

*Imagerie par Résonance  
Magnétique :*  
***bases physiques***

**Pr I. Peretti**

**service de biophysique et médecine nucléaire**

**CHU Lariboisière**

**Faculté de médecine Paris-Diderot**

**P2 biophysique**



# Généralités sur l'IRM

## Un peu d'histoire

- Bloch et Purcell (1946) : RMN
- 1<sup>ères</sup> applications : spectroscopie par RMN (chimie, biochimie)
- Damadian (1971) :  
tissu sain  $\neq$  tissu cancéreux
- Lauterbur (1973) : 1<sup>ère</sup> image
- 1980 : 1<sup>ères</sup> 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

$\rho$  : 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**

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

- **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

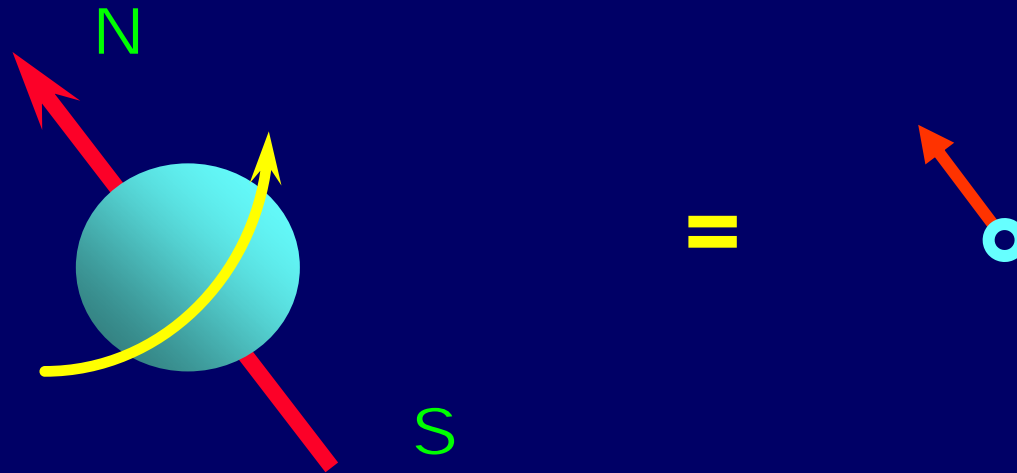
**RESONANCE**

3

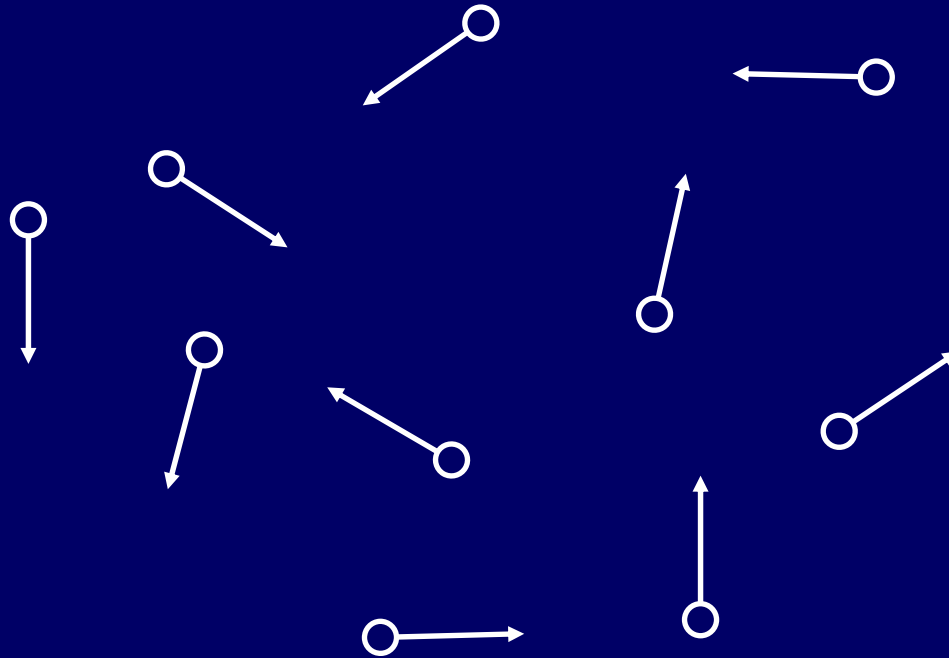
**RELAXATION**

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 :**

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

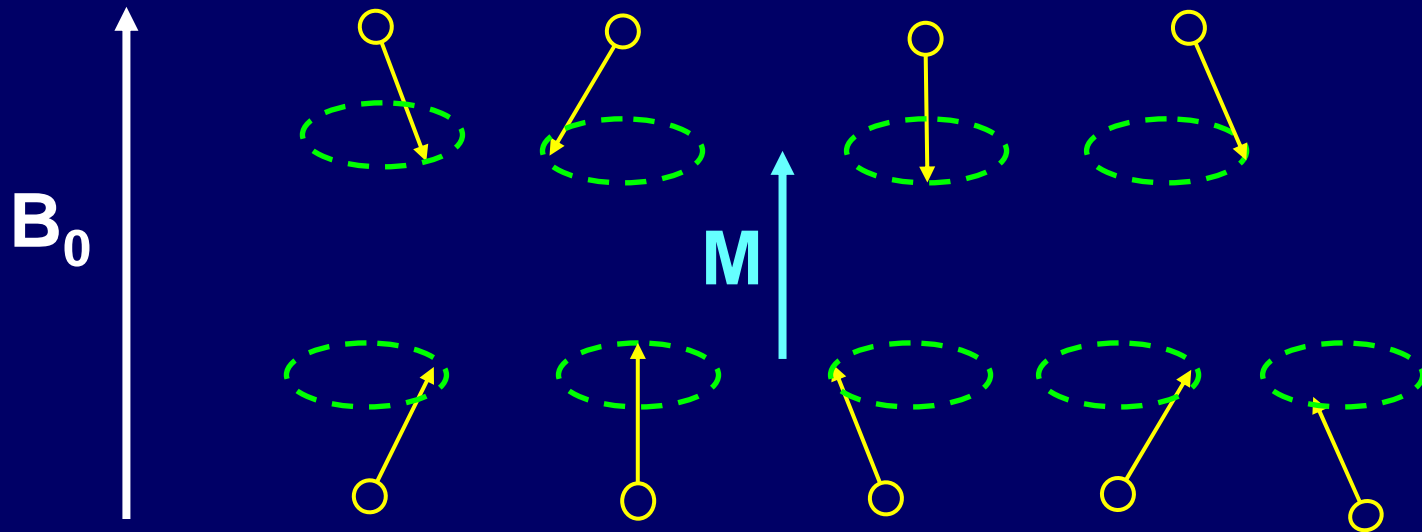
**fréquence de Larmor**

**$\gamma$  : rapport gyromagnétique**

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



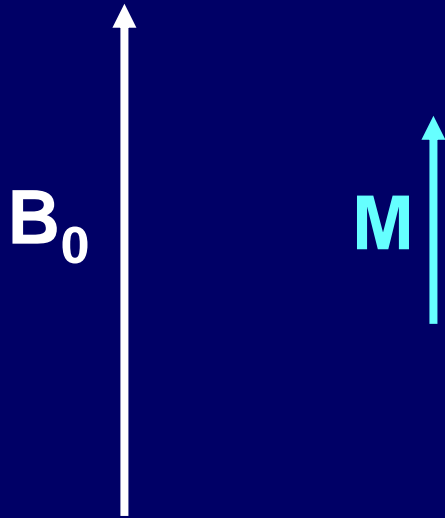
# action d'un champ magnétique extérieur uniforme et constant $B_0$



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**

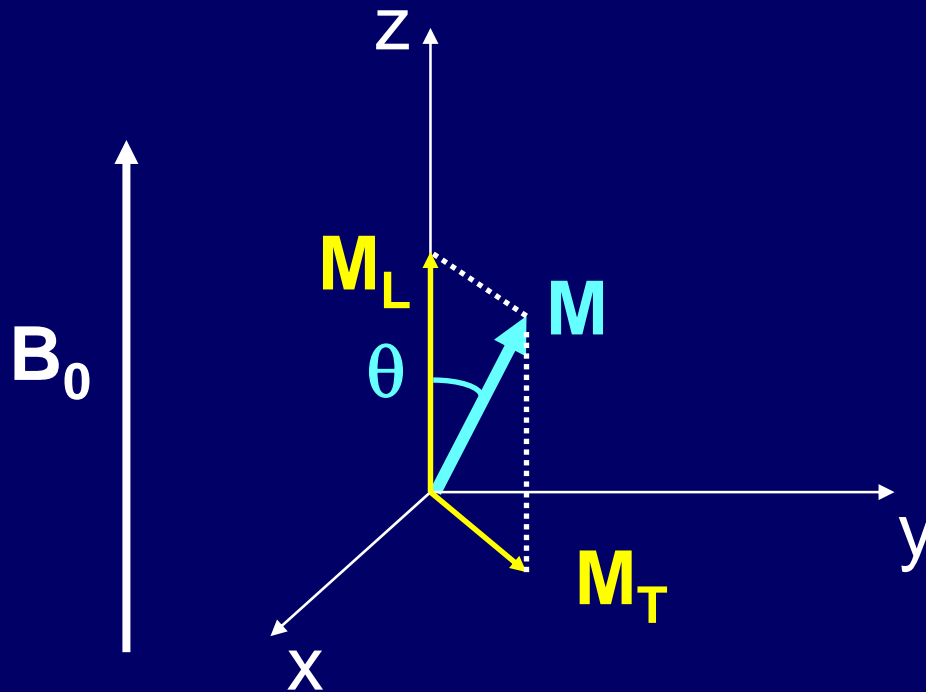
**RESONANCE : fréquence de l'onde  
radio égale à la fréquence  
caractéristique du proton**

**fréquence de Larmor**

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

à l'arrêt de l'impulsion :

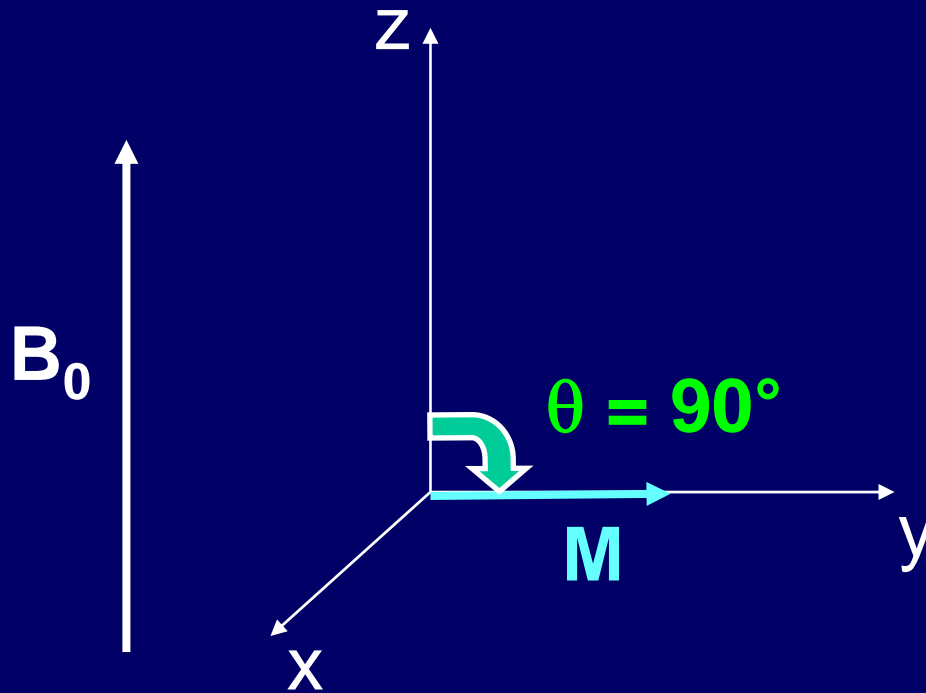
L'aimantation est inclinée, par rapport à  $B_0$ ,  
d'un angle  $\theta$



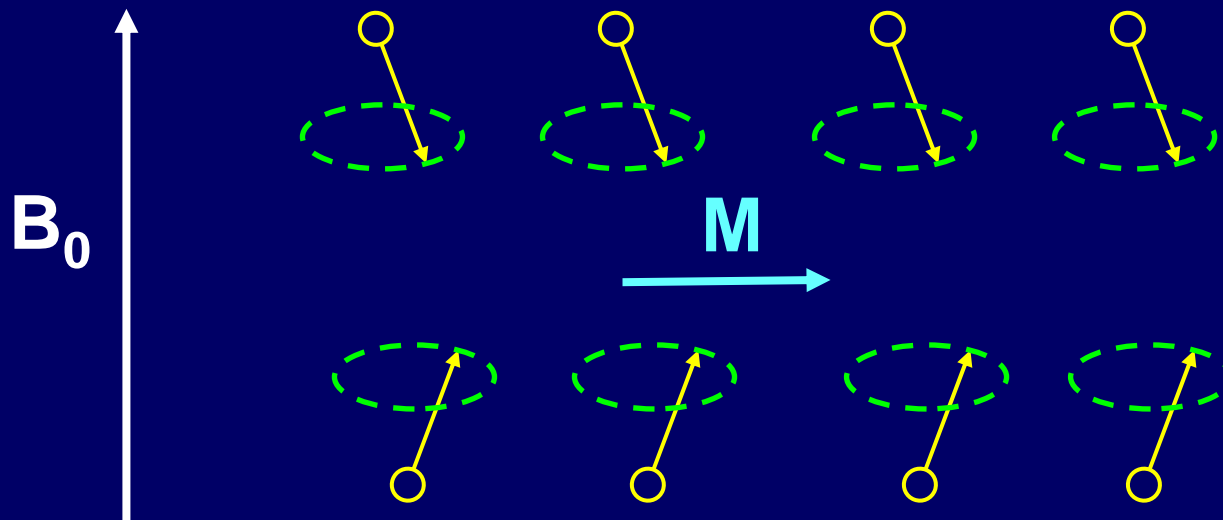
aimantation  $M$

$M_L$   
 $M_T$

# aimantation totale $M$ juste après une impulsion de $90^\circ$



# moments magnétiques nucléaires juste après une impulsion de 90°



- égalisation
- mise en phase

3

# RELAXATION



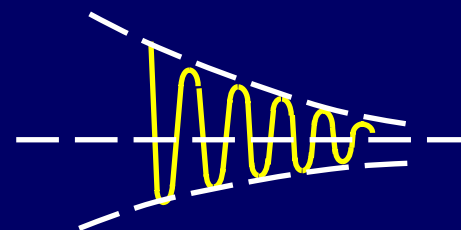
- retour à l'état d'équilibre :

la RELAXATION caractérisée  
par les temps  $T_1$  et  $T_2$

relaxation



$z$



$M_L$

$M$

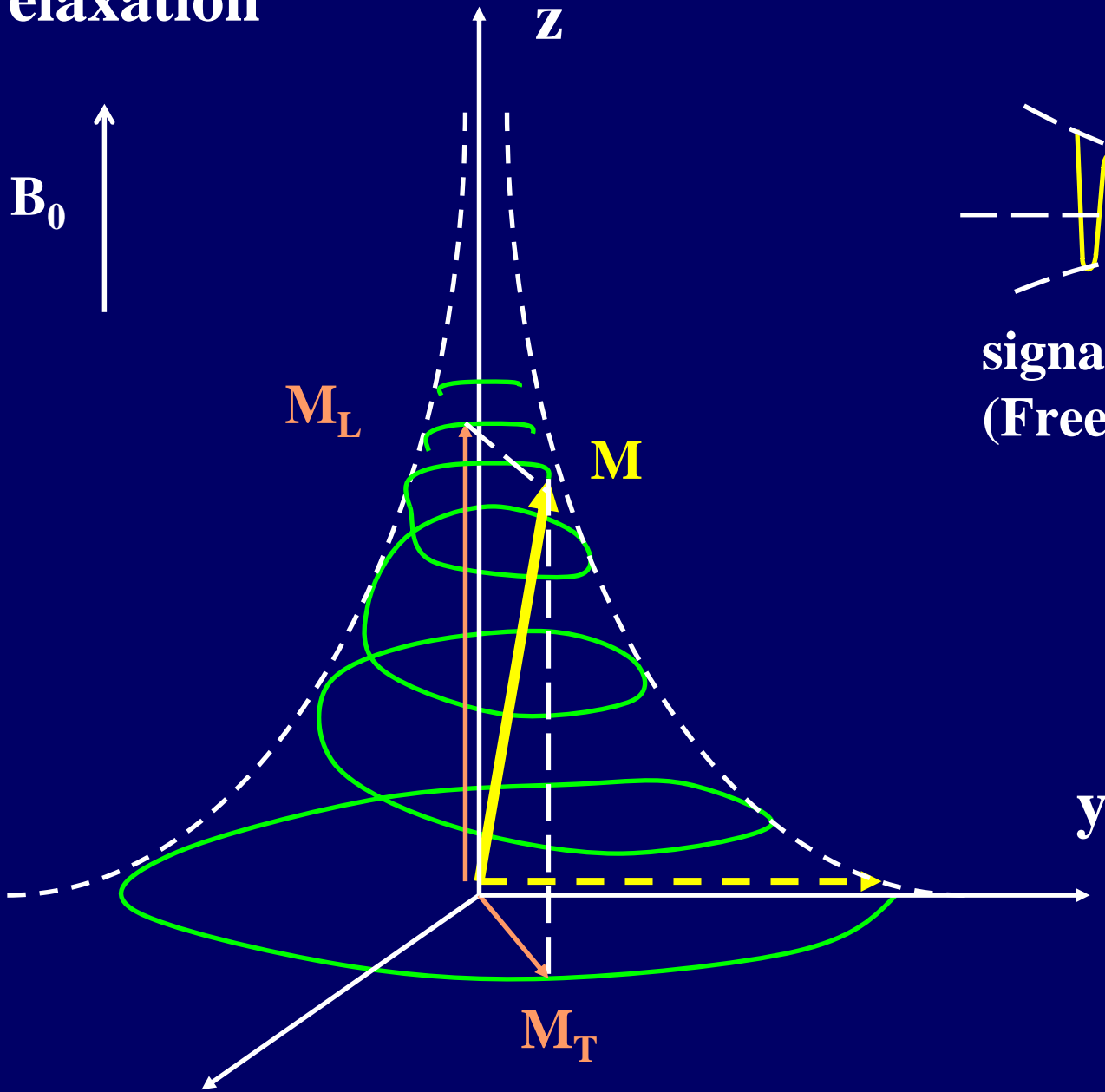
$y$



antenne

$x$

$M_T$



# 1 – La relaxation de l'aimantation longitudinale

**Après l'arrêt d'une impulsion de  $90^\circ$ ,  
 $M_L$  suit la 1ère loi de BLOCH :**

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

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

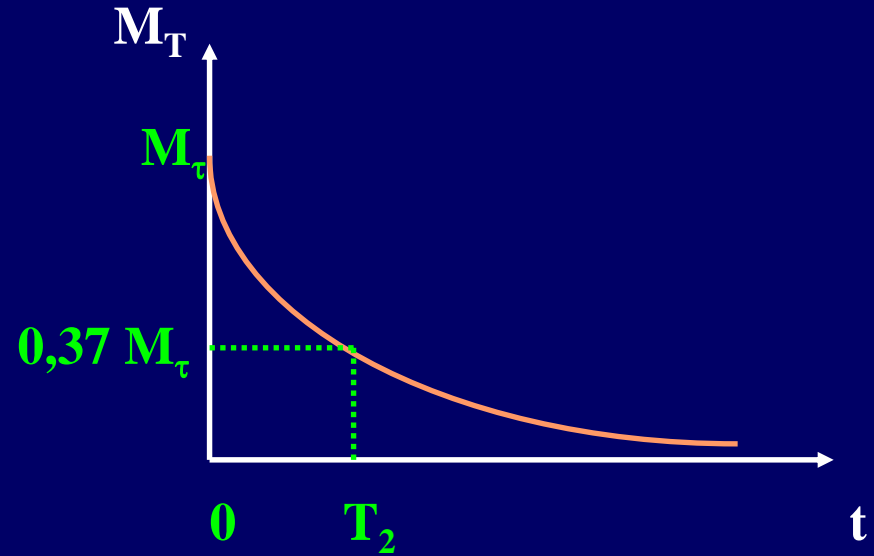
## 2 – La Relaxation de l'aimantation transversale

**du point de vue macroscopique :**

**$M_T$  suit la 2<sup>ème</sup> 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

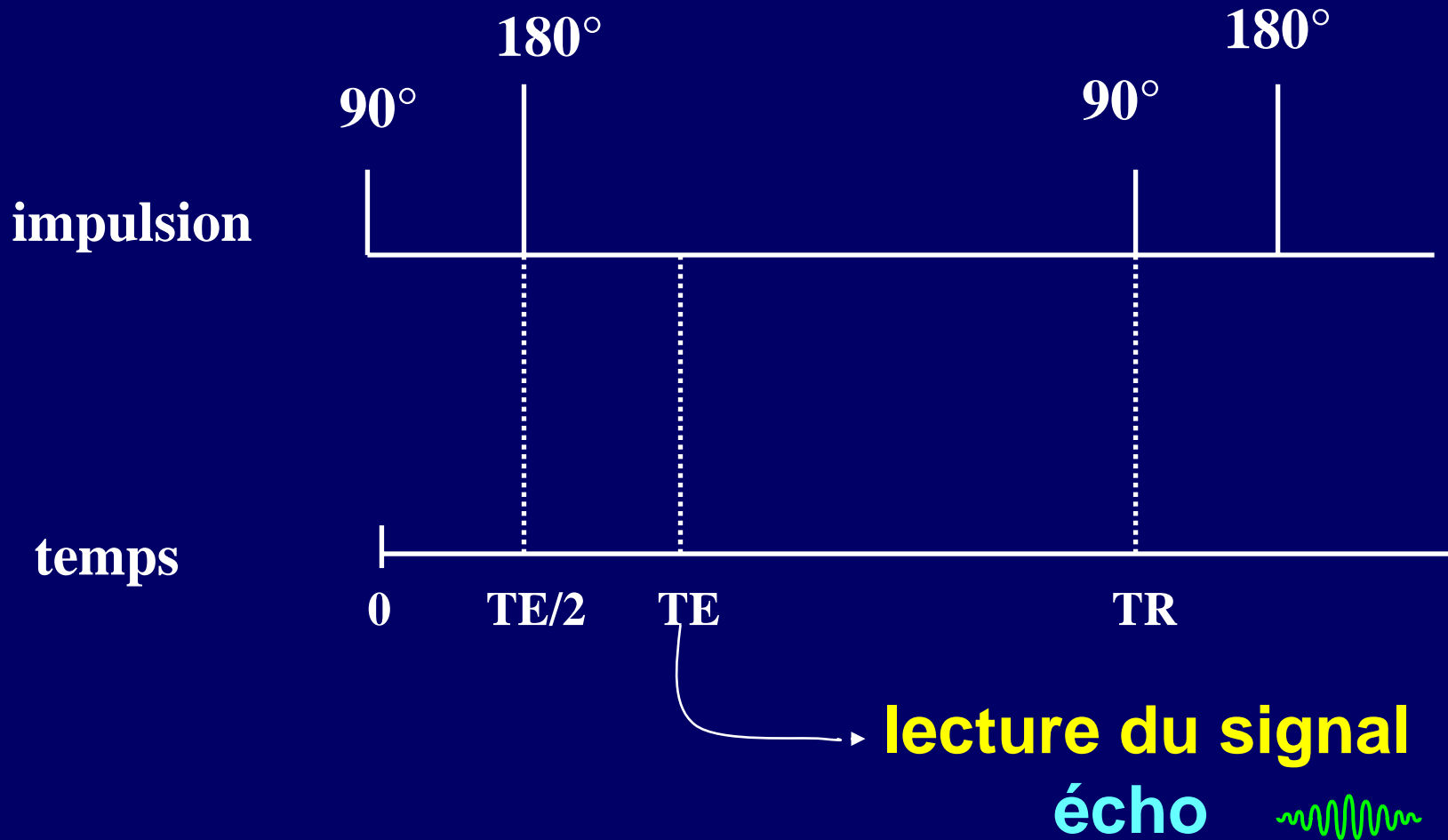
# Deuxième partie : la formation de l'image

## L'imagerie par résonance magnétique

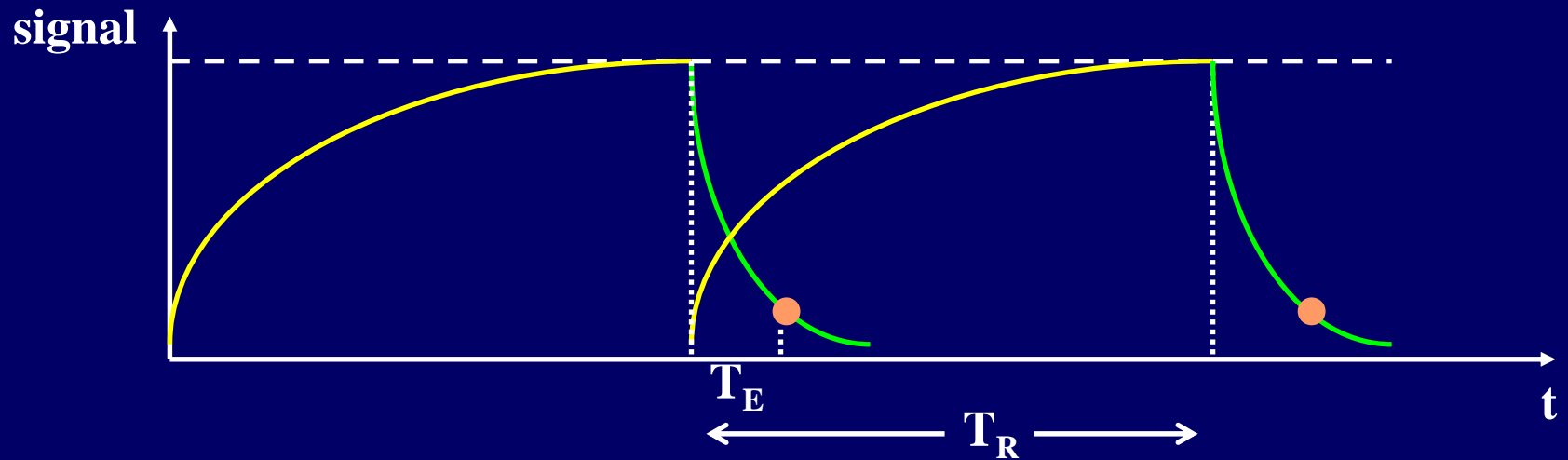
- les séquences d'impulsion :
  - impulsion d'excitation et impulsion de détection séparées par  $TE/2$   
 $TE$  : temps d'écho
  - deux séquences séparées par  $TR$   
 $TR$  : temps de répétition



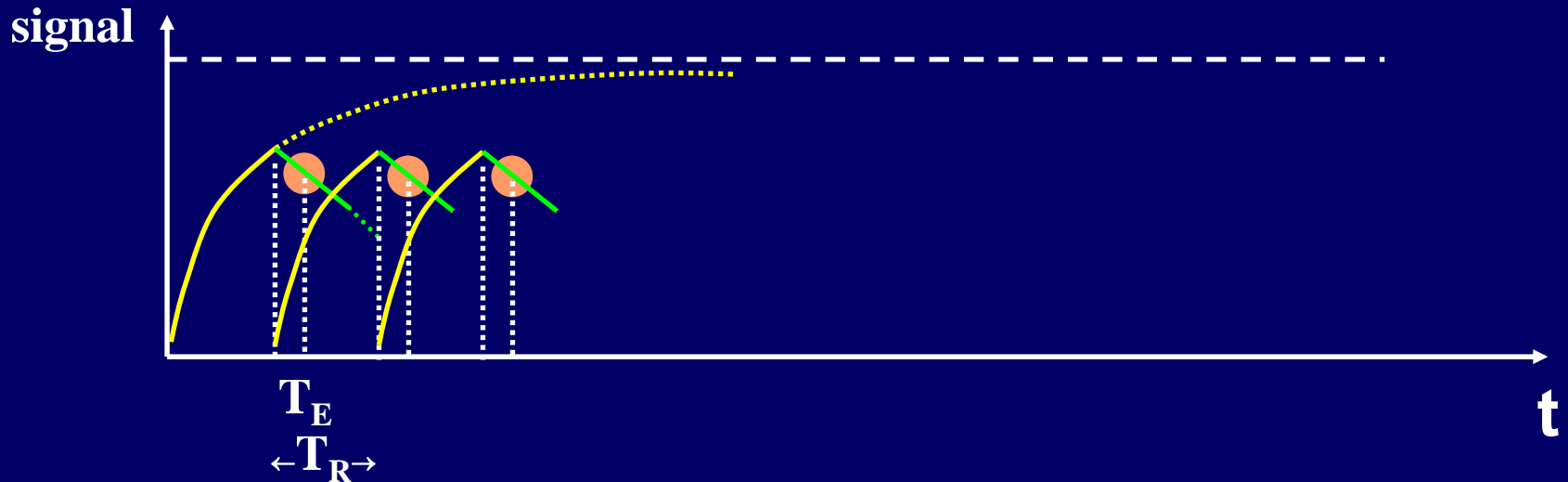
# séquence écho de spin



- le contraste :

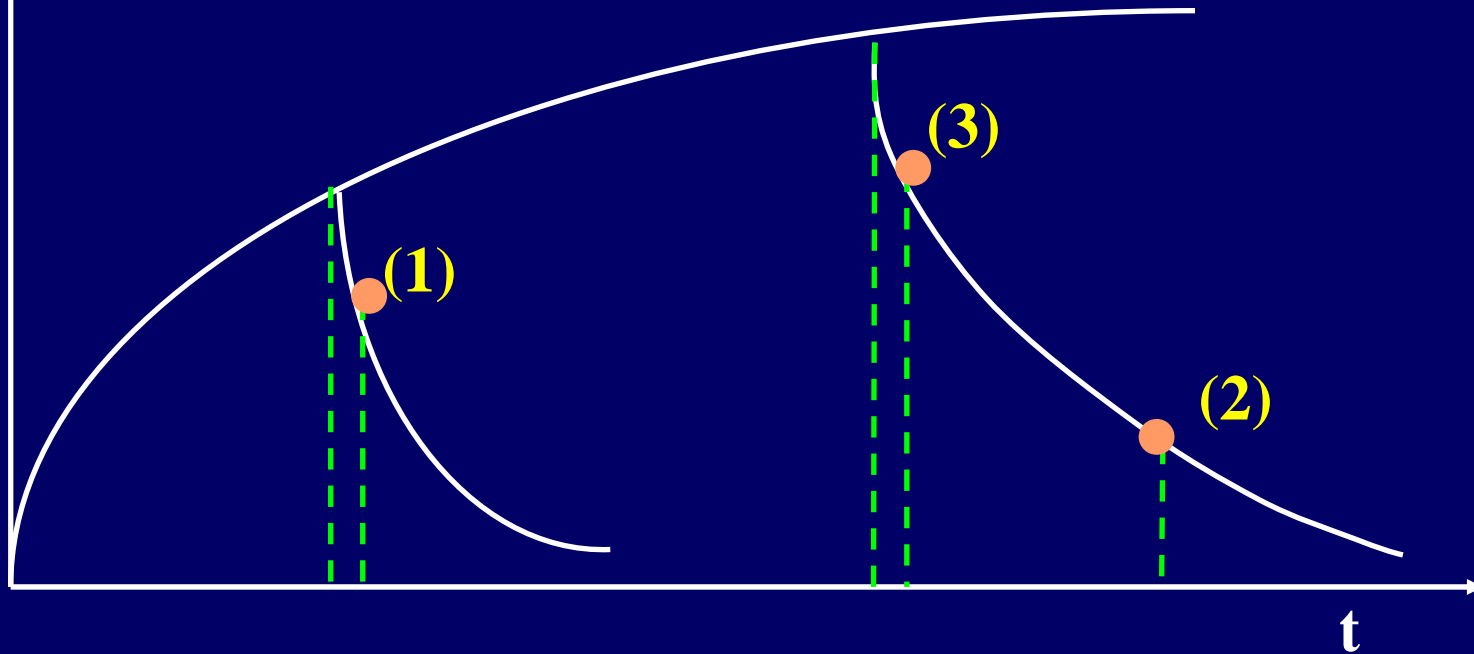


écho de spin : image pondérée en  $T_2$



écho de spin : image pondérée en  $T_1$

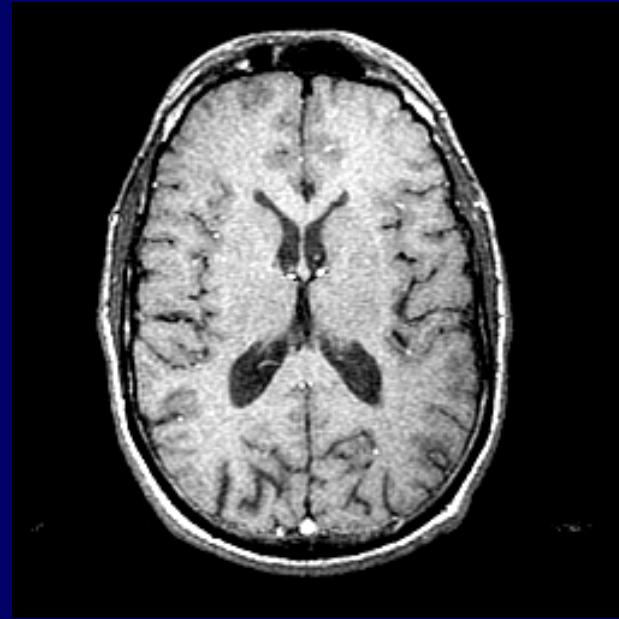
signal



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

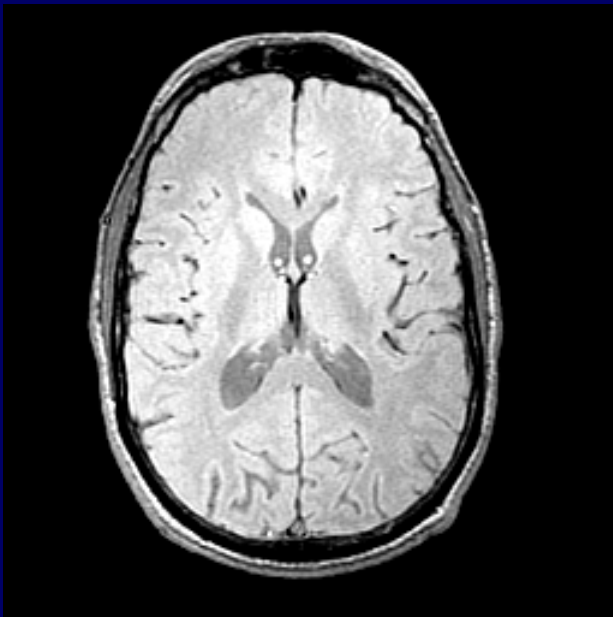
# écho de spin

TR=500 ms

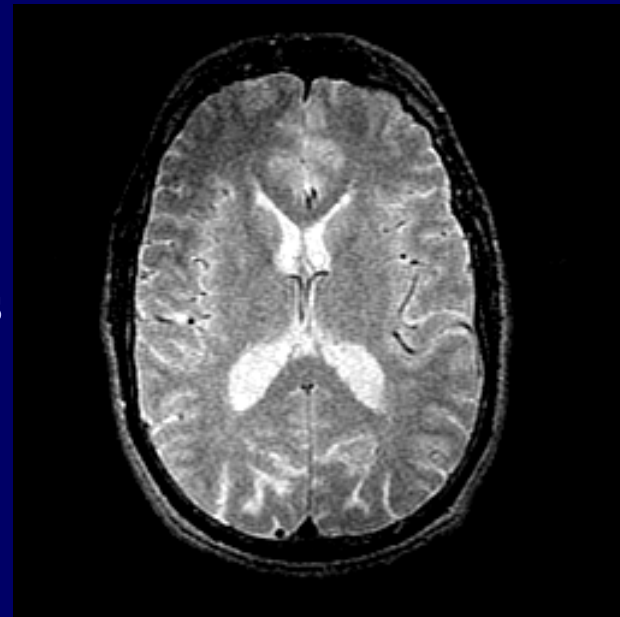


TE=20 ms

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

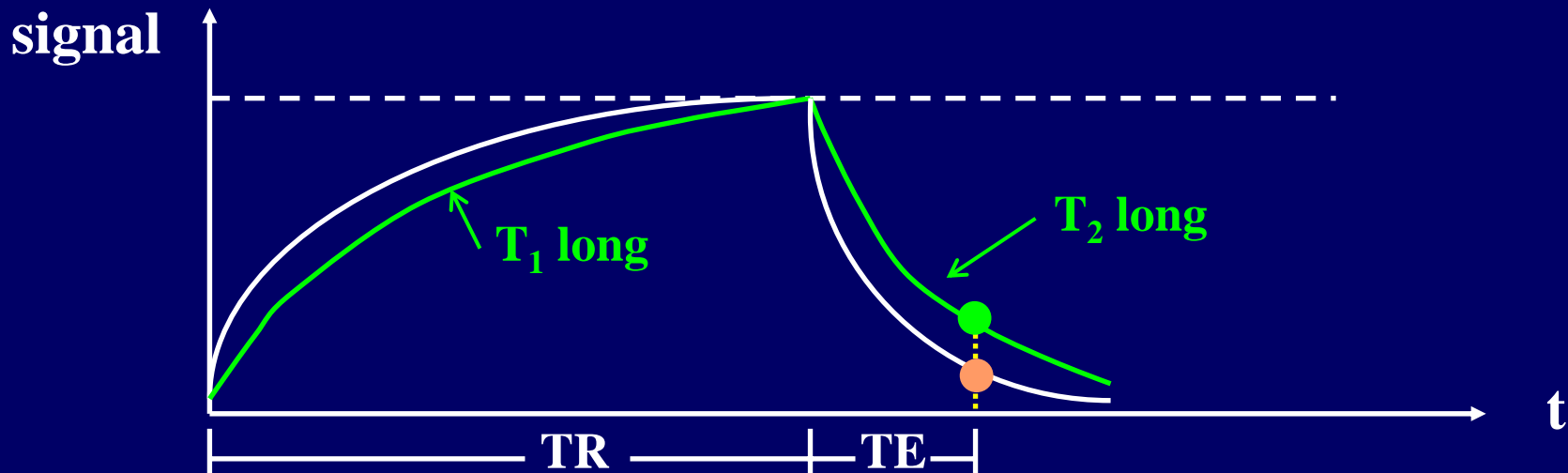
fixés par l'opérateur

## images :

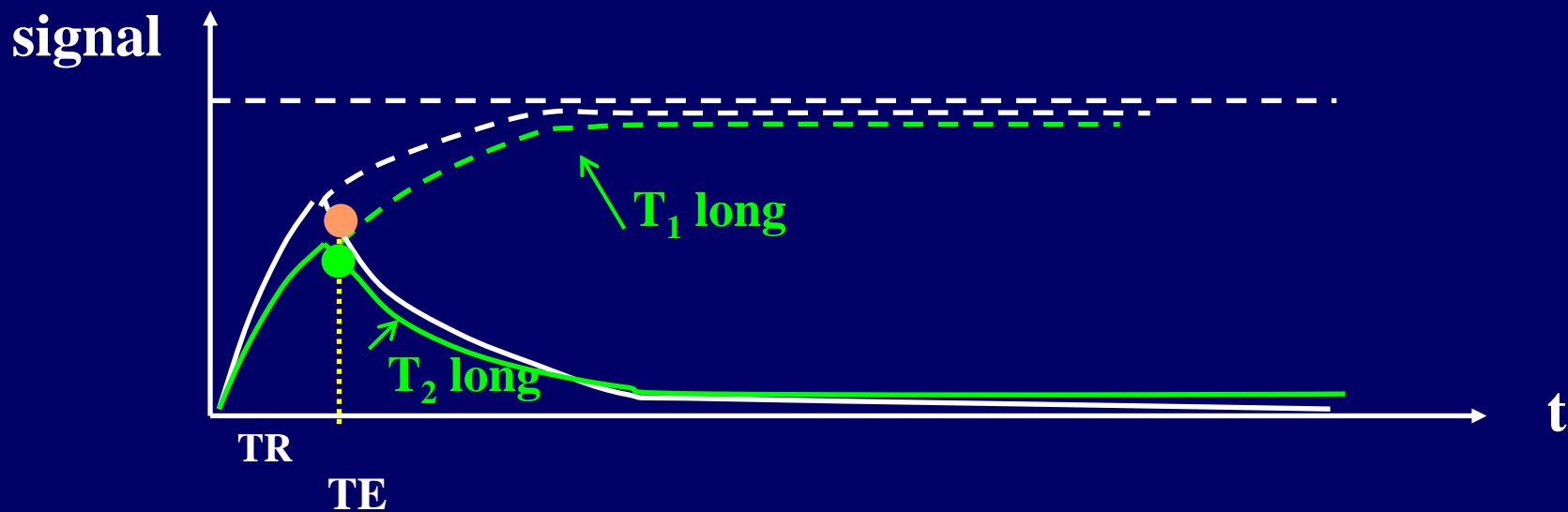
en  $T_1$  : TR court et TE court

en  $T_2$  : TR long et TE long

en  $\rho$  : TR long et TE court



**écho de spin : image en  $T_2$**



**écho de spin : image en  $T_1$**

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



**graisse**  
**moelle osseuse**

**tissu cérébral** { **subst. blanche**  
**subst. grise**

**muscle**

**liquides**

**os cortical**

**air**

**BLANC**

( $T_1$  court)

**GRIS**

**NOIR**

**images pondérées en  $T_1$**

**liquides**

**tissu cérébral**

**subst. grise**  
**subst. blanche**

**graisse**

**muscle**

**os cortical**

**air**

**BLANC**

( $T_2$  long)

**GRIS**

**NOIR**

**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 :

$$f = \gamma B / 2 \pi$$

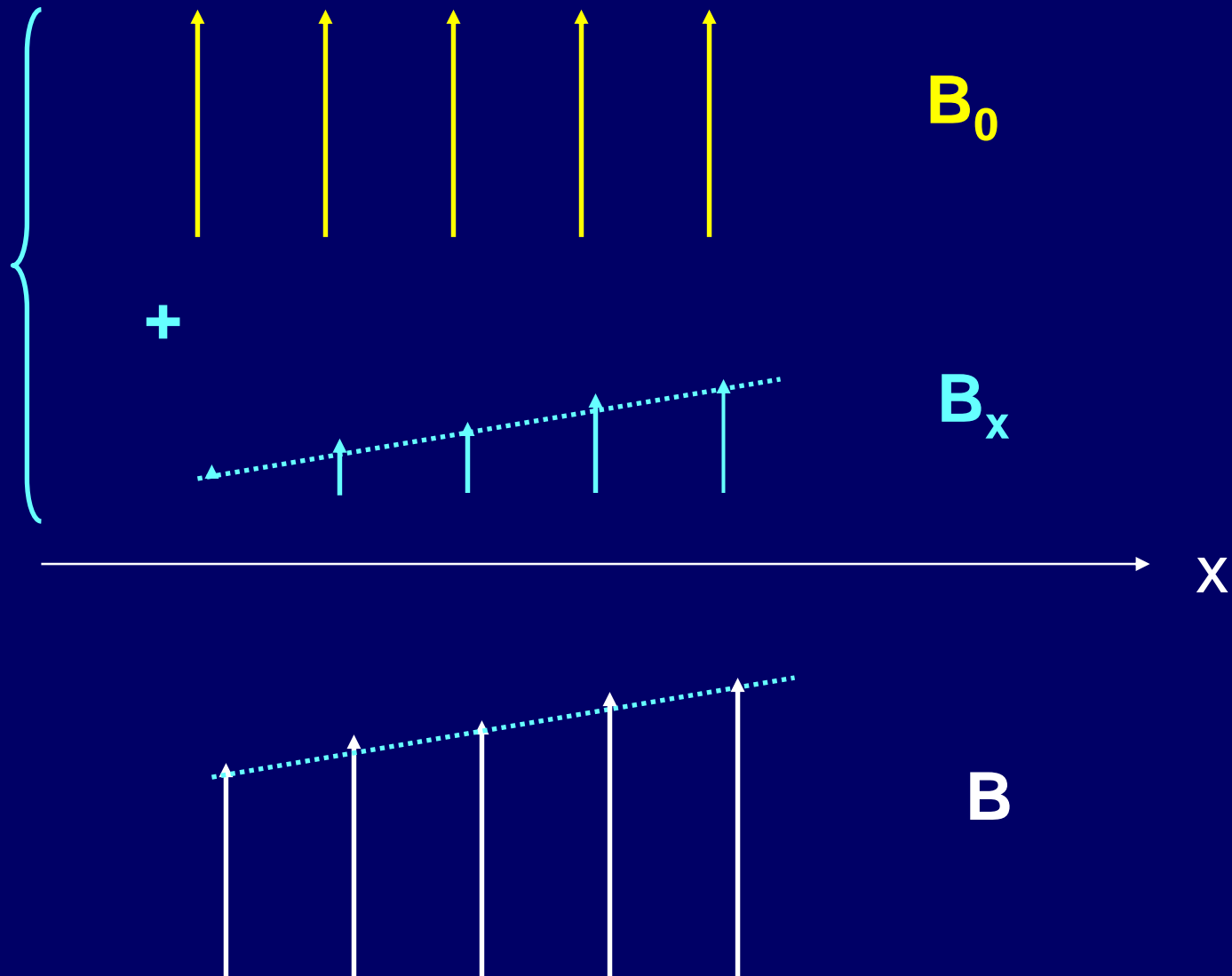
donc  $f$  proportionnel à  $B$

variation  $\Delta B$  entraîne variation  $\Delta f$  :

$$\Delta f = \gamma . \Delta B / 2 \pi$$

gradient de champ  
 $\Rightarrow$  codage spatial

ex : gradient  $G_x$  dirigé suivant l'axe des  $x$



- obtention des **gradients** de champ : bobines

$$G_x, G_y, G_z$$

avec  $G_z = \Delta B / \Delta z$

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

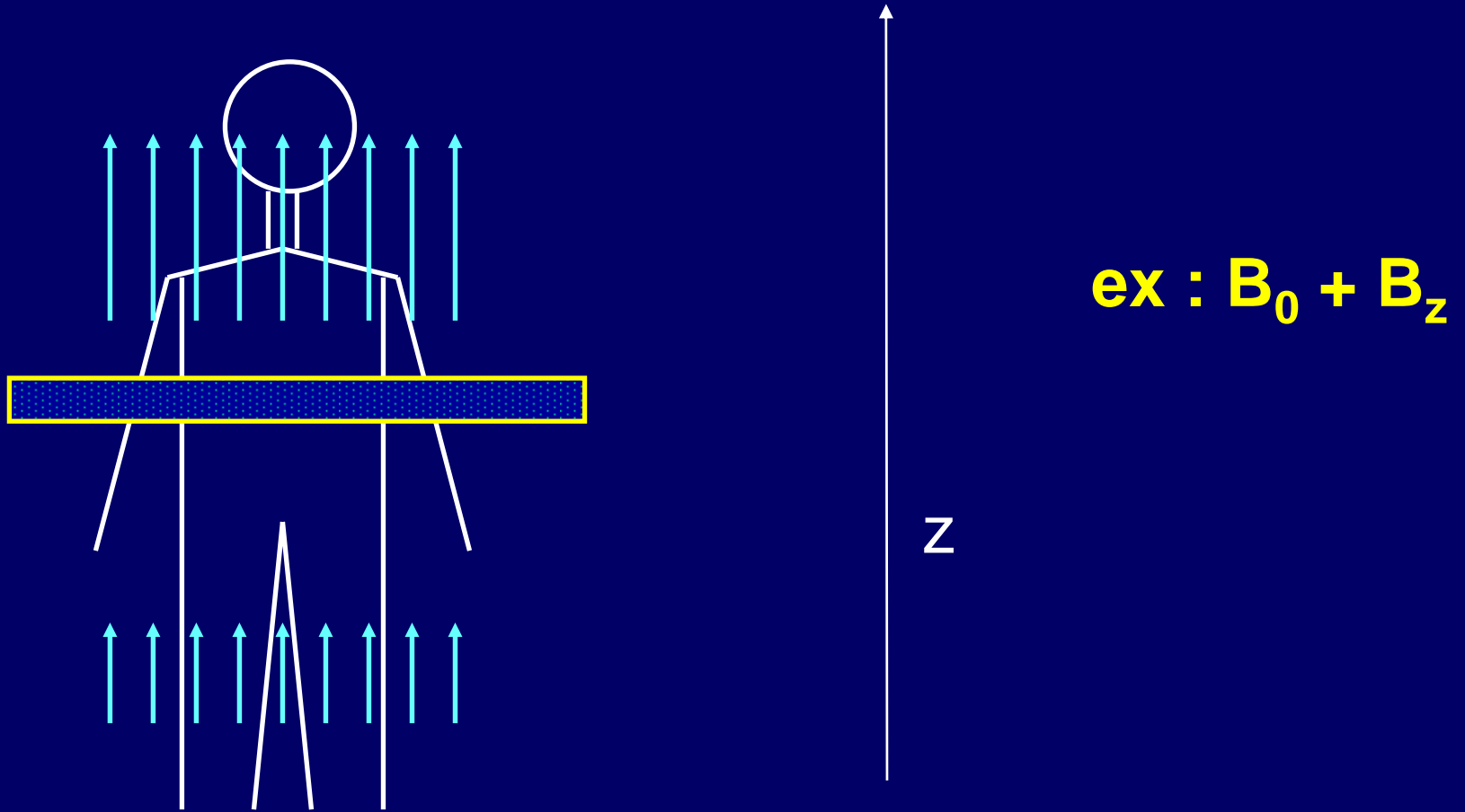
ex :  $1,2 \times 10^{-4} \text{ T / cm}$

soit environ 5 kHz / cm

$$f = \gamma B / 2 \pi$$

- gradients de champ **simultanés** :  
somme vectorielle des champs  
superposition

# sélection d'un plan de coupe ex : plan axial





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

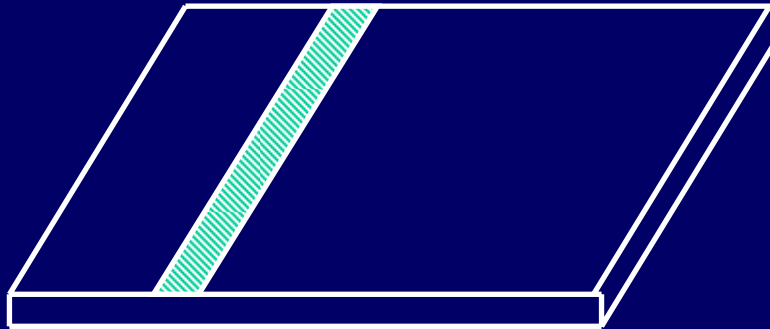
**position du plan de coupe :**

**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**



- **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**