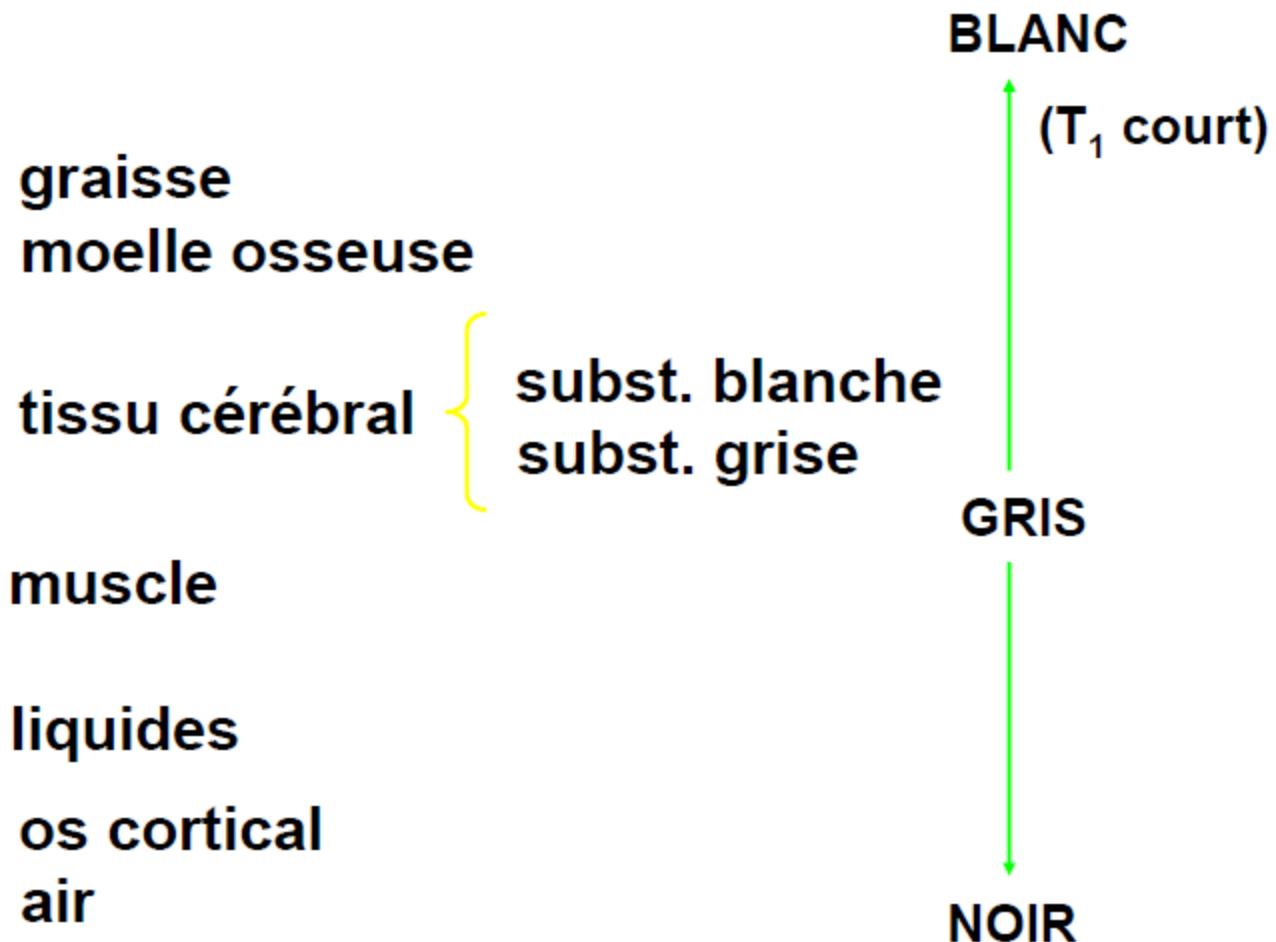
tissu à T_1 long \longrightarrow hyposignal

tissu à T_1 court \longrightarrow Hypersignal

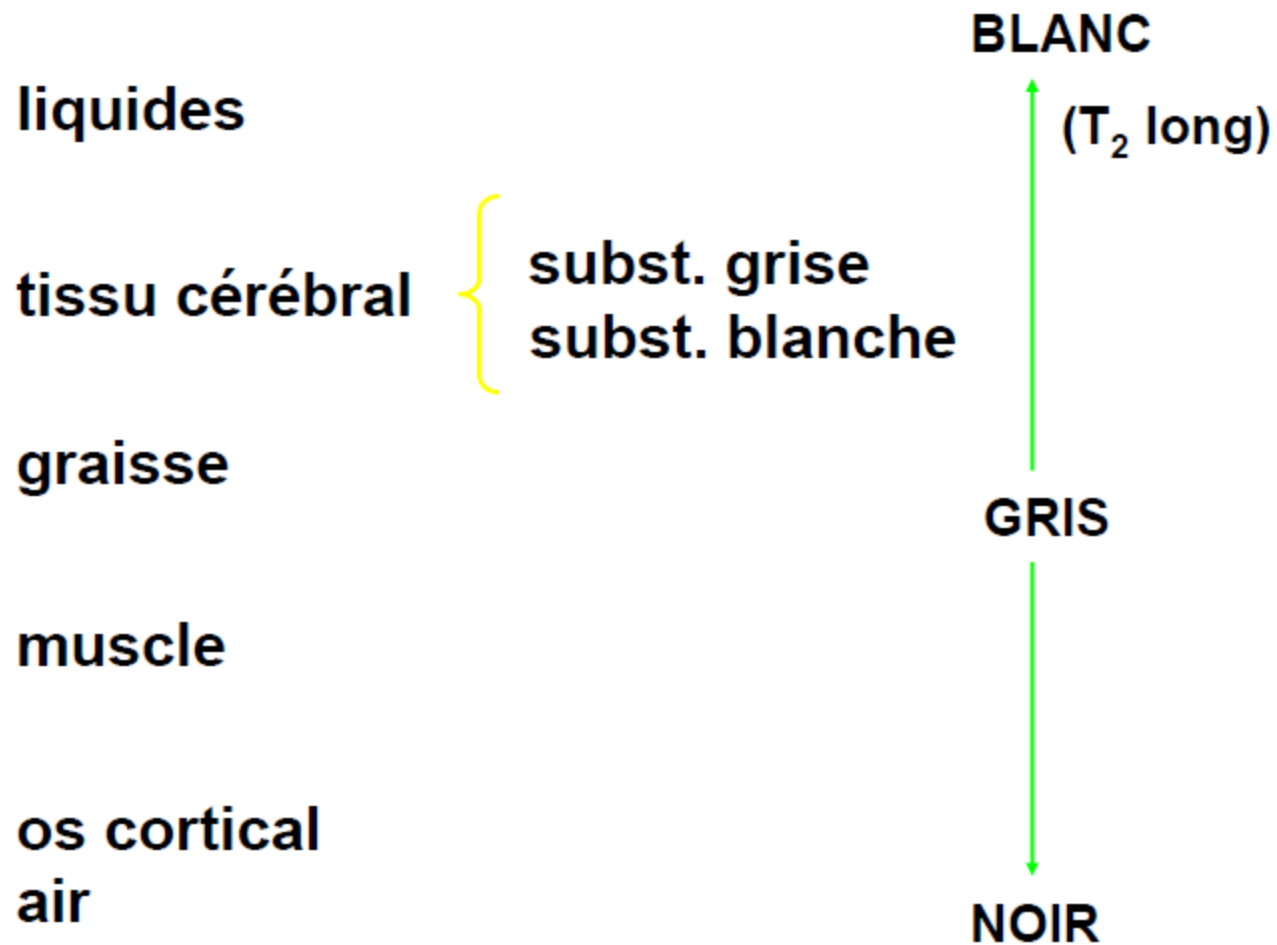
images en T_2 :

tissu à T_2 long \longrightarrow Hypersignal

tissu à T_2 court \longrightarrow hyposignal



images pondérées en T_1



images pondérées en T_2

- la localisation :
action des gradients de champ magnétique
codage spatial

Gradients de champ magnétique : (rappel)

champs magnétiques :

- ❖ d'intensité beaucoup plus faible que B_0**
- ❖ variables dans l'espace**
- ❖ appliqués à certains instants**

les gradients de champ magnétique

relation de Larmor :

$$f = \gamma \mathbf{B} / 2 \pi$$

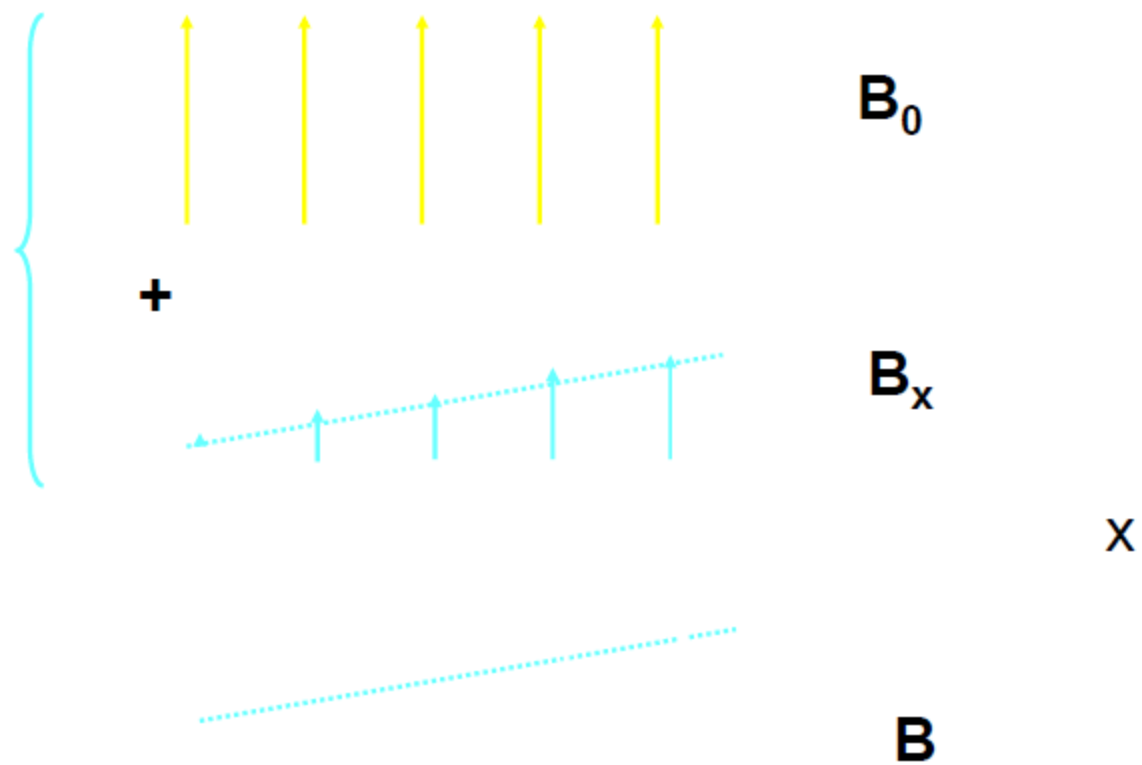
donc f proportionnel à \mathbf{B}

variation $\Delta \mathbf{B}$ entraîne variation Δf :

$$\Delta f = \gamma . \Delta \mathbf{B} / 2 \pi$$

gradient de champ
 \Rightarrow codage spatial

ex : gradient G_x dirigé suivant l'axe des x



- obtention des gradients de champ : bobines

$$\mathbf{G}_x, \mathbf{G}_y, \mathbf{G}_z$$

avec $\mathbf{G}_z = \Delta \mathbf{B} / \Delta z$

- intensité des champs magnétiques variables spatialement très faible par rapport à B_0

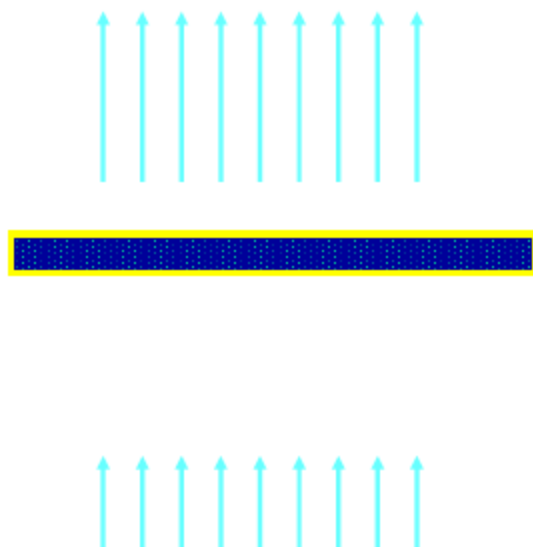
ex : $1,2 \times 10^{-4} \text{ T / cm}$

soit environ 5 kHz / cm

$$f = \gamma \mathbf{B} / 2 \pi$$

- gradients de champ simultanés :
somme vectorielle des champs
superposition

sélection d'un plan de coupe
ex : plan axial



ex : $B_0 + B_z$

z

dans chaque plan perpendiculaire à la direction du gradient, le champ subi par les protons du plan a une même valeur

deux plans différents ont une fréquence de résonance différente

l'impulsion 90° bascule l'aimantation M d'un seul plan de coupe

coupe d'obliquité quelconque

position du plan de coupe :

**choisie en adaptant la fréquence centrale
de la bande de fréquences de l'impulsion
à la valeur du champ magnétique au
niveau du centre du plan de coupe**

**codage du signal dans le plan de coupe
sélectionné**

ex : plan axial

- **codage par la fréquence**



x

- pendant le recueil du signal :
utilisation d'un gradient
ex : gradient suivant x

**même principe que la sélection du plan
de coupe :
on obtient un codage de la direction x**

**l'ensemble du plan contribue au signal de
mesure**

**on obtient une projection du plan de coupe sur
la direction du gradient**

possibilité de multiples projections
puis rétroprojection et filtrage

en fait : au codage par la fréquence est
associé un codage par la phase

⇒ codage spatial des deux directions
du plan de coupe sélectionné

Durée d'une acquisition

$$D = TR \cdot N_{\text{lignes}} \cdot N_{\text{acc}}$$

exemple :

$$TR = 2000 \text{ ms}$$

$$N_{\text{lignes}} = 256$$

$$N_{\text{acc}} = 1$$

$$D = 8,5 \text{ minutes}$$

Durée d'un examen

30 à 40 minutes