

Imagerie par résonance magnétique (IRM)

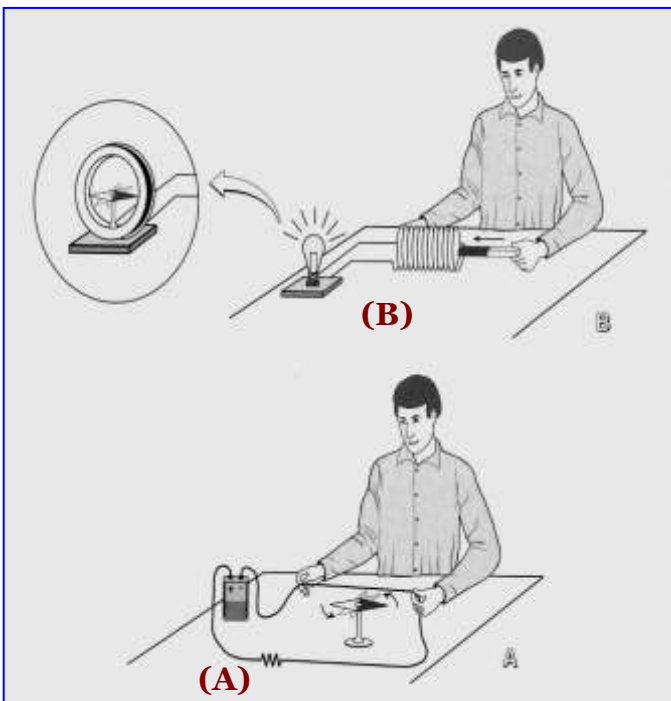
**N H Sqalli
Service d'imagerie
médicale,
Hôpital Al Ghassani,
CHU Hassan II, Fès**

Octobre 2004
www.ispits.net

I- Magnétisme nucléaire

1/ Rappel: Champs magnétique – Électricité

- **Courant électrique = déplacement d'électrons de charges négative.**
- **Un courant électrique dans un fil conducteur induit une force magnétique ou champs magnétique.**
- **De même un champs magnétique en mouvement engendre un courant électrique.**



A- Le physicien Oersted a mis en évidence en 1820 qu'un courant électrique produit un champ magnétique : si l'on place une boussole a proximité d'un fil où circule un courant électrique, celle-ci s'oriente a 90° par rapport au fil conducteur (dans l'axe du champ magnétique induit par le courant).

B - A l'inverse un aimant peut servir à produire un courant électrique. Le physicien français Michel Faraday l'a prouvé quelques années après en 1831, en introduisant un barreau aimanté dans une bobine conductrice.

Expérience de Oersted et Faraday

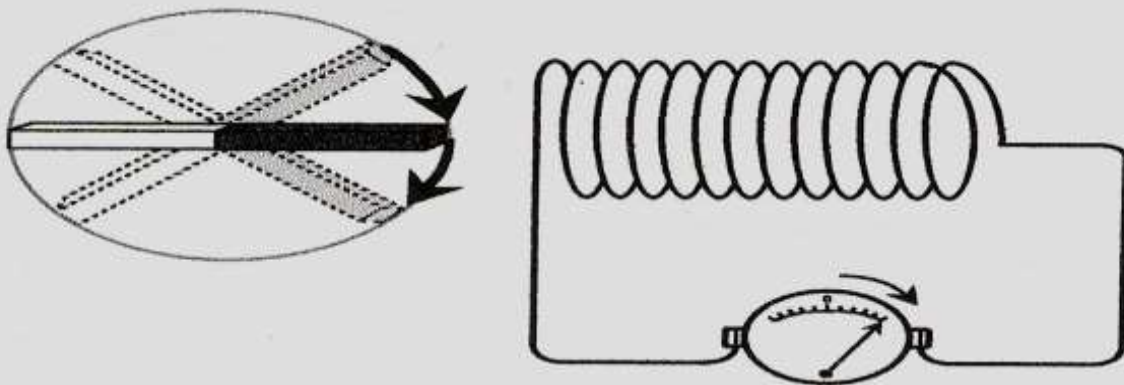
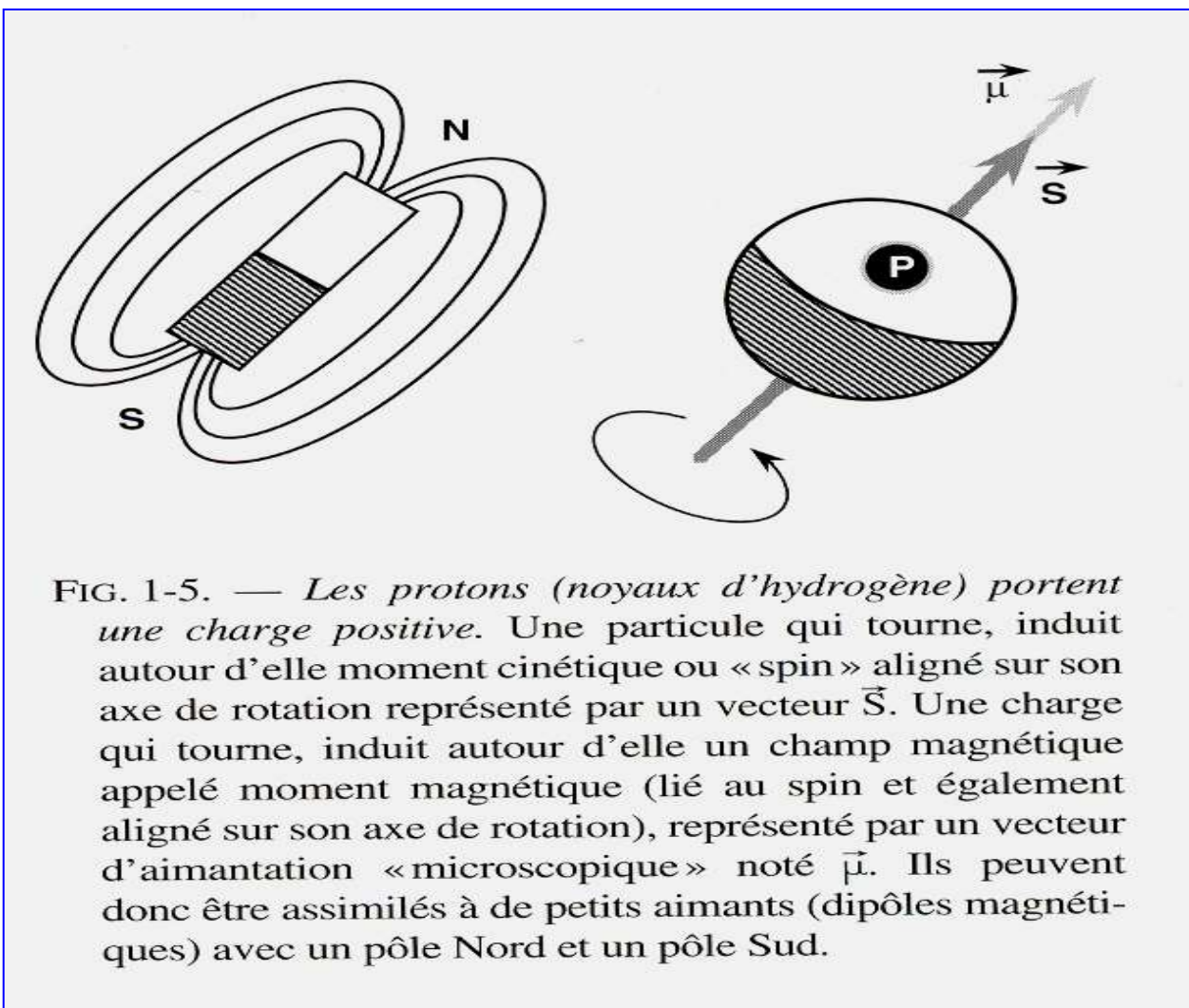


FIG 1-2. — *Principe de fonctionnement d'une dynamo.*
L'aimant qui tourne entraîné par la roue, fait apparaître dans la bobine un courant électrique.

2/ Application au noyau atomique :

- Le noyau de l'atome est constitué d'un certain nombre de protons et neutrons (nucléons)
- Les nucléons sont animés d'un mouvement collectif complexe comportant en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leur propres centres
- Une particule qui tourne induit autour d'elle un *moment cinétique* ou « spin » aligné sur son axe de rotation (représenté par un vecteur s)
- En anglais: tourner sur soi-même = *to spin*



- Les protons sont chargés positivement
- Une charge qui tourne induit autour d'elle un champs magnétique appelé moment magnétique (lié au moment cinétique et aligné sur son axe de rotation)
- Ce moment magnétique est représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.

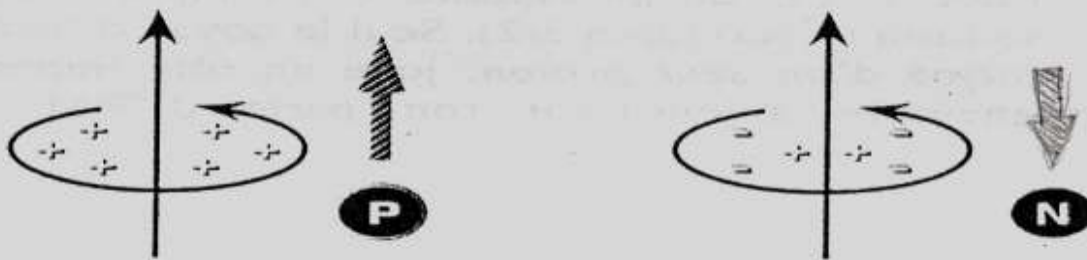


FIG. I-1. — Les neutrons comme les protons possèdent un moment magnétique lié à la distribution de charge de sous-particules positives et négatives en rotation : les quarks. Le moment magnétique du neutron est environ égal aux 2/3 de celui du proton.

- Les neutrons, bien qu'électriquement neutres, possèdent également un moment magnétique.
- Les nucléons (neutrons et protons) sont constitués de sous particules positives et négatives en rotation: les quarks.
- Cette rotation va induire un moment magnétique pour chaque quark
- La résultante globale du moment magnétique du neutron est environ égale au 2/3 de celui du proton.

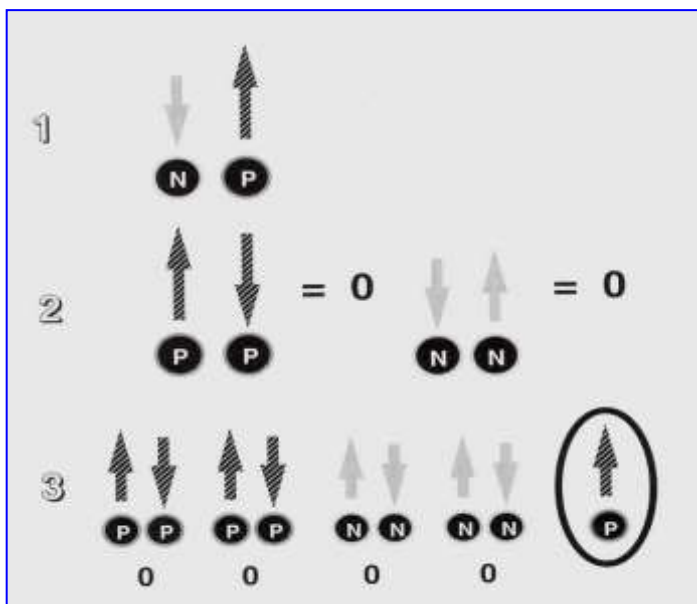


FIG. 1-4. — Le proton (P) et le neutron (N) possèdent tous deux un moment magnétique (lié au « spin ») représenté par un vecteur d'aimantation (1). Les protons et les neutrons ont tendance à s'apparier, annulant leurs moments magnétiques (comme le feraient deux aimants) (2). Seuls les atomes à nombre impair de nucléons (ayant un nucléon « isolé » non apparié sur une couche externe) possèdent des propriétés magnétiques c'est-à-dire un moment magnétique intrinsèque ou élémentaire (3).

- Au sein du noyau de l'atome, les moments magnétiques des neutrons d'une part et des protons d'autre part s'annulent deux par deux.
- De ce fait, seuls les atomes à nombre impair de nucléons possèdent un moment magnétique « total »

- Les principaux noyaux possédant des propriétés magnétiques sont les noyaux
 - d'hydrogène (^1H),
 - de l'isotope du carbone (^{13}C),
 - du fluor (^{19}F),
 - du phosphore (^{31}P), et
 - du sodium (^{23}Na).
- Seul le noyau d'hydrogène, formé d'un seul proton, joue un rôle important en imagerie aujourd'hui: on parle d'IRM « protonique »
- Ceci est lié au fait que l'hydrogène
 - Représente 2/3 des atomes de l'organisme
 - Possède un moment magnétique intrinsèque élevé
 - Donne lieu à un phénomène de résonance très net
- Le moment magnétique intrinsèque de l'hydrogène est représenté par un vecteur d'aimantation « microscopique » μ aligné sur son axe de rotation (lié au moment cinétique s)
- Ce moment magnétique apparaît parce que le proton porte une charge positive et tourne sur lui-même.
- Le proton peut donc être assimilé à un petit aimant (dipôle magnétique) avec un pôle nord et un pôle sud.

3/ A retenir :

- Réciprocité entre magnétisme et charge électrique en mouvement
- Noyau d'hydrogène = proton
- Protons en rotation → moment magnétique aligné sur son axe de rotation (relié au spin) → vecteur d'aimantation μ
- Protons = petits aimants
- IRM du proton

II- Le phénomène de résonance magnétique

Introduction :

Nous verrons au chapitre suivant que, placés dans un champ magnétique externe, les protons vont avoir tendance à s'orienter dans la direction de ce dernier avec deux orientations possibles.....

1/ La résonance magnétique nucléaire :

- Elle consiste à étudier les modifications d'aimantation des noyaux d'une substance sous l'action conjointe de deux champs magnétiques:
 - Un champs magnétique statique fixe élevé (B_0) et
 - Un champs électromagnétique tournant (B_1) = onde électromagnétique où de radiofréquence.
- Le noyau d'hydrogène (constitué d'un proton) en tournant autour de lui-même induit un moment magnétique élémentaire microscopique représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.
- Placés dans un champ magnétique externe B_0 , les protons vont s'orienter dans la direction de ce dernier.
- Les protons vont se distribuer en deux populations tournant autour de B_0 avec un certain angle (précession):
 - L'une orientée dans le sens de B_0 (parallèle) et
 - L'autre dans le sens contraire à B_0 (antiparallèle)

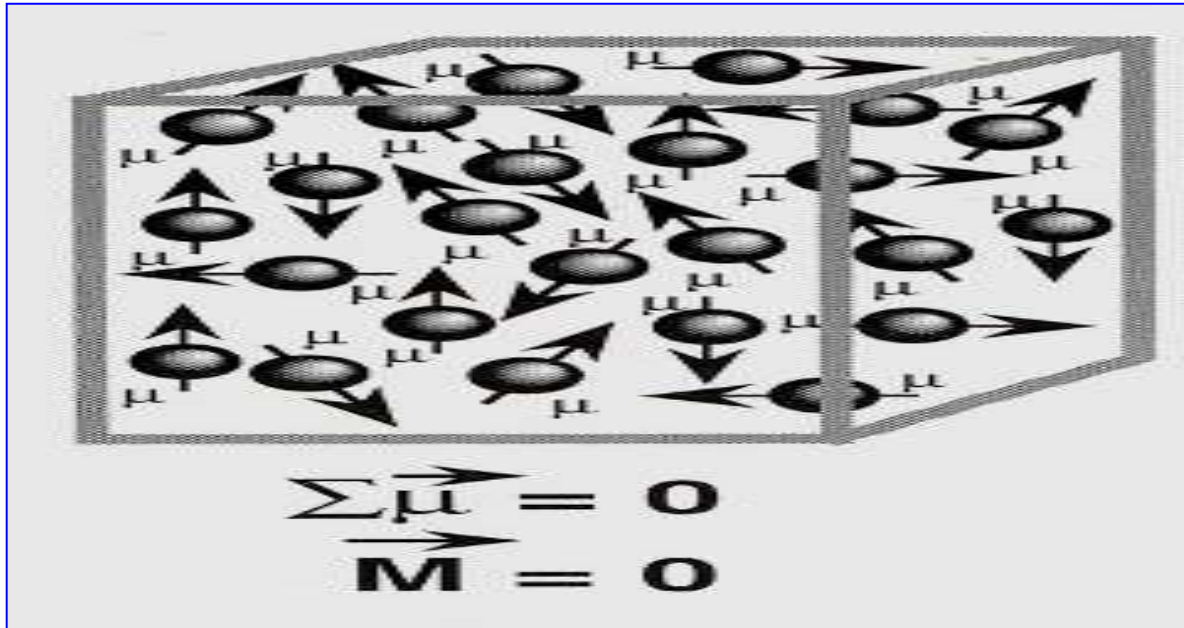
2/ Deux modèles

- ▶ **Modèle classique:** permet de mieux comprendre le phénomène à l'échelle macroscopique.
- ▶ **Modèle quantique:** étudie le phénomène à l'échelle de l'atome, indispensable pour comprendre les phénomènes de relaxation.

a- Modèle classique :

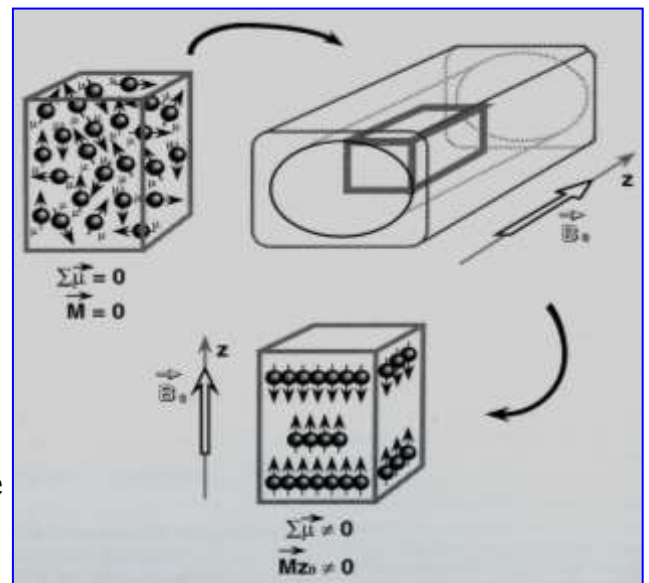
En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons d'un échantillon tissulaire sont orientés de façon aléatoire en tous sens

- ⇒ La somme des vecteurs d'aimantation élémentaire $\sum \vec{\mu}$ est nulle
- ⇒ Pas de vecteur d'aimantation macroscopique ($\vec{M}=0$)



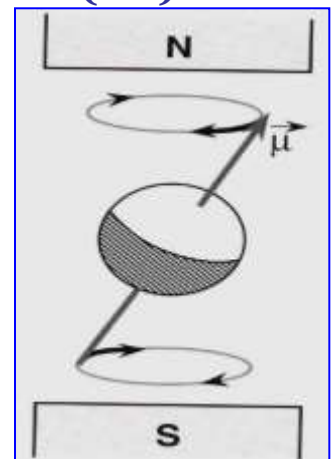
a-1) Champs magnétique principal B_0 :

- Soumis à un champ magnétique extérieur, les protons s'orientent selon la direction de ce dernier avec apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique M
- Le champ magnétique B_0 est horizontal dans la plupart des aimants (sauf les aimants permanents).
- Par convention, B_0 correspond à l'axe (vertical) Oz du système de référence orthonormé que nous utiliserons.
- Les protons ne sont pas parfaitement alignés selon B_0 (Oz) mais tournent, avec un angle donné, autour de B_0 (précession) à une fréquence angulaire: $\omega_0 = \gamma B_0(EL)$.

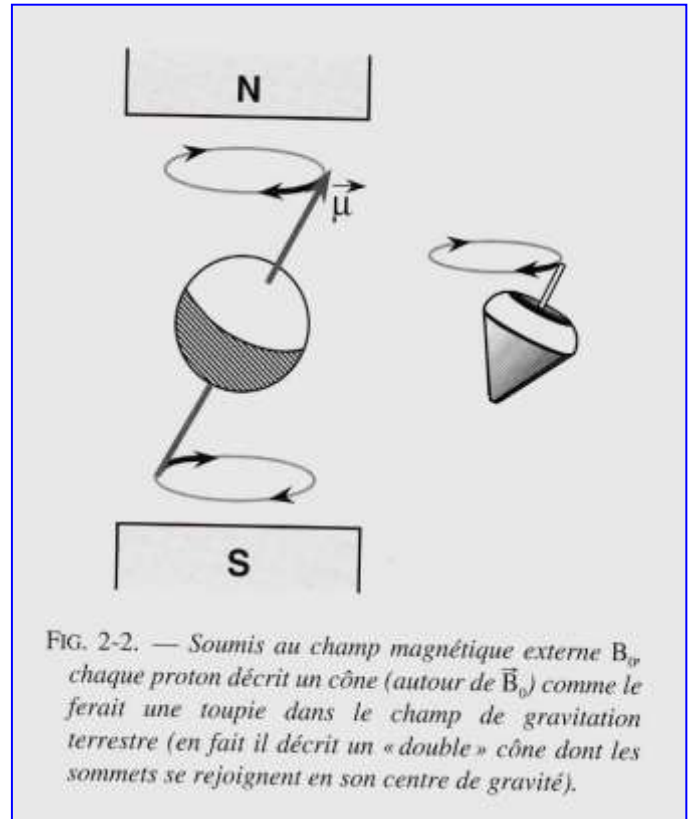
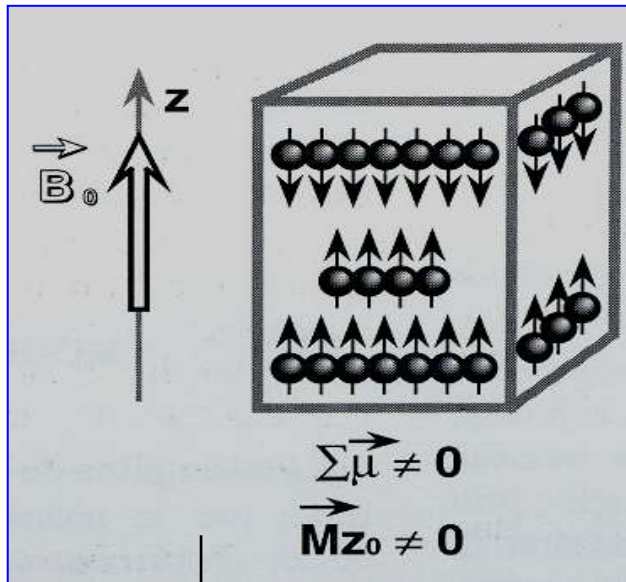


Équation de Larmor ou :

- ω_0 est la **fréquence angulaire de Larmor** ou **fréquence angulaire de résonance**, proportionnelle à B_0 .
- γ = le **rapport gyromagnétique** (spécifique à chaque noyau)



Chaque proton décrit ainsi un cône autour de B_0 : «double» cône dont les sommets se rejoignent en son centre de gravité.



- Seuls 2 angles de précession sont permis:
 - Un où le vecteur d'aimantation est dans le sens de B_0 (parallèle) et
 - Un deuxième où il est dans le sens contraire à B_0 (antiparallèle)
- Ces deux angles de précession correspondent à deux niveaux d'énergie (mécanique quantique).
- La répartition des protons dans le sens parallèle et antiparallèle est à peu près équivalente
- Il y a un peu plus de protons parallèles à B_0 qu'antiparallèles
- Cette différence, liée à la force du champ magnétique et à la température, est très petite:

À 0.5 Tesla et à température corporelle, elle est de l'ordre de deux par million

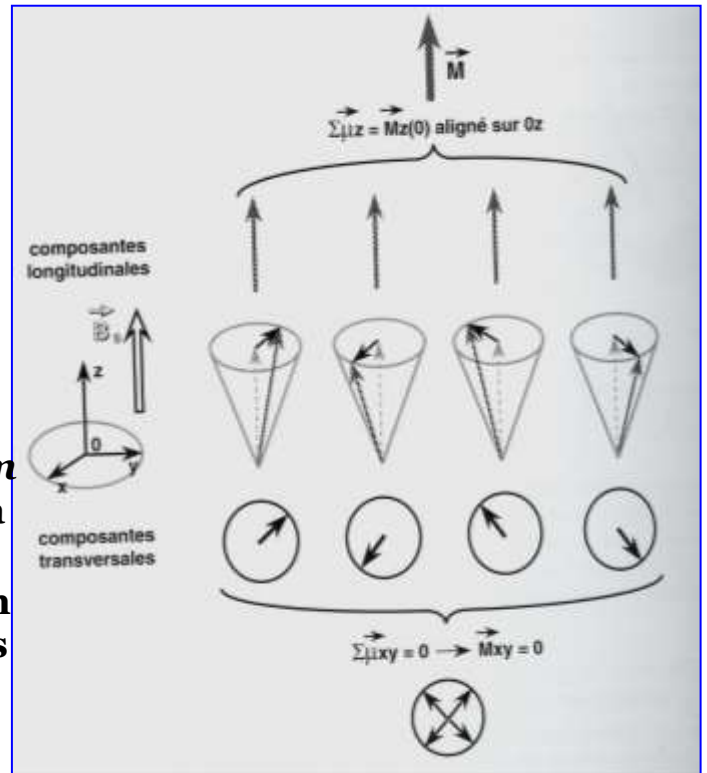
- Si l'échantillon considéré contient 2 millions (+4) protons, soumis à B_0 (Figure 2-1):
 - ⇒ Deux populations
 - 1 million de protons antiparallèles
 - 1 million + 4 protons parallèles
 - ⇒ Ce sont ces 4 protons parallèles en excès qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique M .

- A l'équilibre, ce vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} est aligné selon B_0 (Oz), sans composante transversale dans le plan xOy perpendiculaire à Oz

Les protons précessent autour de B_0 selon un angle donné \Rightarrow apparition d'une composante longitudinale M_z (aimantation longitudinale), qu'on appelle à l'équilibre M_{z0} .

- En plus, il y a une dispersion des composantes transversales élémentaires dans différentes directions (on dit que les protons sont déphasés)

\Rightarrow Pas de composante transversale M_{xy}



- M_{z0} croît avec:
 - La concentration en protons par unité de volume
 - Et avec la force du champs magnétique B_0
- le vecteur d'aimantation macroscopique est infiniment petit à l'équilibre par rapport à $B_0 \Rightarrow$ On ne peut pas le mesurer directement
 - \Rightarrow Il faut le basculer dans le plan xOy par un deuxième champ magnétique

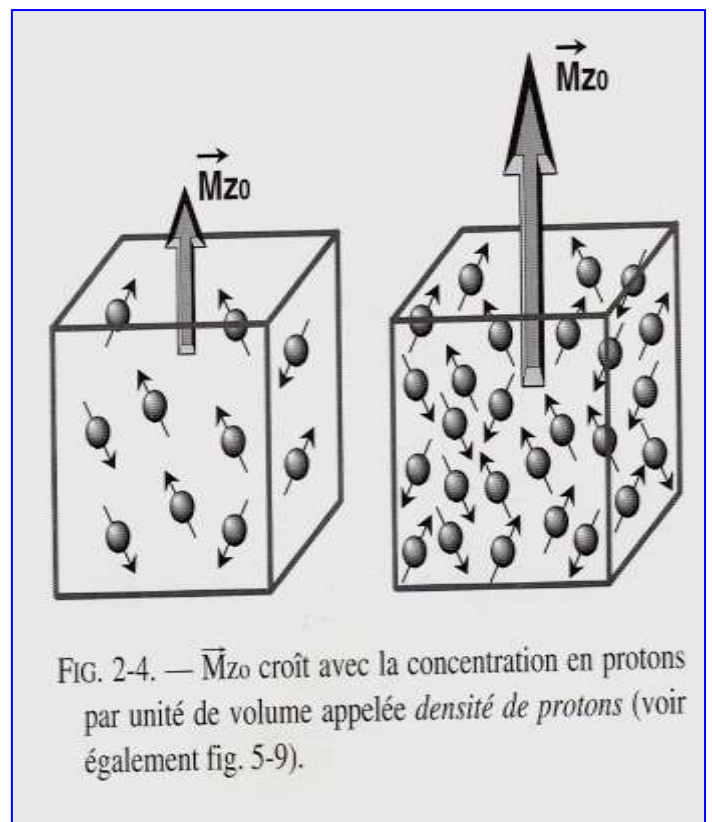


FIG. 2-4. — \vec{M}_{z0} croît avec la concentration en protons par unité de volume appelée *densité de protons* (voir également fig. 5-9).

**a-2) Perturbation de l'état de l'équilibre:
Champs magnétique tournant B1 ou onde RF**

- L'état d'équilibre que nous venons de décrire peut être perturbé par apport d'énergie par un champs magnétique tournant B1
- B1 est appliqué dans le plan xOy selon Ox
- Pour qu'il y ai transfert d'énergie à ce système en équilibre, il faut que la fréquence de rotation ω_r du champ magnétique tournant soit égale à la fréquence des protons dans le champs B0 ou fréquence de Larmor $\omega_0 = \gamma B_0$

⇒ On dit que les deux systèmes sont en résonance $\omega_r = \omega_0$

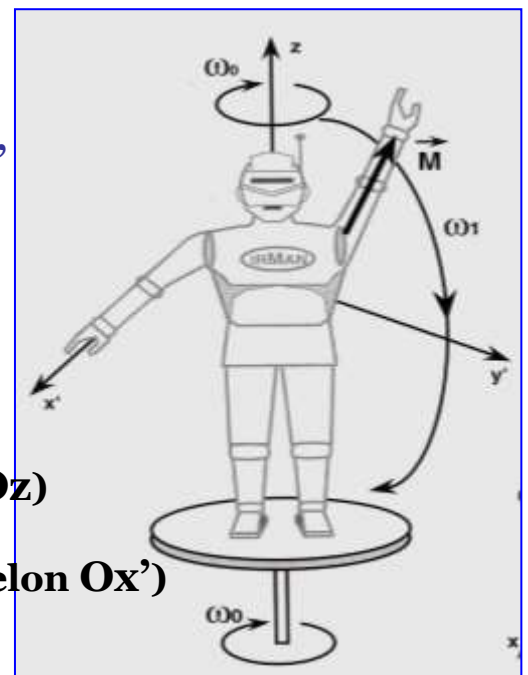
- Ainsi, à la condition de résonance:
 - $\omega_r = \omega_0$
 - Le vecteur macroscopique M, tout en continuant à tourner (précesser) autour de B0 (Oz) à la fréquence angulaire $\omega_0 = \gamma B_0$
 - Va se mettre également à précesser autour de B1 (Ox) à la fréquence angulaire $\omega_1 = \gamma B_1$
- **3 fréquences angulaires**
 - $\omega_r =$ fréquence de rotation du champs magnétique tournant
 - $\omega_0 =$ fréquence angulaire de précession autour de B0 (Oz)
 - $\omega_1 =$ fréquence angulaire de précession autour de B1 (Ox)

Ce mouvement de double précession est difficile à représenter dans l'espace, on peut l'expliquer à l'aide d'un robot

- Robot debout, sur une plate-forme circulaire horizontale qui peut pivoter sur un axe vertical (l'axe vertical pieds - tête est l'axe Oz)

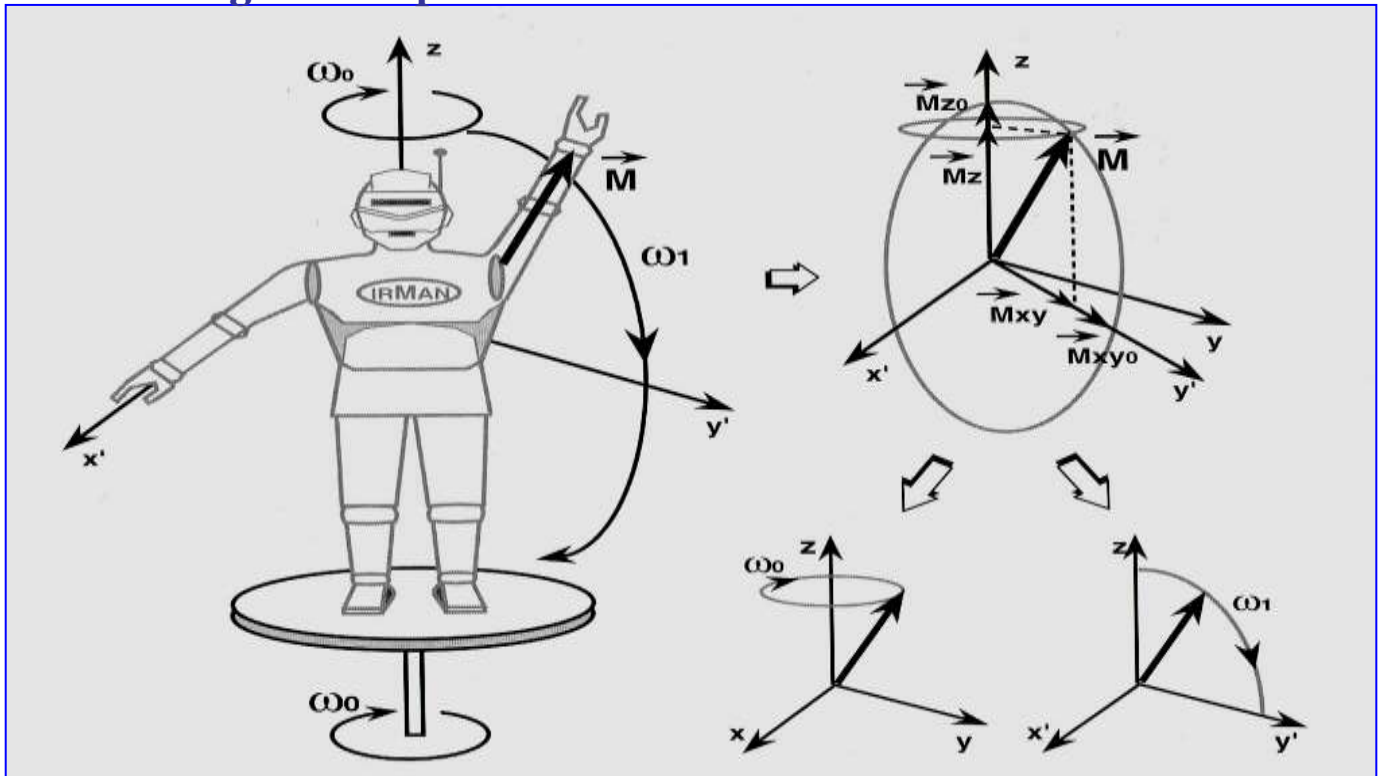
Ses deux bras sont tendus:

- Le bras gauche vers le haut dans le prolongement de l'axe du corps (selon Oz)
- Le bras droit sur le côté perpendiculaire par rapport au corps (selon Ox')



- Le robot tourne en permanence sur lui-même (autour de Oz)
- Donc, le bras gauche précesse à la fréquence angulaire ω_0 autour de BO

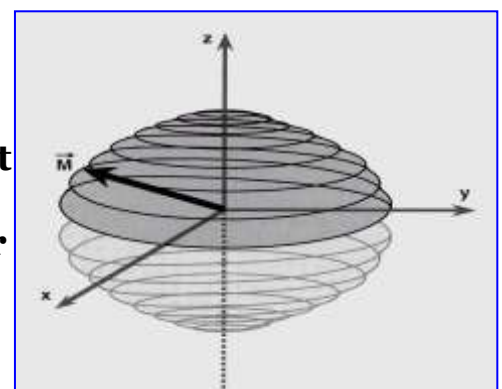
Le bras gauche représente le vecteur d'aimantation M .



À chaque fois qu'il claque des doigts de la main droite (champs B_1 appliqué selon Ox'), il abaisse devant lui le bras gauche (toujours tendu) vers le bas dans le plan zOy'

Nous observons alors de l'extérieur deux précessions élémentaires:

- Le bras gauche (vecteur M) précesse autour du bras droit, c'est-à-dire autour de B_1 (Ox') à la fréquence angulaire ω_1
- Le bras gauche précesse toujours à la fréquence angulaire ω_0 autour de BO (Oz)
- Dans ce mouvement complexe, l'extrémité du vecteur M (bras gauche) s'abaisse en décrivant une spirale sur une calotte sphérique du pôle nord à l'équateur
- Puis si la descente du bras se poursuit, une deuxième spirale jusqu'au pôle sud



- Pour simplifier ce mouvement complexe en spirale, nous allons nous mettre à tourner avec le robot,
- ⇒ nous ne verrons qu'un simple mouvement de bascule du haut vers le bas du bras gauche (M) autour du bras droit (autour de B1 (Ox)) à la fréquence angulaire ω_1 .
- Nous pouvons également supprimer les «symboles primes» ($Ox' \rightarrow Ox$ et $Oy' \rightarrow Oy$) tout en sachant que nous sommes toujours dans le plan tournant $x'Oy'$ et non dans le plan fixe xOy

● À partir de maintenant, nous utiliserons toujours cette approche simplifiée du phénomène: simple rotation de M autour de B1

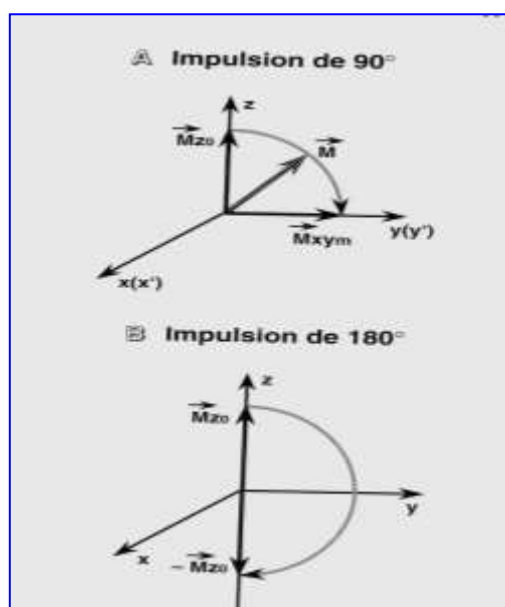
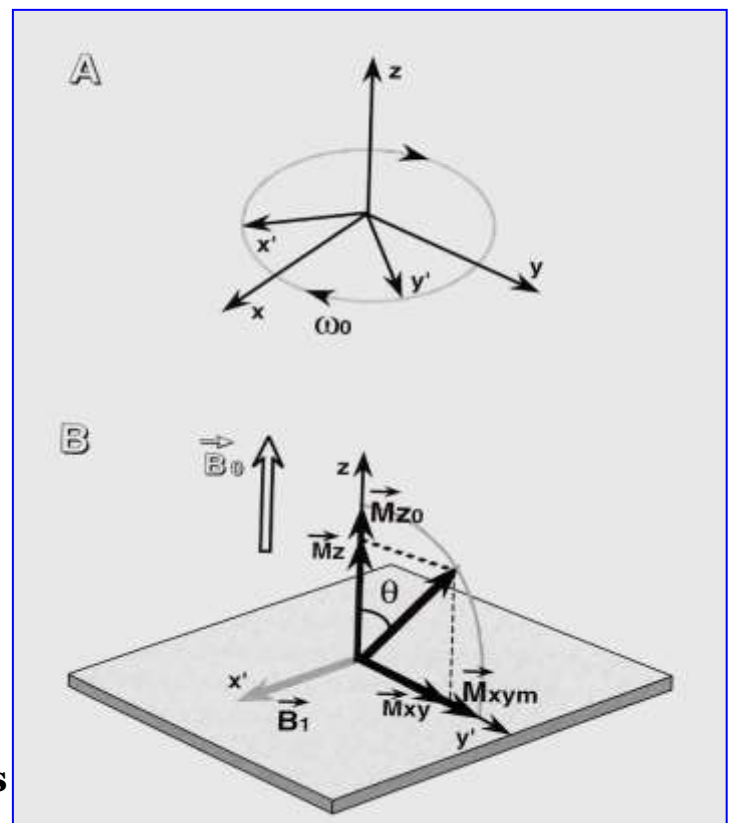
● Lors de ce mouvement:

- ◆ Diminution de la composante longitudinale M_z de l'aimantation
- ◆ Une augmentation de la composante transversale M_{xy}

● En pratique, le champ magnétique B_1 n'est appliqué que pendant des périodes de durée très courte de quelques millisecondes (ms), de telle

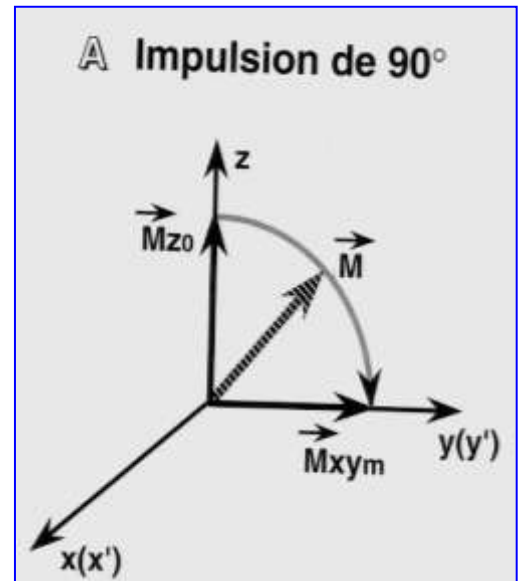
sorte que M soit basculé d'un angle θ égal à 90° ou à 180° :

On parle d'impulsion de RF ou excitation



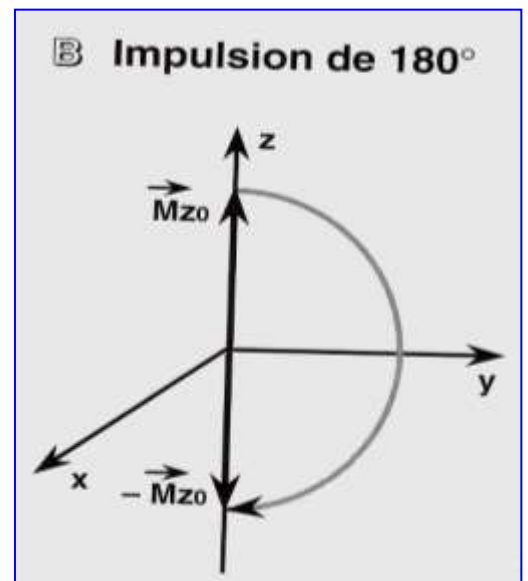
◆ Une impulsion de 90° bascule M dans le plan xOy:

- Avant l'impulsion RF, $M=Mz_0$ et $M_{xy}=0$
- L'impulsion RF bascule M autour de B_1 : M_z diminue et M_{xy} croît
- À la fin de l'impulsion de 90°, M est situé dans le plan xOy (selon Oy), sa longueur est égale à M_z , on l'appelle M_{xym}



◆ Une impulsion de 180° inverse le vecteur d'aimantation Mz_0

- Avant l'impulsion RF, $M=Mz_0$ et $M_{xy}=0$
- L'impulsion RF bascule M autour de B_1 : M_z diminue et s'inverse
- À la fin de l'impulsion de 180°, M est entièrement inversé aligné sur Oz, on l'appelle $-Mz_0$



- La durée des impulsions de 90° et de 180° peut être facilement déterminée: elle est de $T/4$ et $T/2$
- T est la période de l'impulsion (une période représente un tour complet de 360°)
- Donc, il faut appliquer l'impulsion RF deux fois plus longtemps pour une bascule de 180° par rapport à une bascule de 90° car la vitesse angulaire est constante (égale à ω_1)

- Dès la fin de l'excitation (impulsion RF), le vecteur M (tout en précessant autour de B_0) va retourner à l'état d'équilibre avec diminution rapide de la composante transversale M_{xy} et repousse progressive de la composante longitudinale M_z :

Ce sont les **phénomènes de relaxation**.

b- Modèle quantique :

Indispensable pour bien comprendre les phénomènes de relaxation

b-1) Effet d'un champ magnétique B_0 : état d'équilibre :

- Les protons (dans un échantillon tissulaire) soumis à un champ magnétique B_1 , vont se répartir en deux populations à peu près équivalente de :
 - Protons parallèles (état « up », énergie E_1)
 - Protons antiparallèles (état « down », énergie E_2)
 - L'énergie du proton « down » est plus élevée que l'énergie du proton « up »

La différence d'énergie ΔE est proportionnelle à B_0 , $\Delta E = \gamma \hbar B_0$

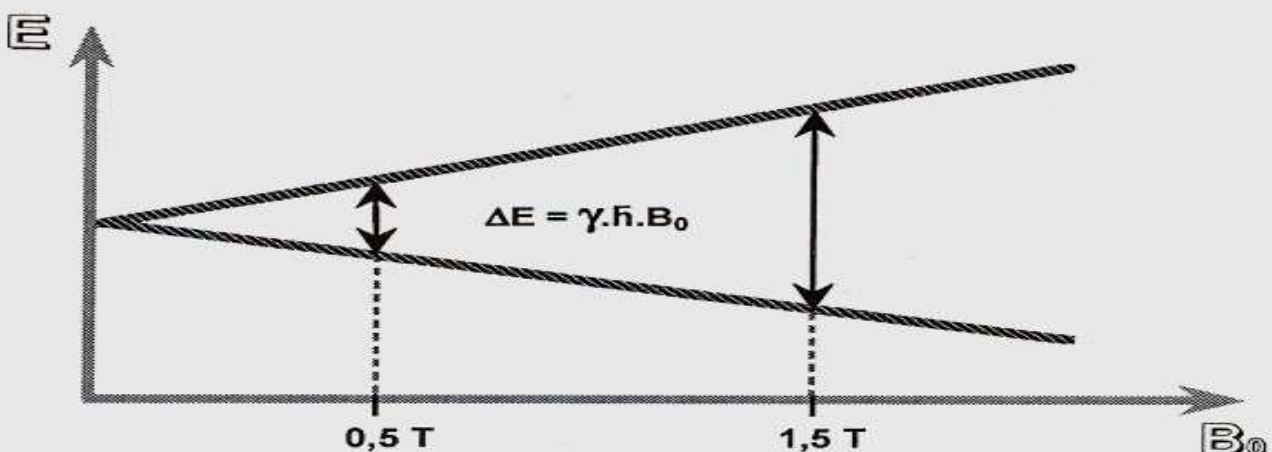


FIG. 2-10. — La différence des énergies $\Delta E = E_1 - E_2$ est proportionnelle à B_0 ($\Delta E = \gamma \hbar B_0$). Elle est trois fois plus élevée dans un champ de 1,5 Tesla par rapport à un champ de 0,5 Tesla.

énergie $E_2 = +\gamma\hbar B_0/2$). Si l'échantillon considéré contient 2 millions (+ 4) protons, soumis à \vec{B}_0 , ils vont se répartir en deux populations de 1 million de protons antiparallèles (niveau de haute énergie E_2) et 1 million + 4 protons parallèles (niveau de basse énergie E_1). Ce sont ces 4 protons parallèles en excès (surnombre) qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} (\vec{M}_{z0} à l'équilibre).

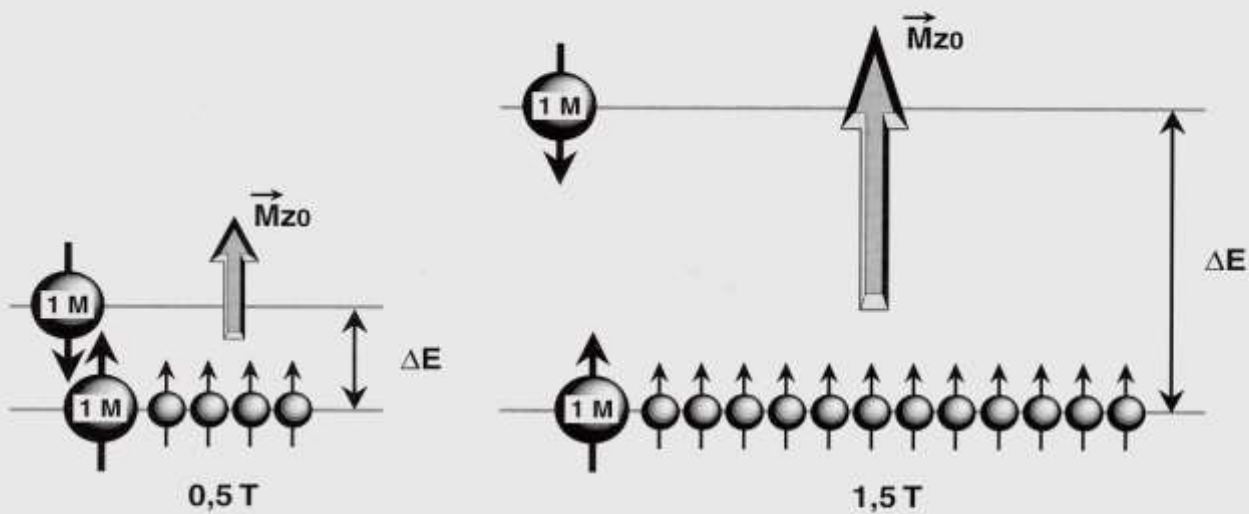
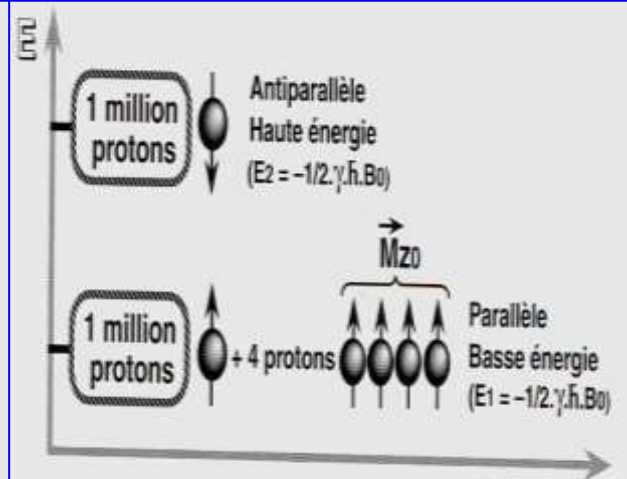


FIG. 2-11. — Le nombre de protons parallèles en excès est proportionnel à B_0 (il est trois fois plus important dans un champ de 1,5 Tesla par rapport à un champ de 0,5 Tesla) ce qui entraîne une croissance correspondante de \vec{M}_{z0} .

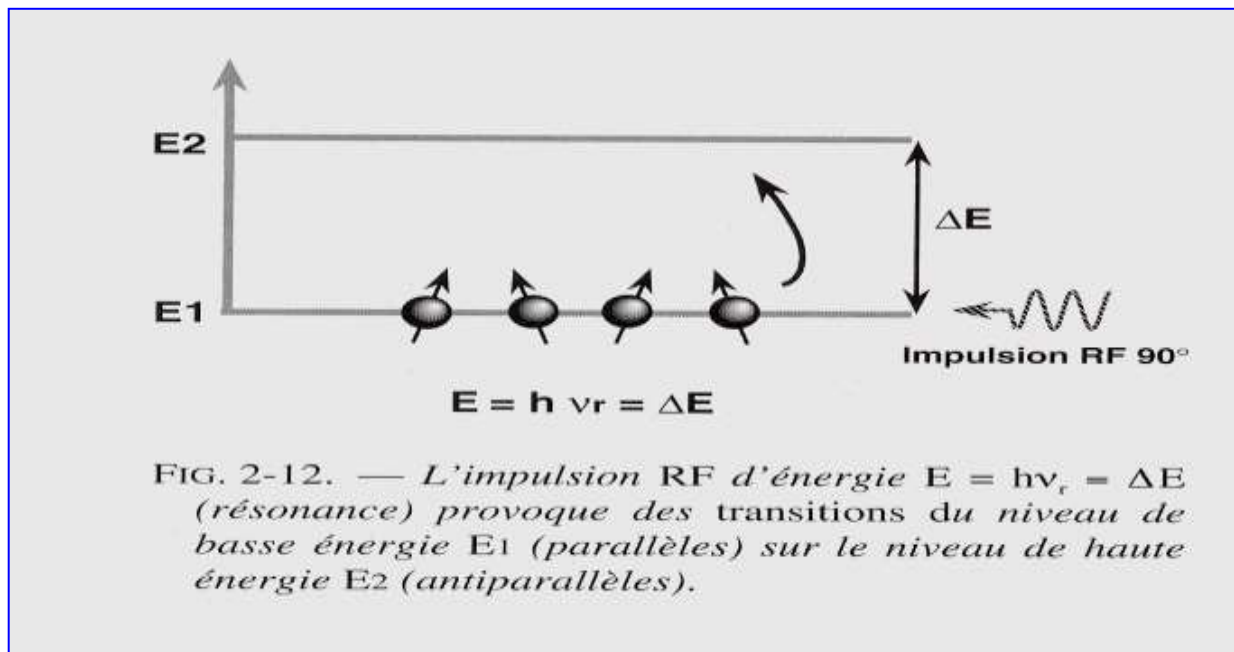
- **l'équilibre:**

- Le vecteur d'aimantation M est aligné selon B_0 (Oz)
 $\Rightarrow M_{z0}$
- Dispersion des composantes transversales ($M_{xy}=0$):
les protons sont déphasés

b-2) Effet d'une onde électromagnétique (onde RF ou champs magnétique B_1): transition du niveau E_1 à E_2

- $\Delta E = E_1 - E_2$
- En fournissant par une onde électromagnétique une quantité d'énergie exactement égale à ΔE , il est possible d'induire des transitions du niveau E_1 à E_2

- L'onde de radiofréquence n'est appliquée que pendant de courtes périodes, on parle alors « d'impulsions de radiofréquence » ou d'excitation.



- Transition des protons du niveau de basse énergie E_1 vers le niveau de haute énergie E_2 .
- Lorsque la moitié des protons en surnombre est passé du niveau E_1 au niveau E_2 ,
 - ⇒ Il y a égalisation des deux populations
 - ⇒ Il n'y a plus de composante longitudinale de M (impulsion de 90°)
- Lorsque tous les protons en surnombre sont passés du niveau E_1 au niveau E_2
 - ⇒ Il y a une inversion de la composante longitudinale de M (impulsion de 180°)

★ **Comment apparaît la composante transversale de M**

- Lorsque les protons changent de niveau d'énergie et s'orientent en antiparallèles, ils le font en se mettant en phase les uns par rapport aux autres, ce qui fait apparaître une composante transversale de l'aimantation **on dit qu'il y a rephasage des spins ou protons**

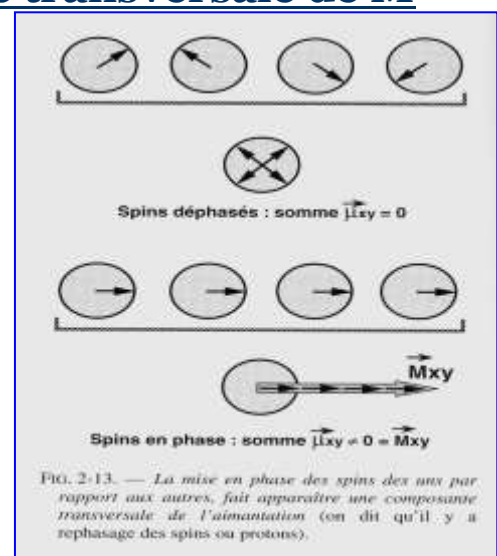
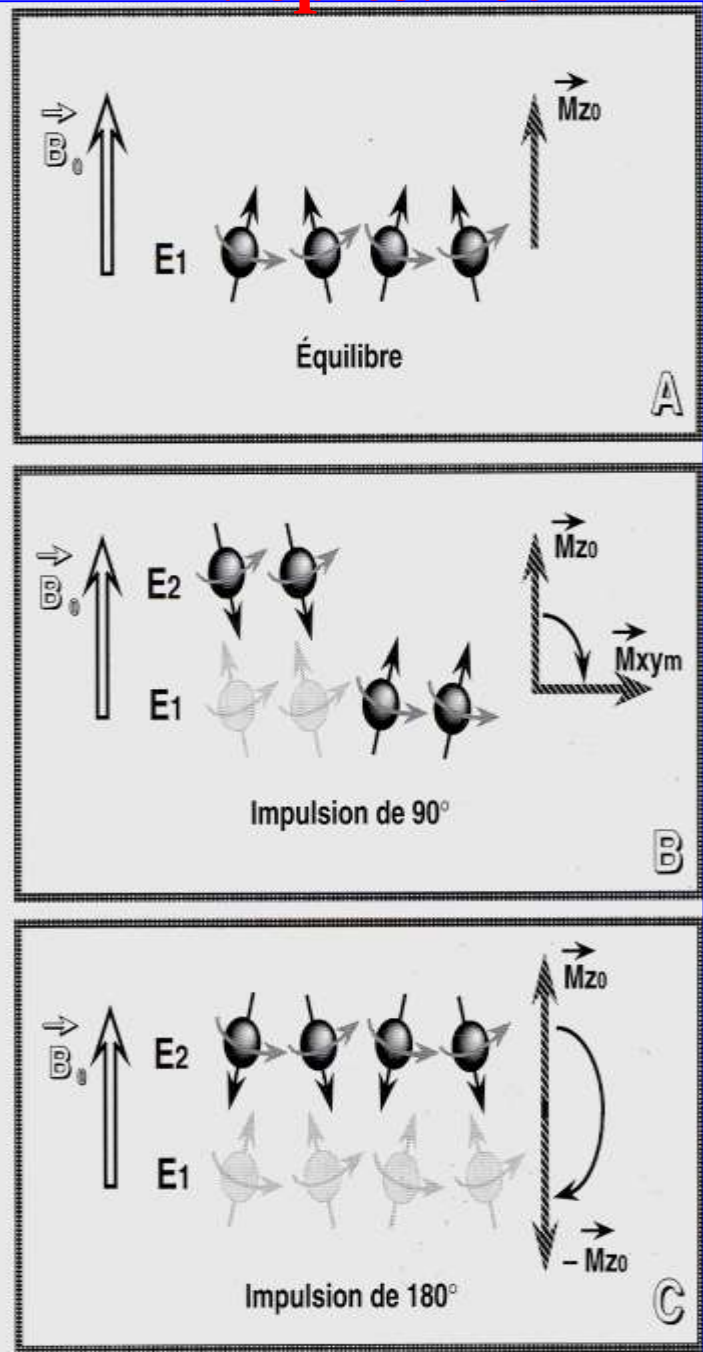


FIG. 2-14. — Effet des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} .

A. Avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} aligné sur B_0 , sans composante transversale car les protons sont déphasés : \vec{M} est aligné sur Oz , $\vec{M} = \vec{M}_{z0}$ ($\vec{M}_{xy} = 0$).

B. L'impulsion RF provoque des transitions : $E1 \rightarrow E2$ (parallèles \rightarrow antiparallèles) et un rephasage des protons (\vec{M}_z diminue et \vec{M}_{xy} croît). Lorsque deux des protons en « surnombre » sont passés du niveau $E1$ au niveau $E2$ il y a égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie il n'y a plus de composante longitudinale de \vec{M} ($\vec{M}_z = 0$) et \vec{M}_{xy} est maximal (\vec{M}_{xym}) : impulsion de 90° .

C. Lorsque les quatre protons en « surnombre » sont passés du niveau $E1$ au niveau $E2$, il y a inversion des protons (en « excès ») sur les niveaux d'énergie d'où inversion de la composante longitudinale de $\vec{M} = -\vec{M}_{z0}$: impulsion de 180° .



- Au total, l'impulsion RF, par deux mécanismes bien distincts mais simultanés (transition sur le niveau de haute énergie et mise en phase des protons), va jouer sur la composante longitudinale et la composante transversale de M .

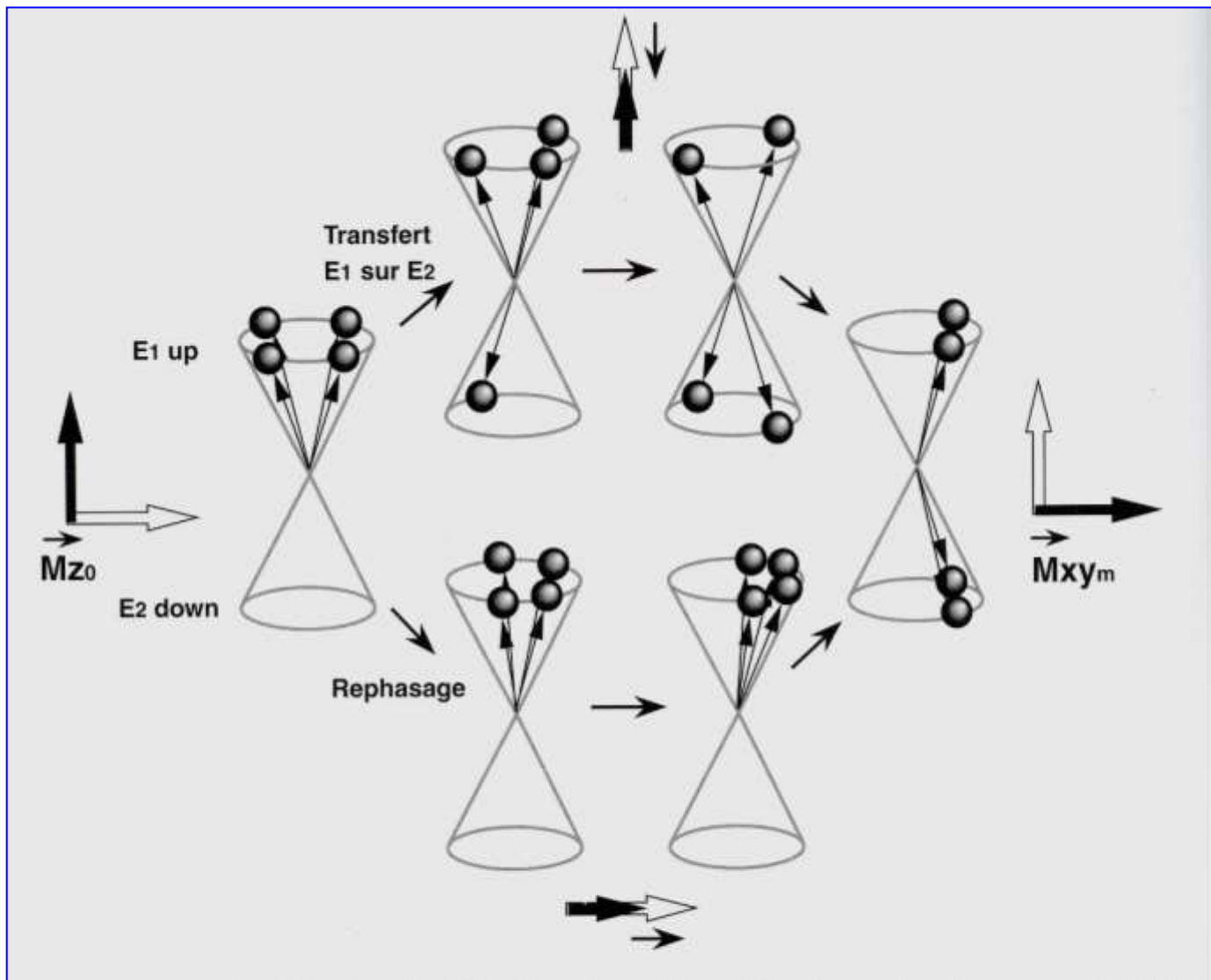


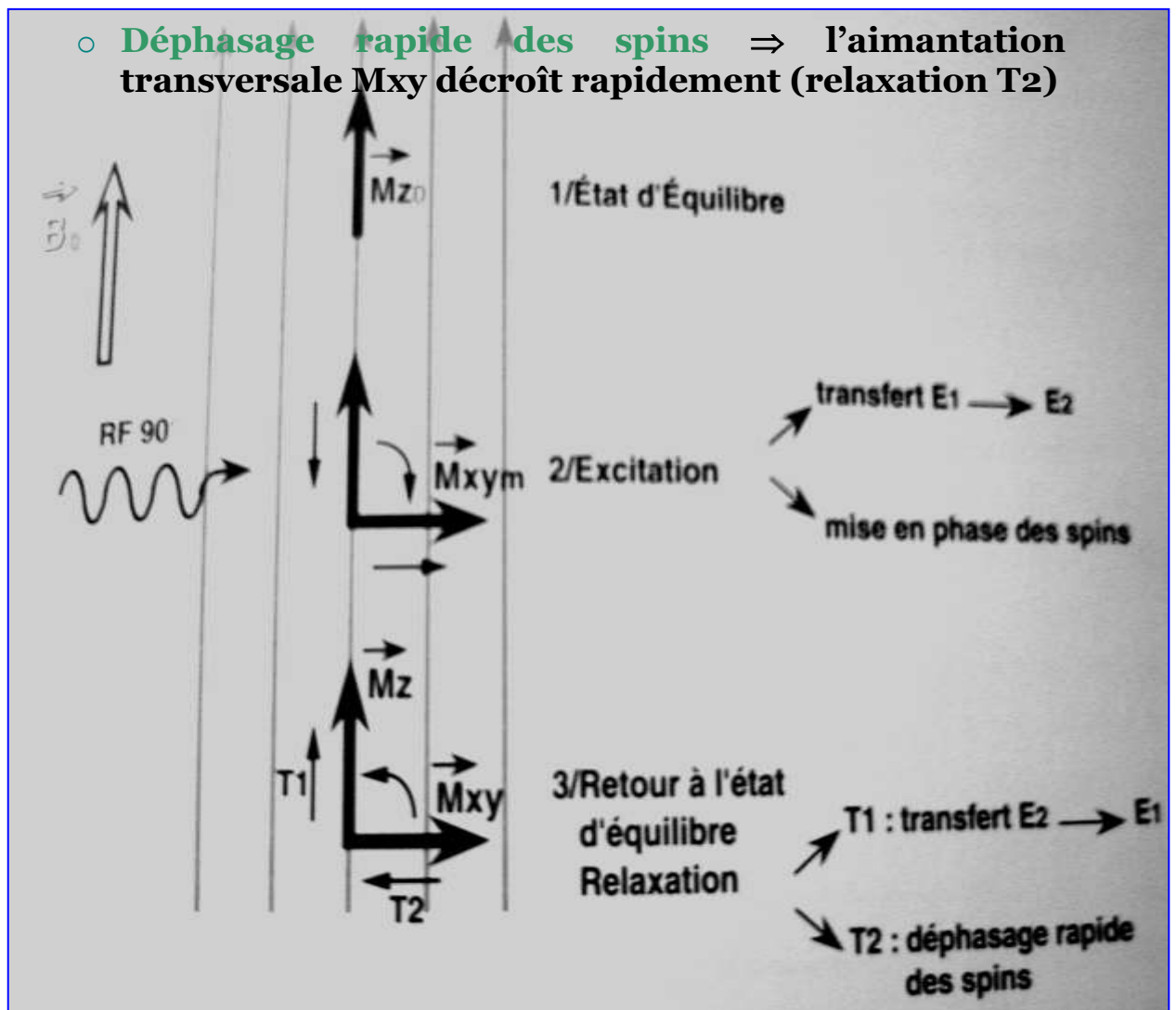
FIG. 2-15. — Approche schématique des phénomènes de transition et de rephasage des spins, pour une impulsion de 90° :

- avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre : \vec{M} est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{Mz}_0$ ($\vec{Mxy} = 0$);
- l'impulsion RF provoque des transitions de E1 vers E2 (parallèles \rightarrow antiparallèles) : \vec{Mz} diminue et un rephasage des protons : \vec{Mxy} croît;
- à la fin de l'impulsion RF de 90° , il n'y a plus de composante longitudinale de \vec{M} ($\vec{Mz} = 0$) et \vec{Mxy} est maximal (\vec{Mxy}_m).

- Dès la fin de l'excitation, s'effectue le retour à l'état d'équilibre: phénomènes de relaxation.

b-3) Les phénomènes de relaxation :

- Dès la fin de l'excitation, il va y avoir retour à l'état d'équilibre au cours duquel les phénomènes inverses vont avoir lieu:
 - **Transition inverse** E2 \rightarrow E1 (antiparallèles parallèles) \Rightarrow l'aimantation longitudinale Mz repousse progressivement (relaxation T1)



b-3-1) Notion d'aimantation longitudinale et transversale :

- Deux types d'aimantation tissulaire:
 - L'aimantation longitudinale M_z
 - L'aimantation transversale M_{xy}

⊕ Relaxation longitudinale ou T_1 :

- Dès l'arrêt de l'impulsion de radiofréquence, il y a un retour à l'état d'équilibre
- \Rightarrow L'aimantation longitudinale repousse ainsi progressivement: c'est la **relaxation longitudinale** qu'on appelle également **relaxation T_1** car la repousse de l'aimantation longitudinale se fait selon une exponentielle croissante ou la constante de temps T_1 est caractéristique d'un tissu donné.
- T_1 correspond à 63% de repousse
- En 2 T_1 la repousse est de 87%

- En $3 T_1$ la repousse est presque totale 95%
- En $4 T_1$ la repousse est de 98%
- Le T_1 caractérise ainsi la relaxation longitudinale d'un tissu
- La relaxation longitudinale d'un tissu est d'autant plus rapide que le T_1 est court et d'autant plus lente que le T_1 est long
- L'ordre de grandeur pour le T_1 des tissus biologiques est de 500 ms à 1000 ms.
- Le T_1 varie avec la structure moléculaire ainsi que l'état solide ou liquide de la matière: le T_1 est plus long dans les liquides par rapport aux solides, il est court dans les tissus graisseux
- Ces différences en T_1 vont être mises à profit en imagerie (en séquences dites pondérées en T_1)
- Le T_1 croît généralement avec l'intensité du champs magnétique statique B_0

⊕ Relaxation transversale ou T_2 :

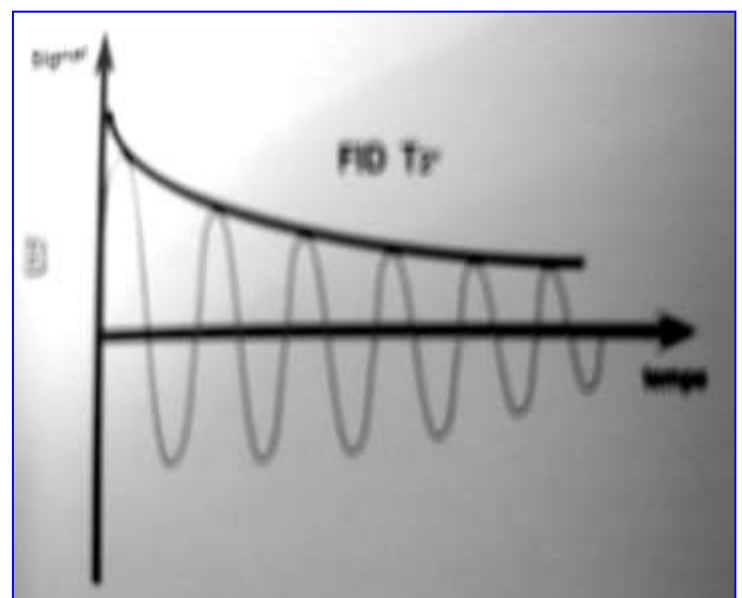
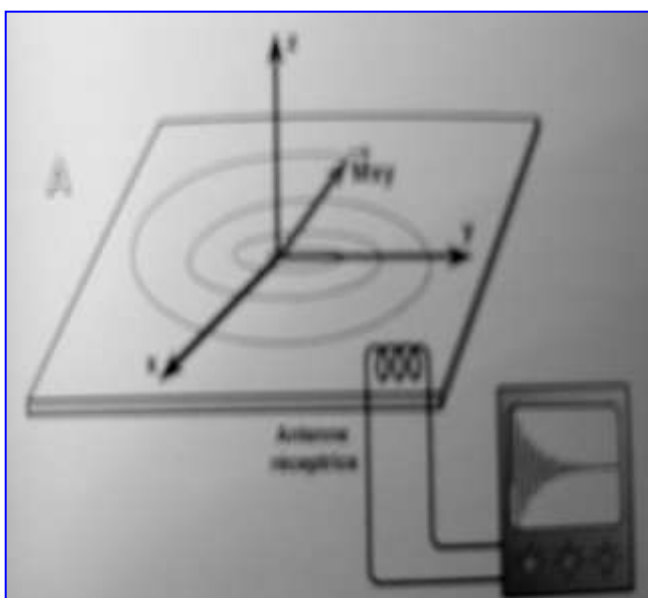
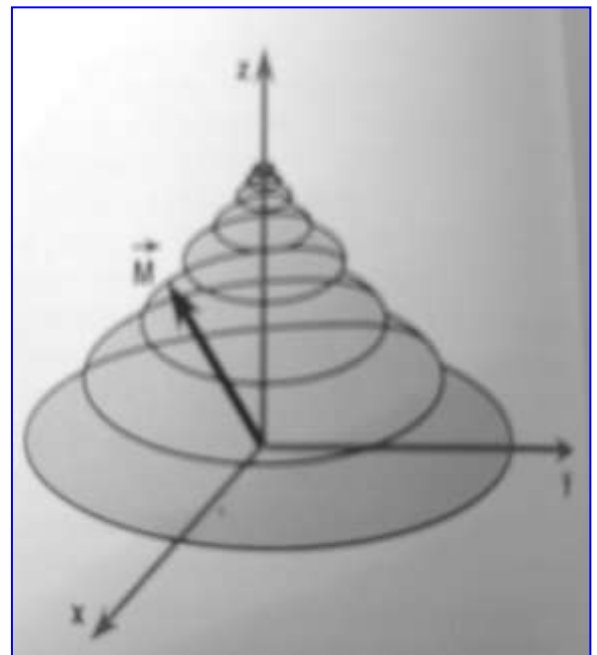
- On a vu que l'excitation par l'impulsion RF de 90° a pour conséquence de faire apparaître une composante transversale du vecteur d'aimantation M par rephasage des protons ou spin
 - Dès l'arrêt de l'impulsion, se produit le phénomène inverse: c'est-à-dire un rapide déphasage des protons (dispersion rapide des composantes transversales élémentaires dans différentes directions)
- ⇒ L'aimantation transversale M décroît (et s'annule) rapidement: c'est la relaxation transversale.
- La relaxation transversale est également dénommée relaxation T_2 car la disparition de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constant T_2 est caractéristique d'un tissu donné.
 - T_2 correspond à 63% de décroissance (persistance de 37% de l'aimantation transversale M_{xy})
 - En $2 T_2$ la disparition est de 87%, en $3T_2$ la disparition est presque totale: 95%
 - T_2 caractérise la relaxation transversale d'un tissu
 - Elle est d'autant plus rapide que le T_2 est court et d'autant plus lente que le T_2 est long (plus le T_2 est long, plus l'aimantation transversale persiste)

- L'ordre de grandeur pour le T2 des tissus biologiques est d'environ 50 ms à 100 ms (beaucoup plus court que le T1- environ 10 fois)
- Le T2 varie avec la structure moléculaire ainsi qu'avec l'état solide ou liquide de la matière
- Le T2 est plus long dans les liquides par rapport aux solides
- Ces différences en T2 vont être mises à profit en imagerie (en séquences dites pondérées en T2)

b-3-2) Mesure du signal RMN : signal de précession libre ou FID

- Le vecteur d'aimantation macroscopique M a sa composante transversale M_{xy} qui disparaît beaucoup plus rapidement que sa composante longitudinale M_z
- Le vecteur M continue à précesser autour de B_0 : son extrémité décrit une spirale sur une surface en forme de pavillon de trompette

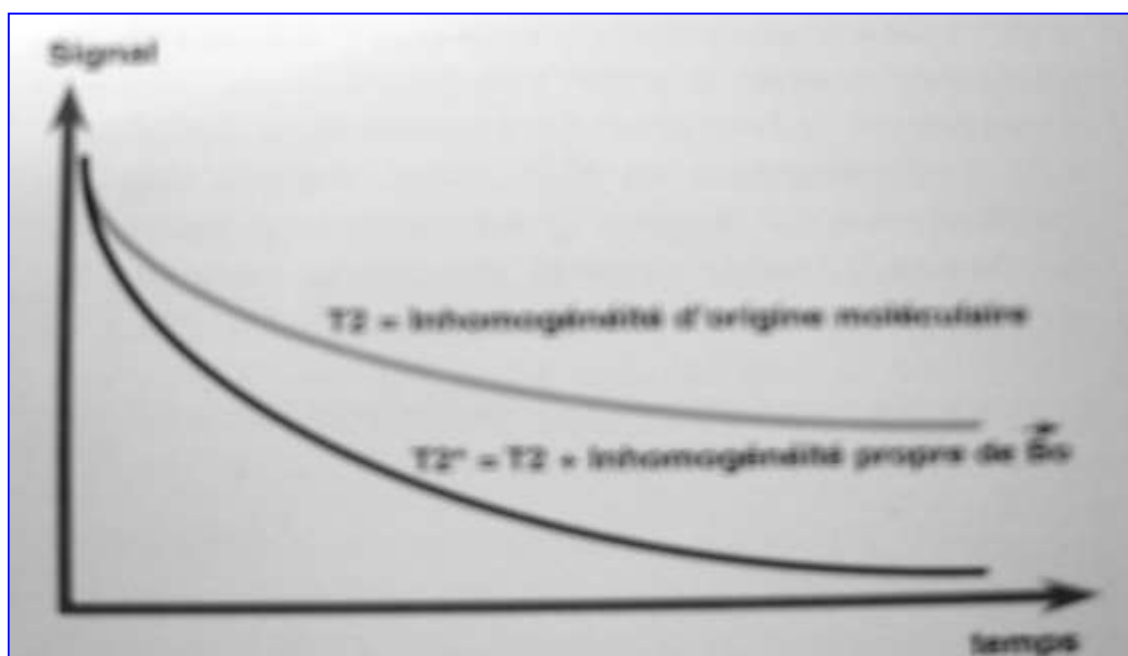
- Sa composante transversale M_{xy} décrit une spirale dans le plan xOy
- Cette rotation induit un champs magnétique ou onde de radiofréquence
- Ce signal, appelé **signal d'induction libre** ou **Free Induction Decay (FID)**
- Ce signal est recueilli par une bobine ou antenne de réception, placée dans le plan xOy , qui le transforme en signal électrique mesurable: c'est une sinusoïde amortie par une exponentielle de temps T2



- L'antenne mesure le signal FID correspondant à la décroissance de l'aimantation transversale M
- Mais, l'antenne est fixe dans le plan xOy et M décroît et continue de précesser autour de Oz
- Ainsi quand M_{xy} est dirigée vers l'antenne, le signal est positif
- Quand M est à l'opposé de l'antenne, le signal est négatif
- Entre ces deux positions, il diminue exponentiellement

b-3-3) Notion de T_2^* :

- Les protons évoluent dans des environnements moléculaires différents, où de petits champs magnétiques locaux vont se superposer (s'ajouter ou se retrancher) au champs magnétique principale B_0 : on parle d'inhomogénéités de champs d'origine moléculaire
- Ceci va entraîner un déphasage des protons ou spins et donc une décroissance irréversible de l'aimantation transversale M ou du signal RMN (FID)
- En plus, sur le plan microscopique le champ B n'est pas homogène ce qui va entraîner un déphasage encore accru des spins.
- Ainsi, le signal FID observé est lié à la fois aux inhomogénéités d'origine moléculaire, auxquelles s'ajoutent les inhomogénéités propres constantes du champs magnétique externe B_0 : on utilise le symbole T_2^* pour représenter la conjonction de ces deux effets.
- Le signal de FID décroît donc plus rapidement que prévu selon une exponentielle en T_2^* .

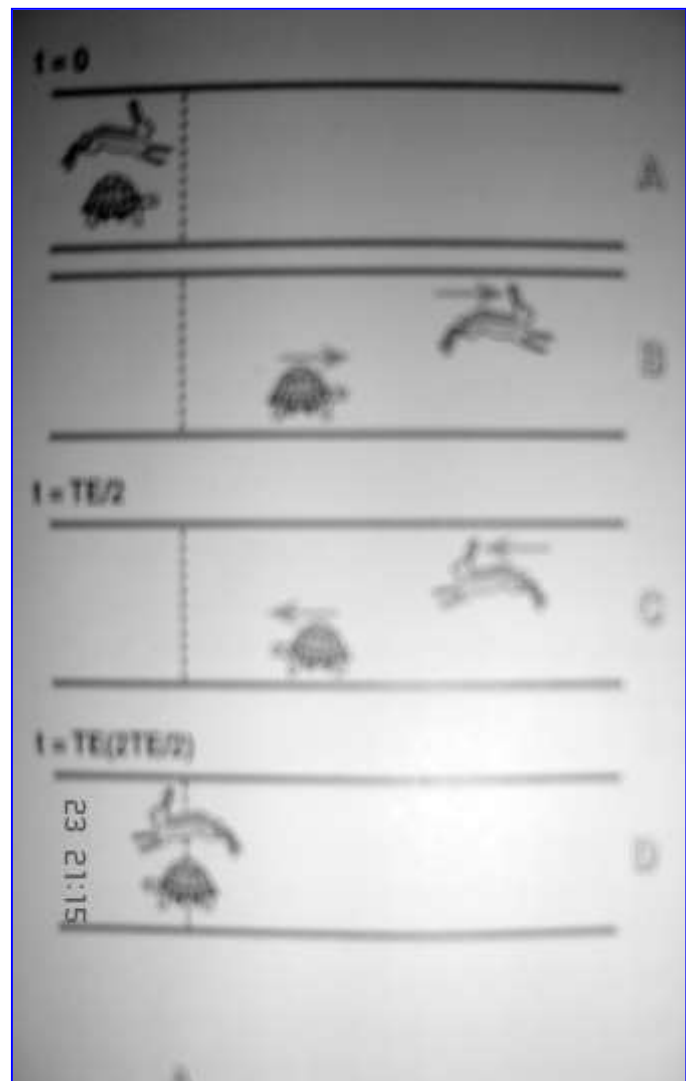


La séquence de base: séquence d'écho de spin

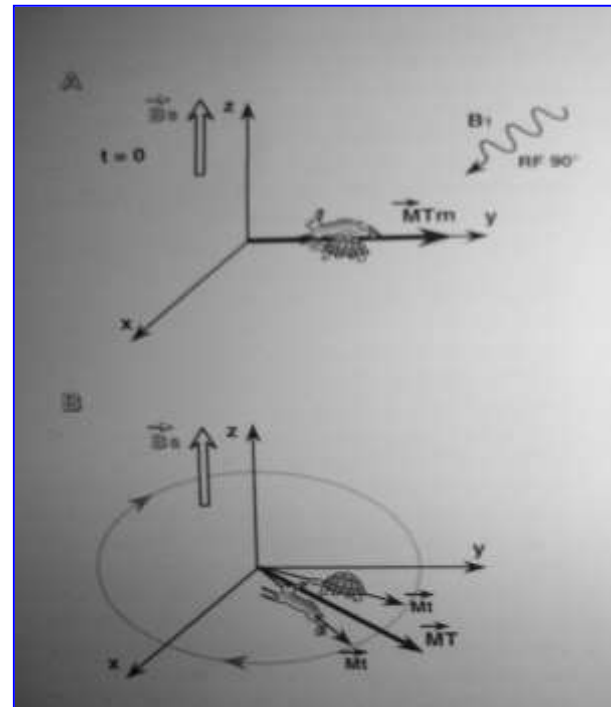
- Une séquence d'écho de spin comprend:
 - une impulsion RF de 90° pour basculer l'aimantation dans le plan transversal
 - Et une impulsion de 180°
- L'impulsion RF de 180° permet de s'affranchir des déphasages (ou de se débarrasser des inhomogénéités propres) constants induits par B_0 (T_2^*)
- L'impulsion RF de 180° est appliquée au temps $TE/2$
- L'impulsion RF de 180° inverse les déphasages (image en miroir) sans modifier le sens de rotation
- Ainsi, les spins qui précèdent le plus rapidement vont se retrouver à présent derrière les plus lents.
- Au bout d'un temps $TE = 2TE/2$ (temps d'écho), les spins seront de nouveau en phase, engendrant un signal dit **d'écho de spin**.

Exemple :

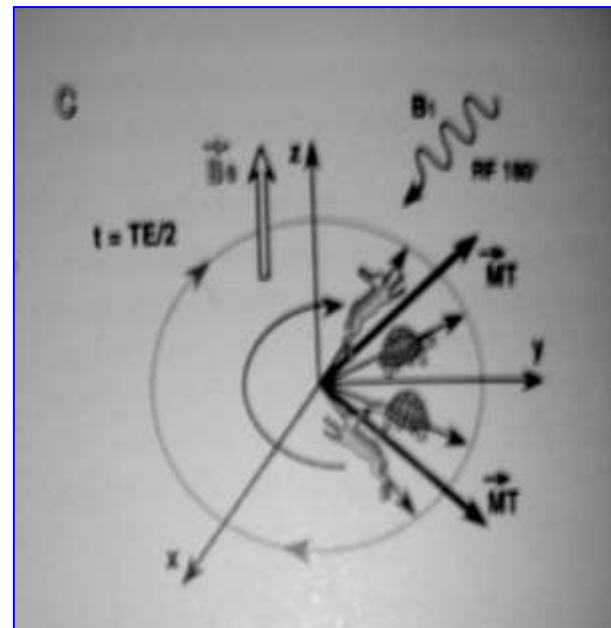
- Imaginons une course entre un lapin (rapide) et une tortue (lente) qui partent au temps $t=0$ d'une même ligne de départ (alignés en phase)
- Ils vont se distancer rapidement (ils se déphasent): le lapin est devant la tortue.
- Au temps $TE/2$, on leur demande de répartir en sens inverse (impulsion de 180°) vers la ligne de départ
- Au temps TE , ils arriveront de nouveau ensemble sur la ligne d'arrivée (ils seront rephasés au temps d'écho TE)



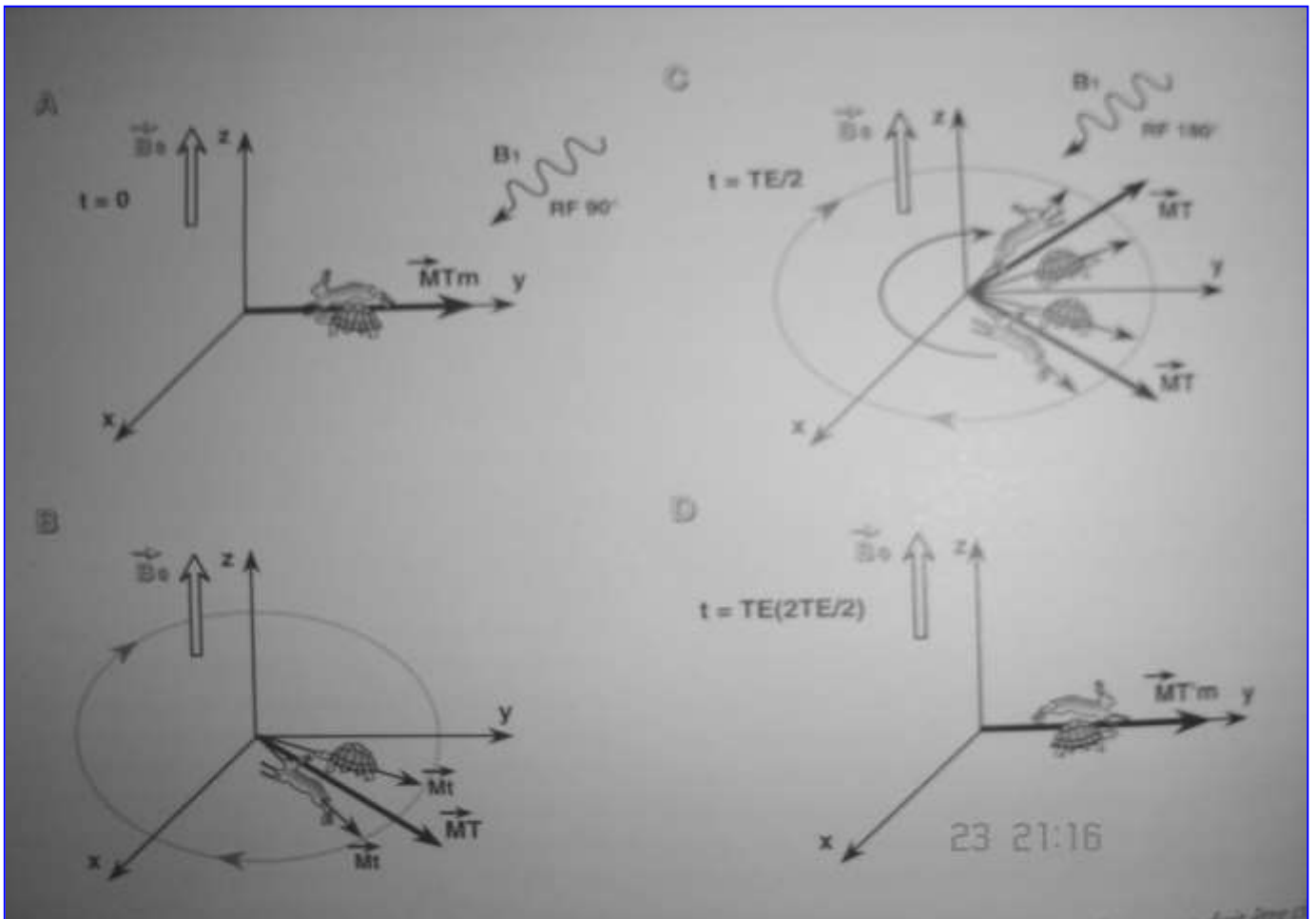
- En effet la course a lieu autour d'un champs de course circulaire (précession)
- Avant la course, le lapin et la tortue sont sur la ligne de départ (en phase, après l'impulsion de 90°) contribuant à la formation du vecteur d'aimantation M_{xy} ou MT
- Ils vont se distancer rapidement: le lapin étant devant la tortue: MT diminue



- Au temps $TE/2$, on implique l'impulsion de 180° : elle inverse les déphasages sans modifier le sens de rotation. Les animaux se rapprochent (se rephasent) progressivement: le vecteur MT recroît.

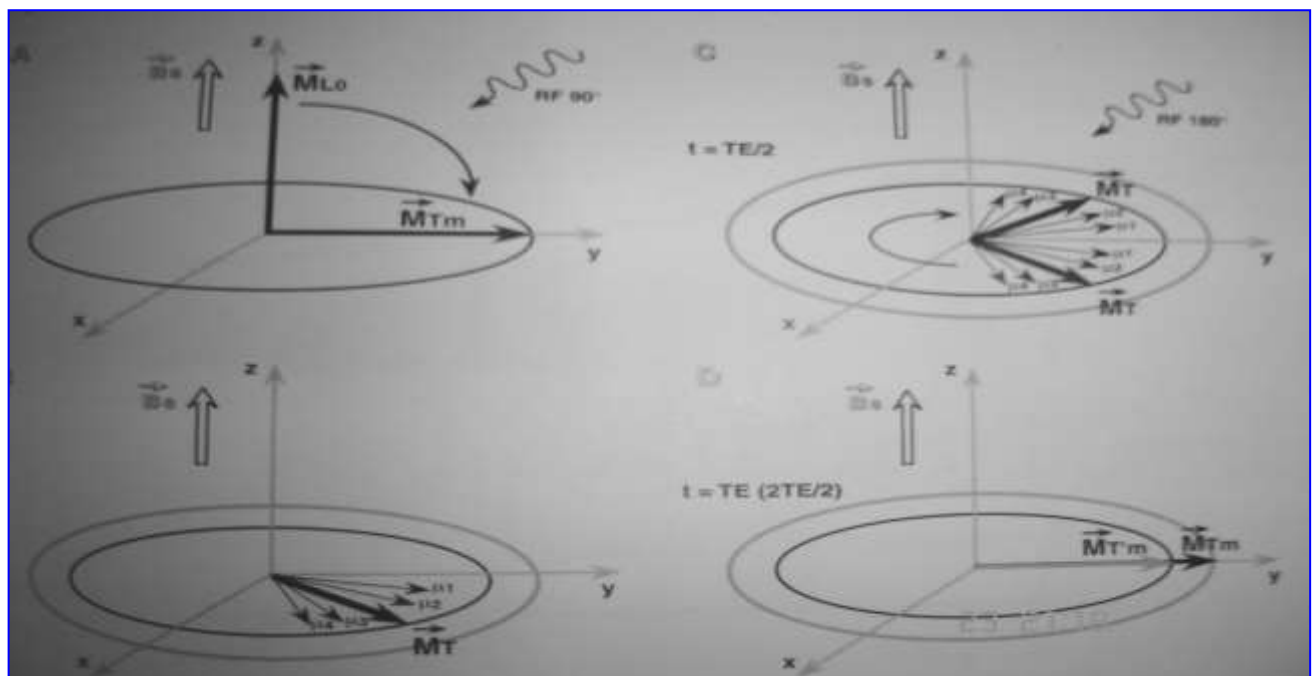


- Au temps TE (temps d'écho), ils arrivent ensemble (rephasés) sur la ligne de départ; c'est le phénomène de l'écho: le vecteur MT est de nouveau maximal et le signal est mesuré

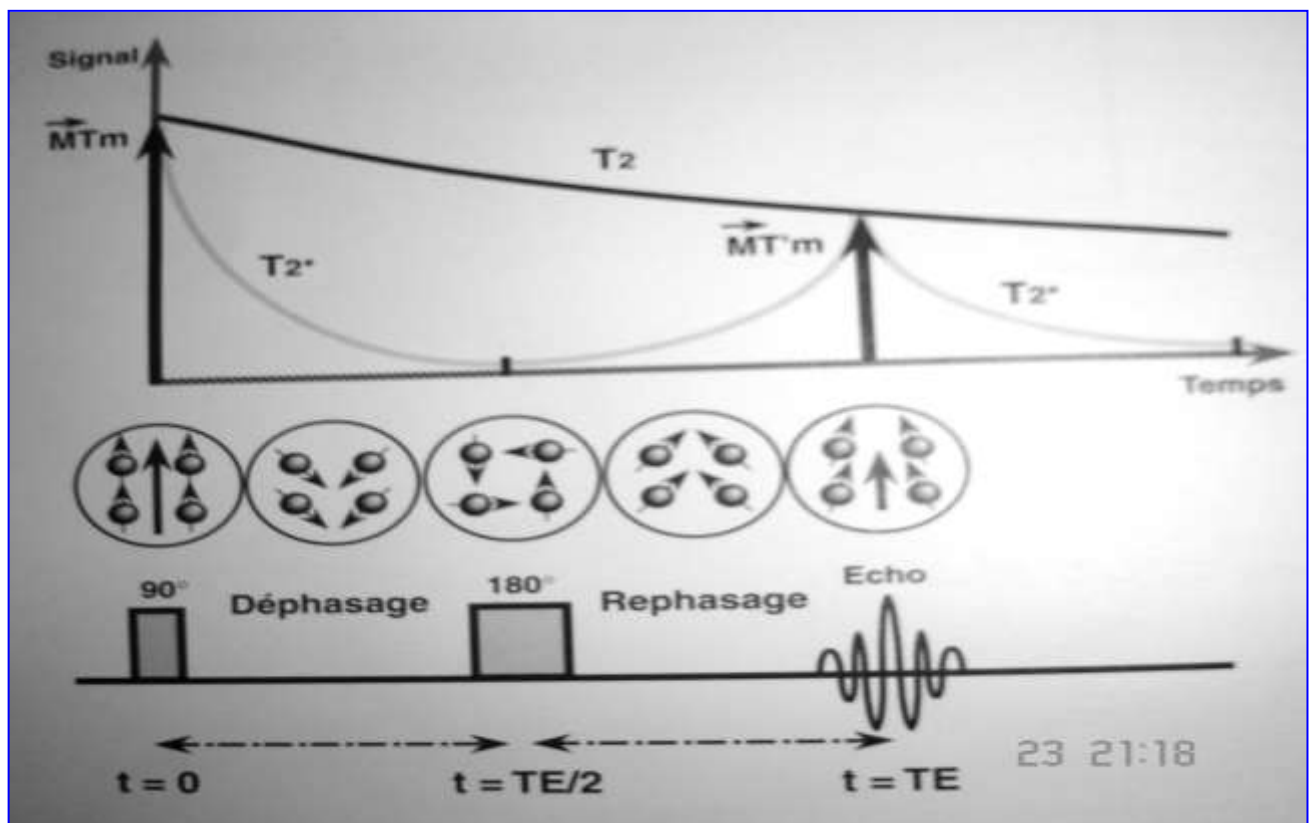


Démonstration avec 4 spins :

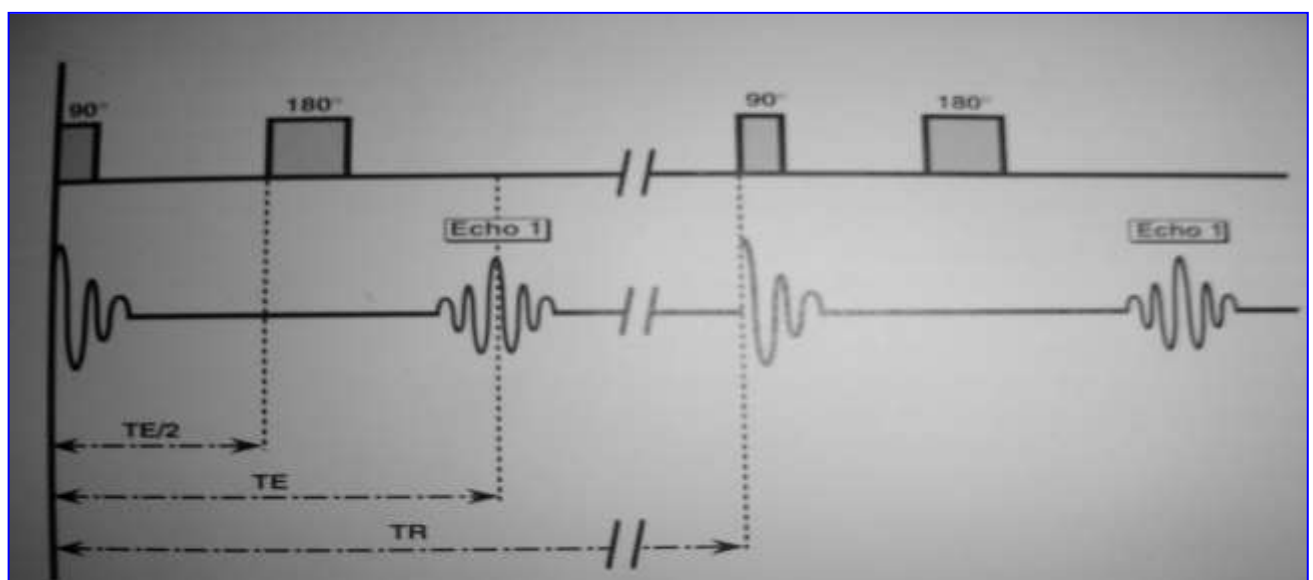
- $t = 0$, les 4 spins sont en phase, M_t est maximal
- Les spins se déphasent à cause des inhomogénéités d'origine moléculaire et à cause des inhomogénéités propres de B_0 : les plus rapides μ_3 et μ_4 sont en avant et les plus lents μ_1 et μ_2 en arrière: ils s'écartent en éventail et le vecteur MT (résultant) diminue ainsi en T_2^* .



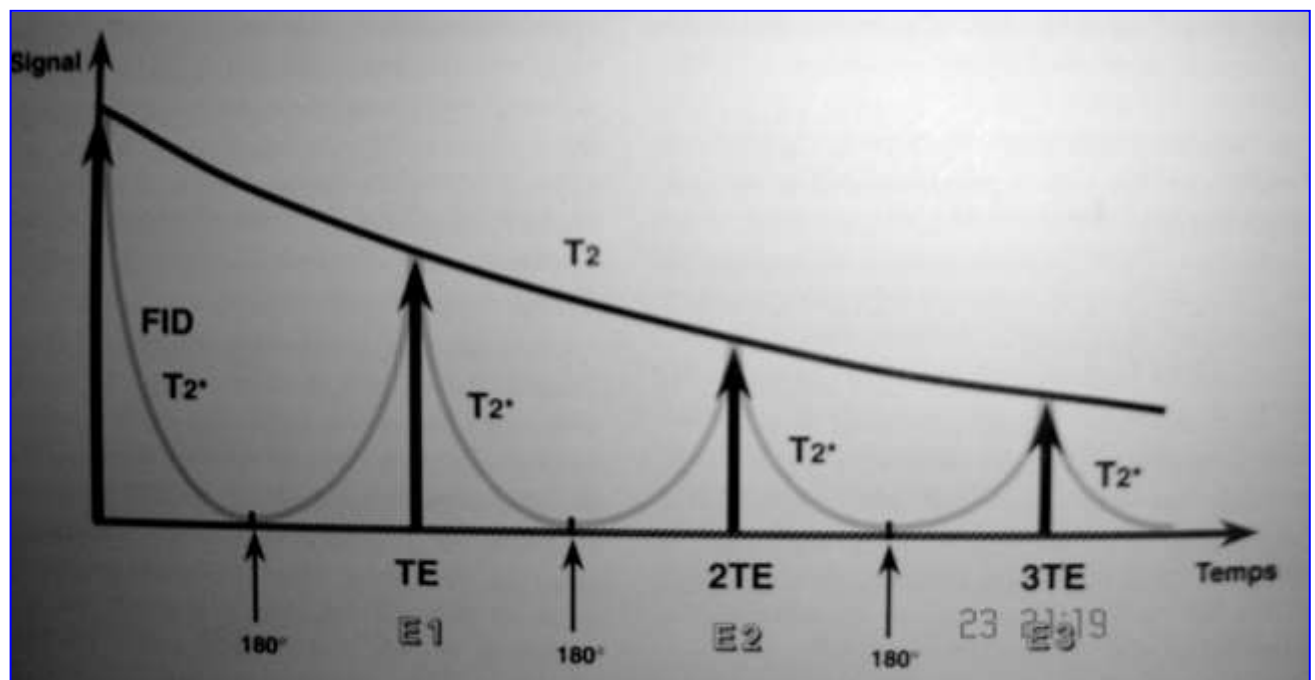
- $t = TE/2$, une impulsion RF de 180° est appliquée, elle inverse les déphasages (image en miroir) sans modifier le sens de rotation: les spins qui précèdent rapidement μ_3 et μ_4 vont se retrouver derrière les plus lents μ_1 et μ_2 .
- $t = TE$ ($2TE/2$), les spins sont de nouveaux en phase (alignés): M est de nouveau maximal induisant un signal dit d'écho de spin que l'on mesure.



- Le déphasage lié aux inhomogénéités moléculaires n'est pas corrigé par l'impulsion RF de 180° .
- Ainsi, le vecteur $MT''m$ est légèrement plus petit que MTm , il en est de même pour le signal mesuré.



- Le cycle que nous venons de décrire ne permet d'obtenir qu'une ligne de la matrice image
- Pour obtenir les lignes suivantes, il faut répéter pour chaque ligne le cycle d'impulsion de 90° et 180° .
- Le temps d'écho TE correspond au temps de mesure
- Le temps de répétition TR correspond à l'intervalle séparant 2 impulsions de 90° ou 2 cycles élémentaires
- Le TR correspond également au temps de passage d'une ligne sur l'autre et au temps de repousse de l'aimantation longitudinale

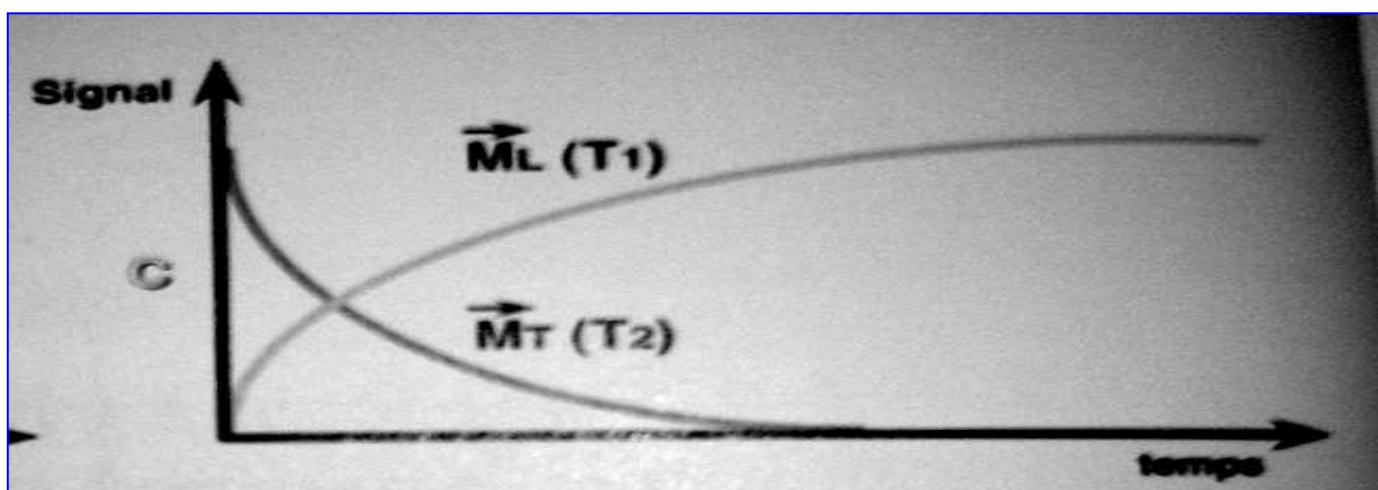
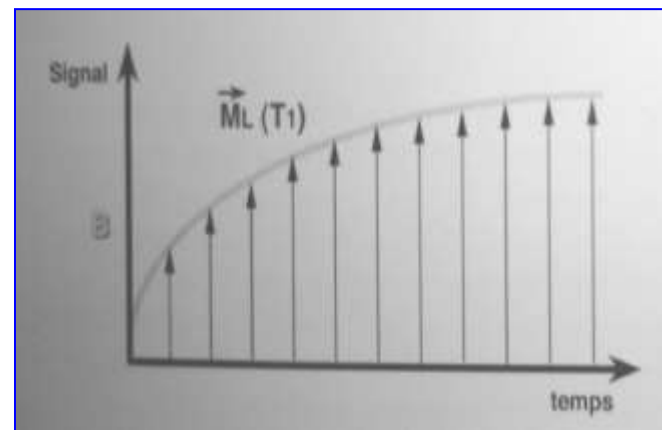
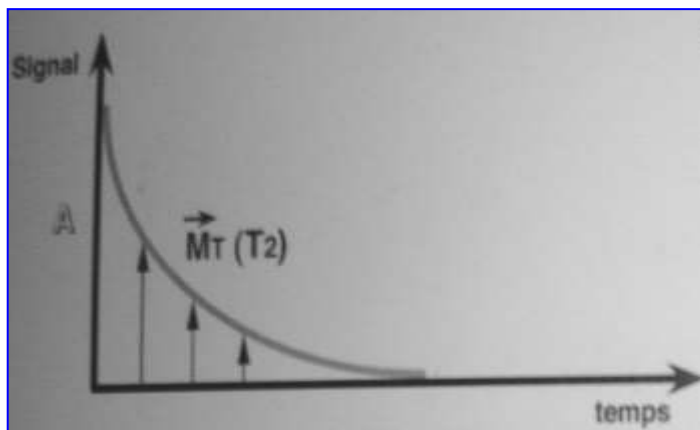


- En appliquant une deuxième impulsion de 180° , on obtient un signal au deuxième écho
- Une troisième impulsion de 180° → un signal au troisième écho et ainsi de suite jusqu'à disparition totale du signal en T_2 (on obtient ainsi autant d'images que d'échos).
- À chaque écho (impulsion de 180°), le signal (qui a disparu en T_2^*) remonte sur la courbe en T_2 et redisparaît en T_2^* .
- Les impulsions RF de 180° successives (échos) permettent d'accéder à la décroissance du signal en T_2 vrai
- La courbe en T_2 est représentée par l'« enveloppe qui joint les sommets des différents échos.
- L'écho de spin est la séquence la plus utilisée en imagerie
- Elle permet d'obtenir des images d'excellente qualité dont la pondération en T_1 et T_2 peut être déterminée par un choix des paramètres TR et TE

- Cependant, un des désavantages de cette séquence est qu'elle est relativement longue (128 ou 256 lignes \times TR)

b-3-4) Contraste T1, T2 et densité protonique

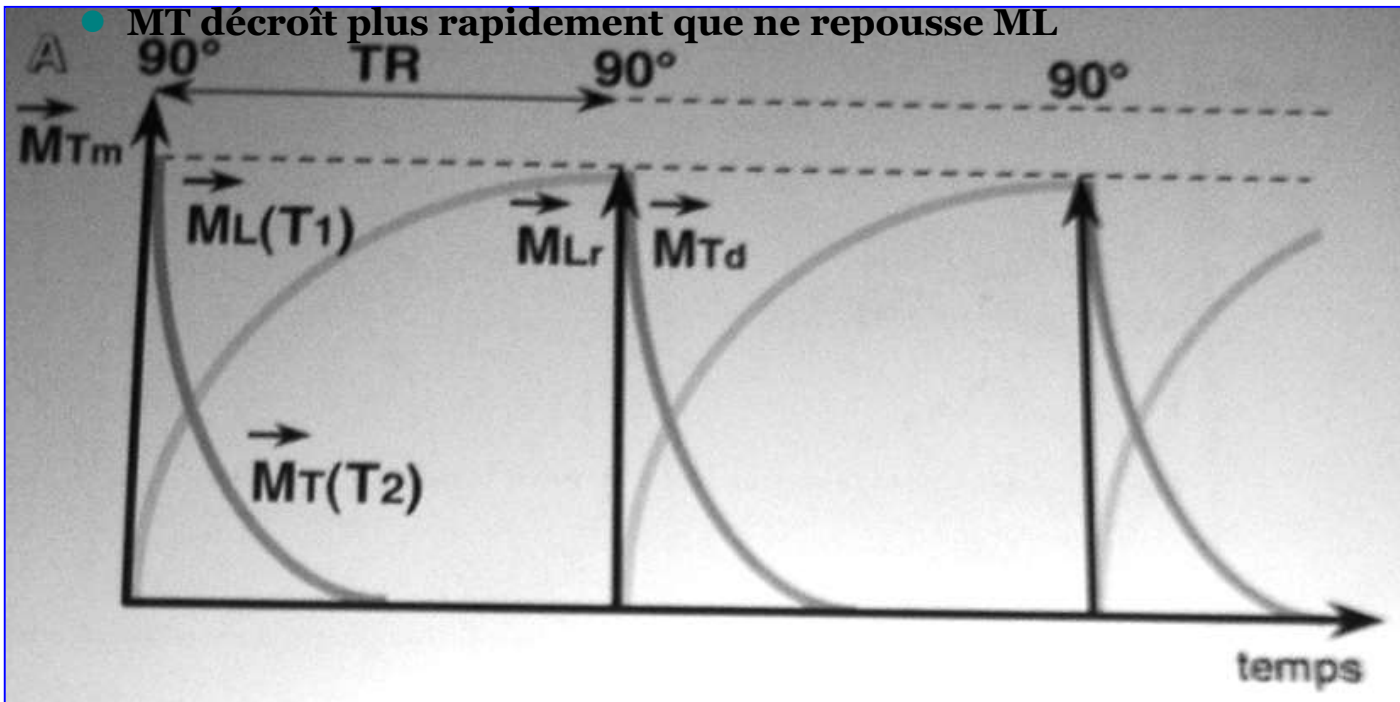
- Le contraste en IRM est la traduction des signaux RMN (aimantation) en niveaux de gris
- Le contraste traduit les différences en temps de relaxation et dans une moindre mesure les différences en densité de protons
- TR: intervalle séparant 2 impulsions de 90° = temps de passage d'une ligne sur l'autre = temps de repousse ou de récupération de l'aimantation longitudinale
- Durant chaque intervalle TR, l'aimantation longitudinale repousse en T1 (jusqu'à un certain niveau fonction de la longueur de TR par rapport au T1), puis est de nouveau basculée dans le plan transversal par l'impulsion de 90° qui amorce le cycle suivant



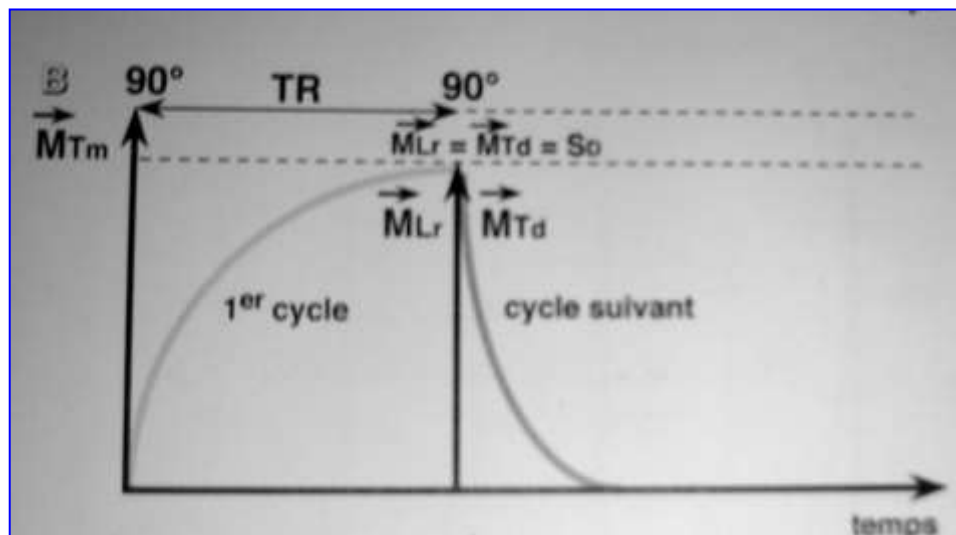
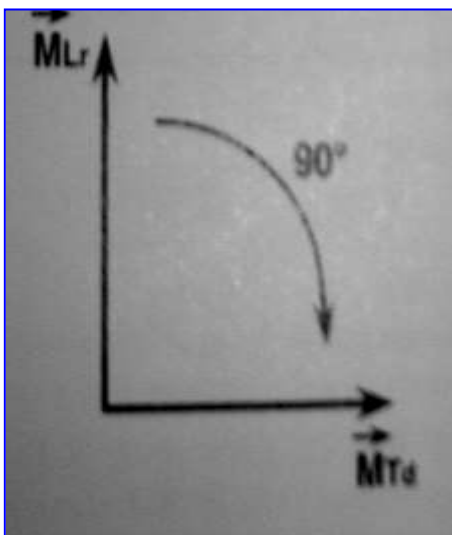
Au cours de chaque cycle élémentaire :

- L'aimantation M_T décroît en T2
- L'aimantation longitudinale M_L repousse

- MT décroît plus rapidement que ne repousse ML



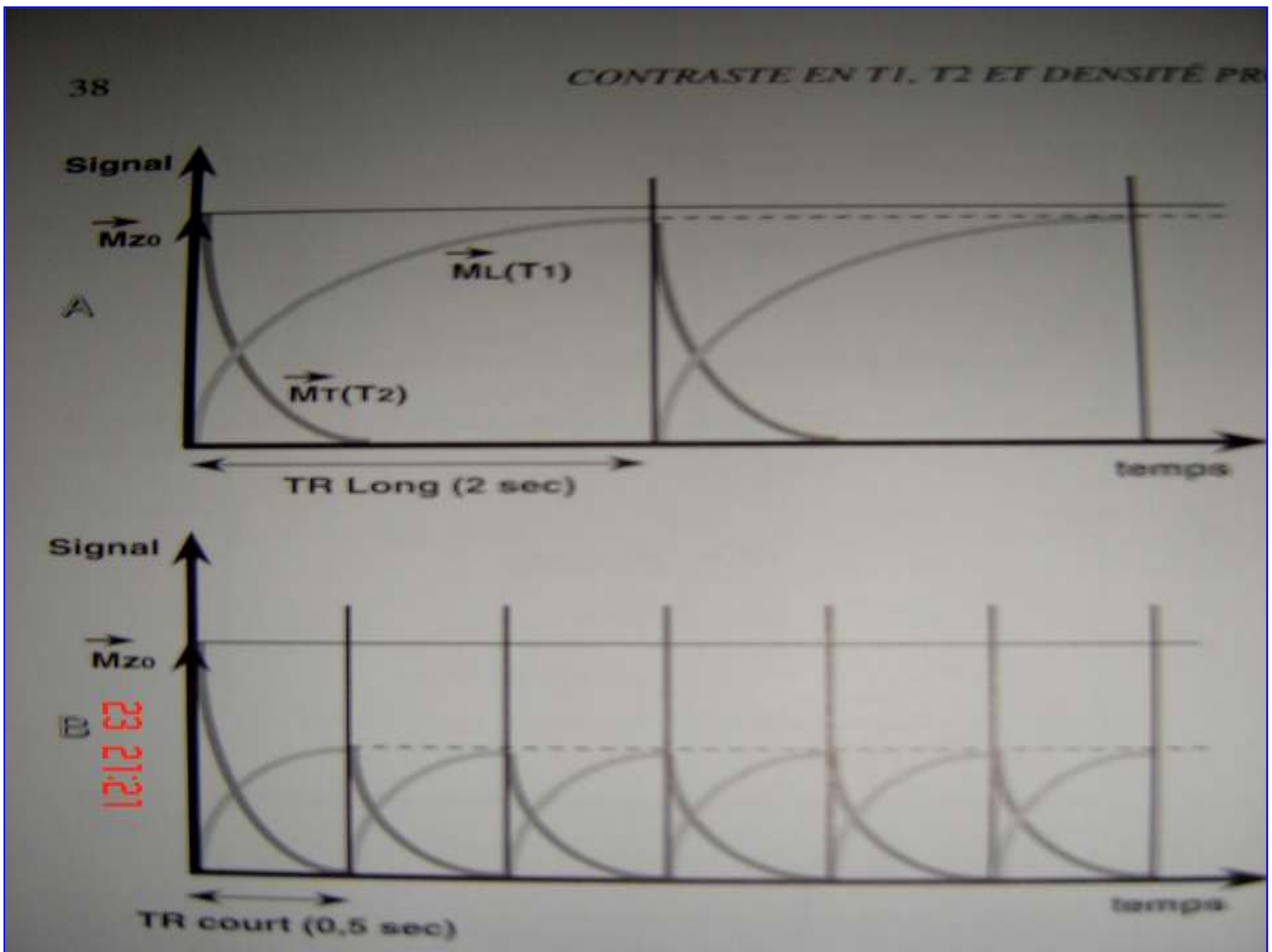
- Le TR détermine le niveau de repousse de l'aimantation longitudinale à la fin de chaque cycle et donc du signal disponible (SD) ou niveau maximal initial à partir duquel le signal va décroître au début de chaque cycle



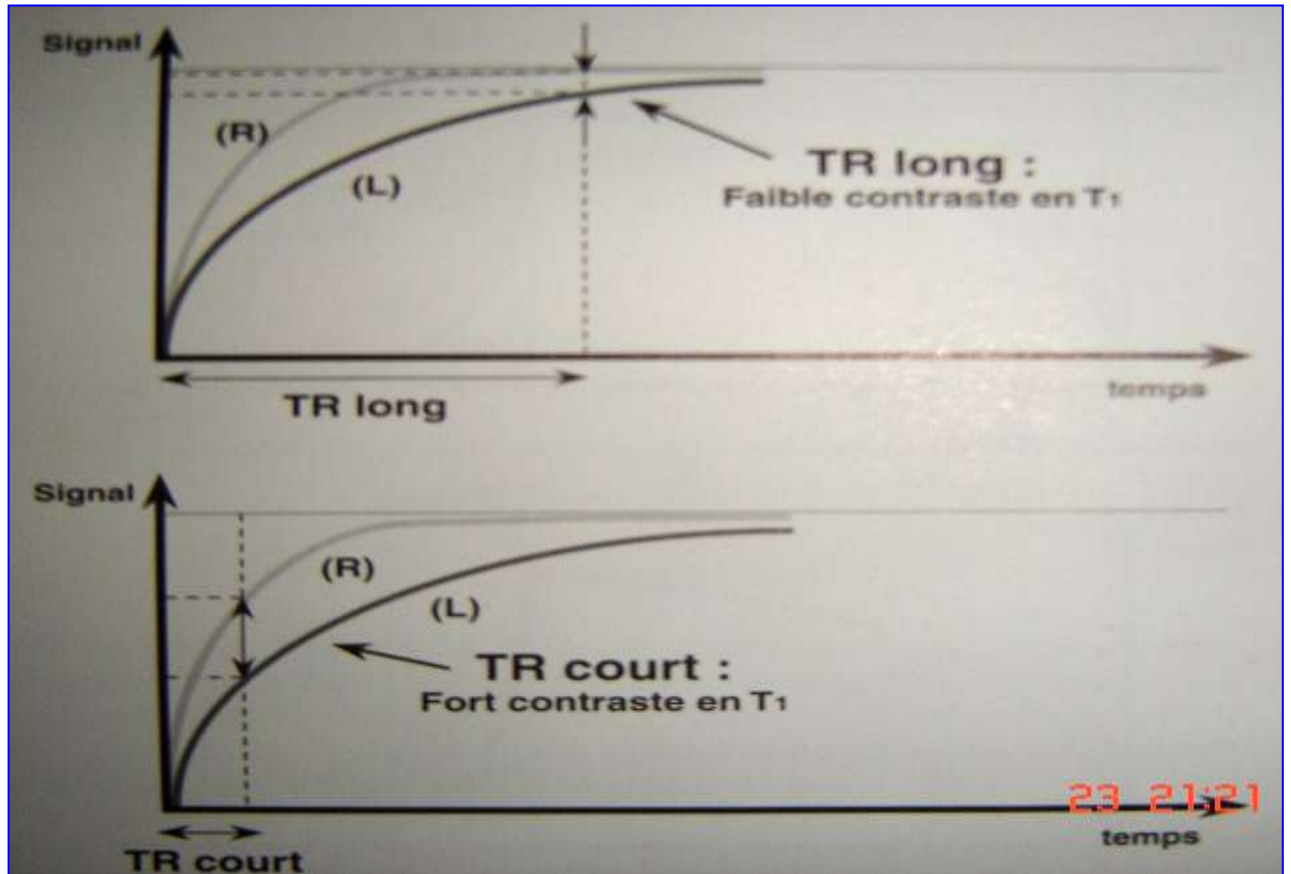
- L'aimantation longitudinale ML repousse dans un cycle et l'aimantation transversale MT décroît dans le cycle suivant
- MT et ML ne sont liées l'une à l'autre que par les impulsions de 90°: le niveau auquel repousse ML est égal au niveau duquel va décroître MT

b-3-5) Influence du TR

- ML repousse jusqu'à un certain niveau en fonction de la longueur du TR
- Si le TR est long (par rapport au T1 des tissus concernés) \Rightarrow l'aimantation longitudinale repousse à son niveau d'équilibre M_{z0} à la fin de chaque cycle
- Si le TR est court (inférieur ou proche des T1 des tissus concernés) \Rightarrow la courbe de repousse de l'aimantation longitudinale ne récupère pas son niveau initial à la fin de chaque cycle.



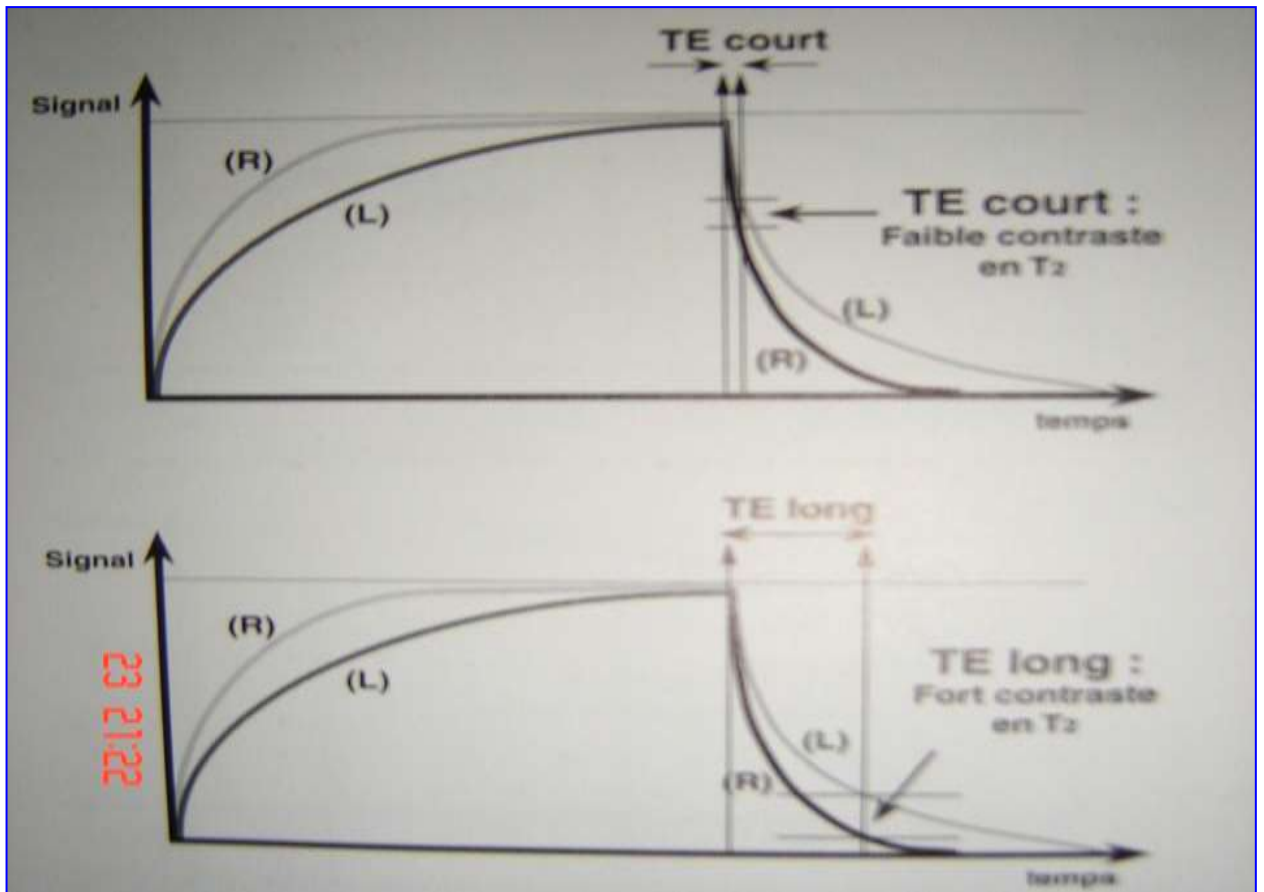
- Ainsi le TR conditionne le niveau de repousse en T1
- Le TR conditionne également le contraste en T1 ou la pondération en T1 d'une séquence
- Exemple: 2 tissus ayant 2 T1 différents
 - TR long: pas de contraste
 - TR court: contraste



- Ainsi, le TR conditionne la pondération T₁ d'une séquence:
 - Plus on raccourcit le TR, plus la séquence est pondérée en T₁
 - Plus on allonge le TR, plus la séquence est dépondérée en T₁

b-3-6) Influence du temps d'écho: TE

- TE détermine le moment précis où le signal est mesuré (sur la courbe de décroissance en T₂)
- Exemple: 2 tissus ayant des T₂ différents
 - Si le TE est court: la différence en vitesse de croissance n'a pas le temps de s'exprimer ⇒ les deux tissus ne sont pas bien séparés ⇒ on ne peut pas les distinguer par leur T₂
 - Si le TE est long: la différence en vitesse de décroissance va s'exprimer ⇒ contraste T₂



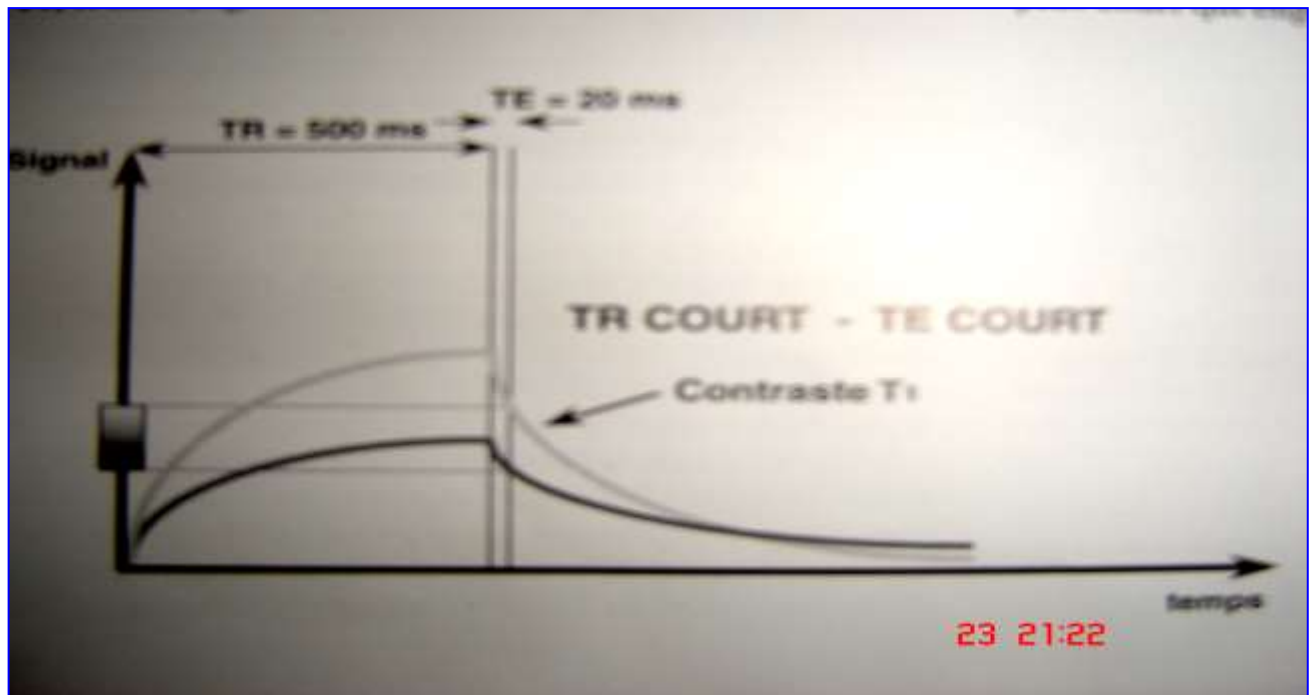
- Ainsi, le TE conditionne la pondération T2 d'une séquence:
 - Plus on allonge le TE, plus la séquence est pondérée en T2
 - Plus on raccourcit le TE, plus la séquence est « dépondérée » en T2

b-3-7) Pondération en T1, T2 et densité protonique

- En allongeant ou en raccourcissant les paramètres TE et TR, on favorise (ou non) le contraste en T1, en T2 ou en densité protonique d'une séquence d'écho de spin

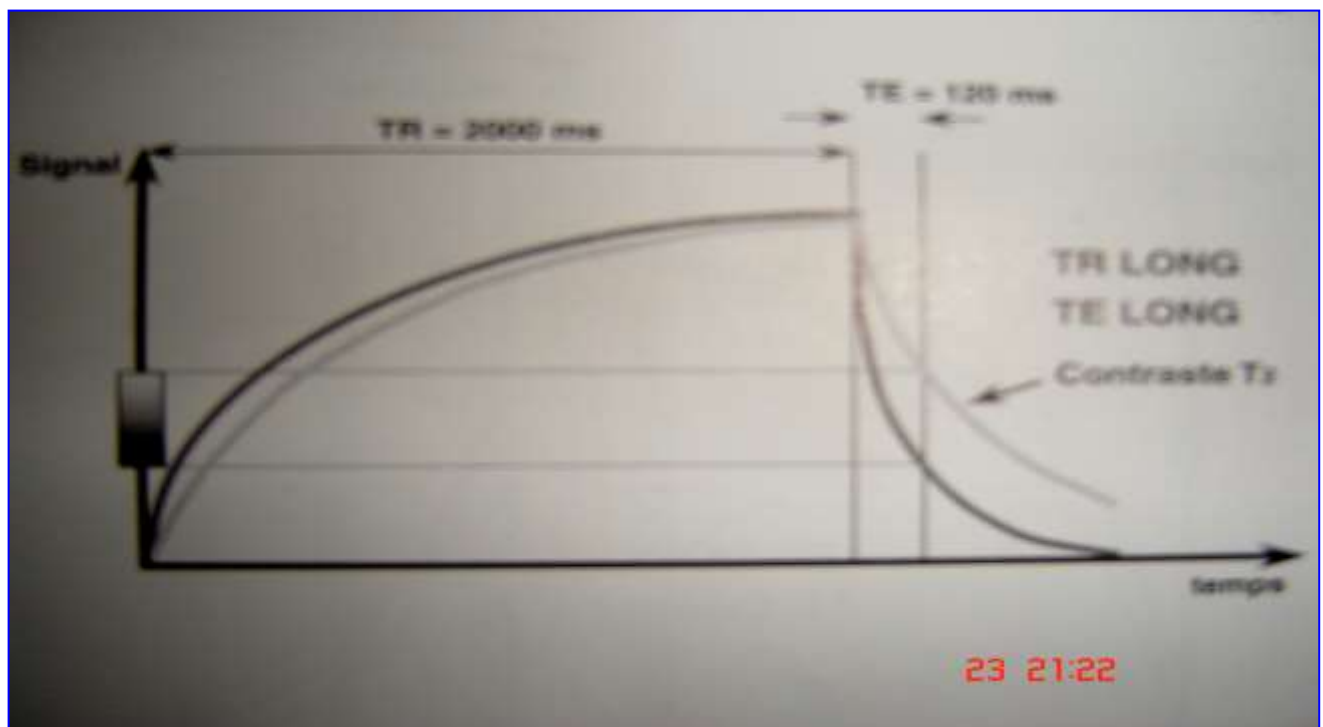
b-3-7-1) Séquence courte pondérée en T1

- Pour pondérer une séquence en T1, il faut:
 - Un TR court (400 à 600ms) pour favoriser le contraste en T1 (pondération en T1)
 - Un TE court (20 ms) pour minimiser le contraste en T2 (« dépondérée » en T2)
 - Le tissu avec le T1 le plus court (relaxation rapide) donnera le plus de signal (le plus blanc)
- Donc, tout est court en T1



b-3-7-2) Séquence longue pondérée en T₂

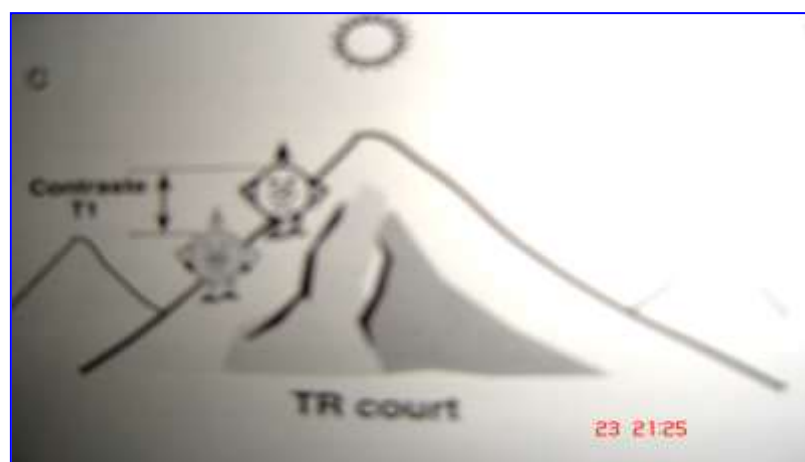
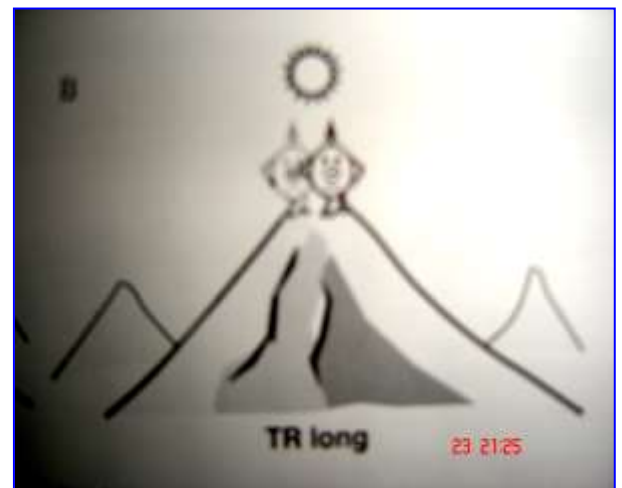
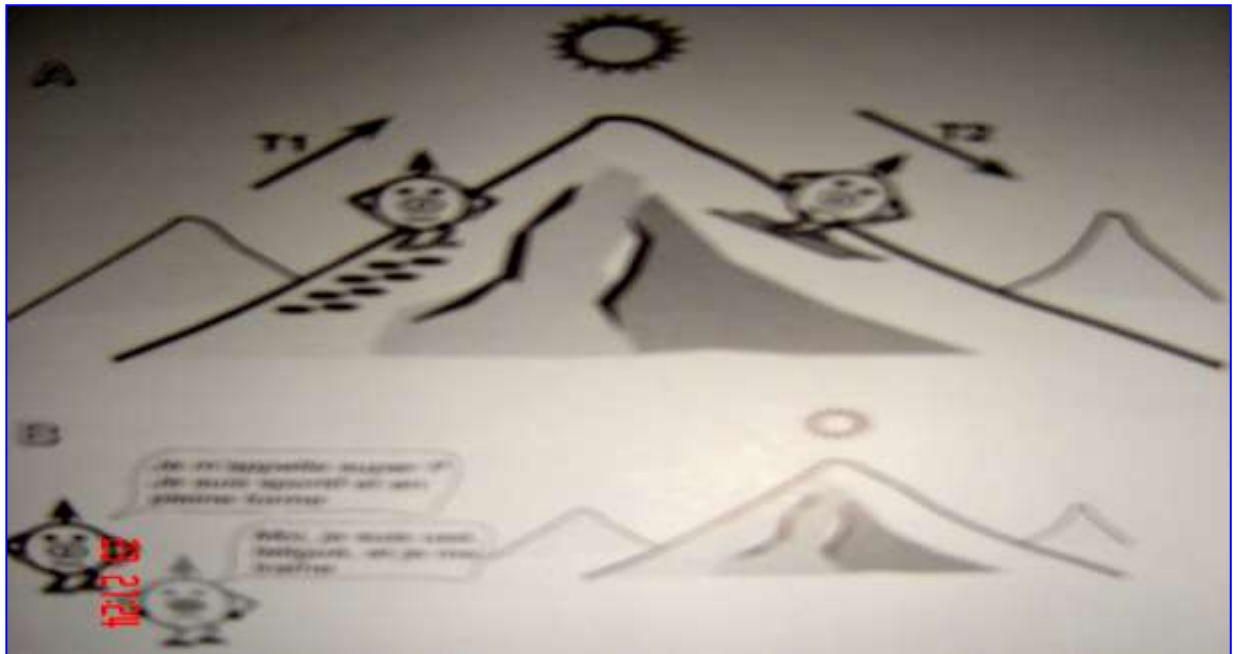
- Pour pondérer une séquence en T₂, il faut:
 - Un TE long (120 ms) pour favoriser le contraste en T₂ (pondération T₂)
 - un TR long (2000 ms) pour minimiser le contraste en T₁ (« dépondération en T₁ »)
 - le tissu avec le T₂ le plus long (relaxation transversale lente) donne le plus de signal.
- Donc, tout est long en T₂

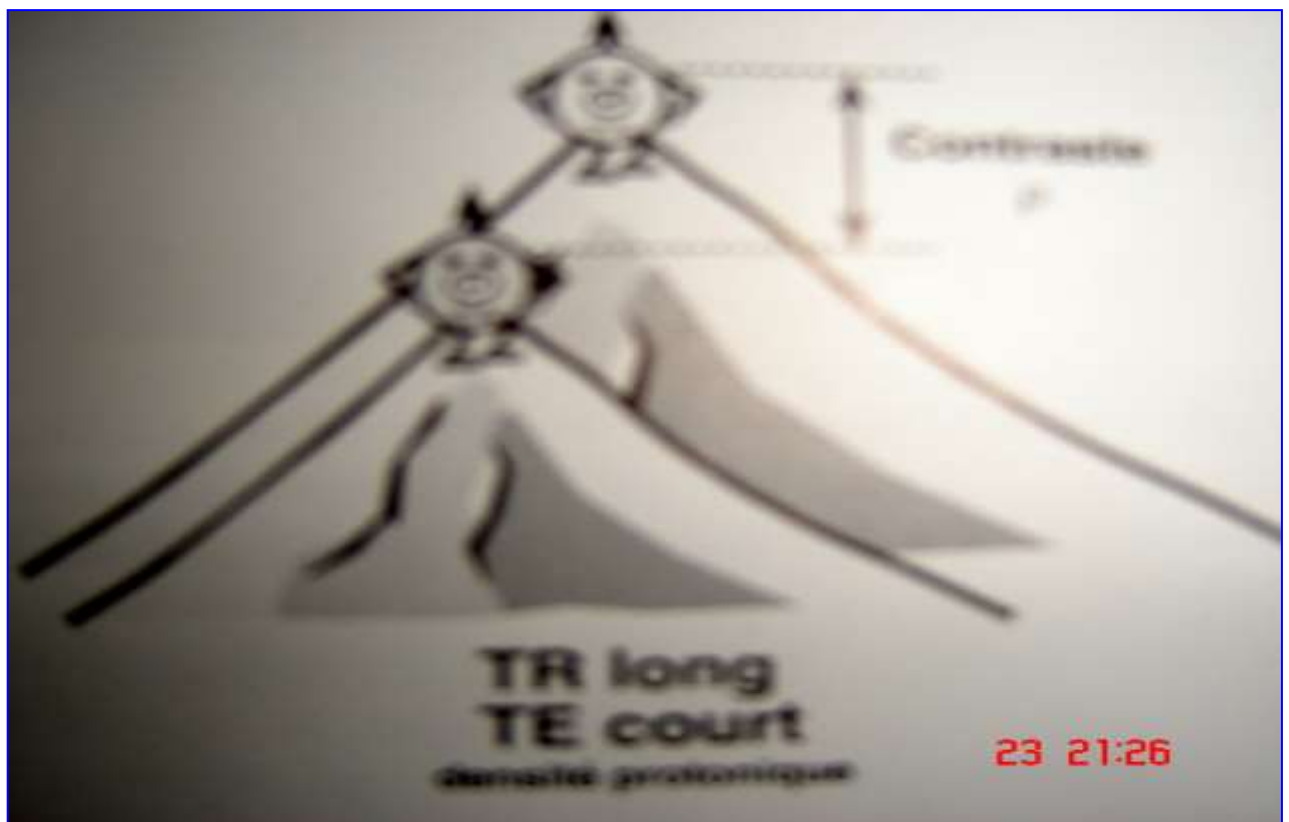


Notion de pondération: approche schématique

- **Exemple:**

- **2 bonhommes**
- **Une montagne et**
- **Un soleil au dessus de la montagne**





Séquence d'inversion récupération (IR)

- Le contraste en T1 d'une séquence de spin écho n'est pas excellent
- ⇒ Modifier la configuration de la séquence:
C'est la séquence *d'inversion récupération*
- Elle comporte une impulsion de 180° ⇒ «inversion» de l'aimantation
- Ensuite, on laisse repousser l'aimantation longitudinale
- Enfin, pour mesurer l'aimantation, on bascule M dans le plan transversal par une impulsion de 90° au temps TI (temps d'inversion)
- L'augmentation du contraste en T1 (par rapport à l'écho de spin) s'explique par le fait que:
lors de la repousse (en T1), l'aimantation longitudinale décrit un «double parcours» ($-M_z$ à $+M_z = 2M_z$) qui majore la «compétition» en T1 c'est-à-dire les différences en T1.

Modification de contraste: suppression de graisse et de liquide

- Dans une séquence IR, tous les tissus passent par 0 lors de la repousse (pour $TI = 0.69 T_1$ du tissu considéré)
- Cette annulation de contraste peut être mise à profit pour supprimer de l'image une structure donnée, comme la graisse.
- Pour cela, il suffit de choisir un temps d'inversion que $TI = 0,69 T_1$ graisse.
- Cette séquence de suppression de graisse basée sur l'inversion récupération s'appelle STIR (short T1 inversion recovery)
- Suppression du signal des liquides: séquence FLAIR

III/ CODAGE SPATIAL DU SIGNAL ET RECONSTRUCTION DE L'IMAGE

Introduction

Pour réaliser des images en résonance magnétique, il est indispensable de pouvoir localiser précisément le signal de RMN

1- Matrice et champs de vue

- Le *champs de vue* (FOV: Field of view) représente les dimensions réelles du plan de coupe (hauteur et largeur mesurées en cm)
- La *taille de la matrice* définit le nombre de lignes (L ou N) et de colonnes (C ou N)
- Le Voxel = le volume élémentaire de l'échantillonnage dont l'intensité de signal sera reportée sur le pixel correspondant de l'image
- Les dimensions du champs de vue et la taille de la matrice détermine la résolution spatiale (dimension du pixel)
- Pour un champs de vue donné, plus la taille de la matrice est grande, plus le pixel est petit
- Exemple:

$$\text{FOV} = 25 \text{ cm}, \text{matrice} = 128 \times 128 \Rightarrow \text{pixel} = 4 \text{ mm}^2$$

$$\text{FOV} = 25 \text{ cm}, \text{matrice} = 258 \times 258 \Rightarrow \text{pixel} = 1 \text{ mm}^2$$

- Les matrices peuvent être carrées ou asymétriques (128p × 256f)
- Donc, les champs de vue ou les pixels peuvent être carrés ou rectangulaires

2- Localisation spatiale du signal

- Elle fait appel à l'utilisation de gradients
- Un gradient représente le taux de variation d'une donnée physique dans une direction de l'espace
- Un gradient peut être linéaire ou non
- Un gradient est dit linéaire quand la variation qu'il présente augmente d'une même valeur par unité de mesure

- En IRM, ce sont des gradients linéaires de champs magnétiques qui vont être utilisés pour le codage spatial de l'image
- Ces gradients créés par des bobines appelées bobines de gradients vont se superposer au champ magnétique principal B_0
- Ainsi, le champ magnétique principal est augmenté de façon linéaire dans la direction où est appliqué le gradient
- Pour réaliser une image IRM, il faut
 - D'abord, à l'intérieur d'un volume donné, sélectionner un plan de coupe en appliquant un premier gradient appelé gradient de sélection de coupe G_{ss}
 - Ensuite, sélectionner à l'intérieur de ce plan de coupe, les différentes lignes par un deuxième gradient: gradient de codage de phase G_{Φ}
 - Enfin, sélectionner les différentes colonnes par un troisième gradient: gradient de fréquence G_{ω}

3- Sélection du plan de coupe

- Le gradient de sélection de coupe G_{ss} va se superposer au champ magnétique principal B_0
- Il s'agit d'un gradient de champs linéaire calibré de telle façon que seul un plan de coupe donné, perpendiculaire à la direction du gradient, sera à la fréquence de la résonance

Exemple :

- Si on applique G_{ss} selon Oz , les protons du sujet précessent à des fréquences angulaires croissantes ω_1 à ω_{10} tranches ou plans perpendiculaires à la direction du gradient
- Si la fréquence de l'impulsion de RF ω_r est égal à $\omega_6 \Rightarrow$ seuls les protons du plan de coupe P_6 sont à la condition de résonance et vont basculer de 90° et donc contribuent à la formation du signal RMN
- En augmentant au fur et à mesure la fréquence de l'impulsion RF de ω_1 à ω_{10} on peut sélectionner les plans de coupes P_1 à P_{10}
- Lorsque le gradient est appliqué selon l'axe cranio-caudal du patient, les coupes obtenues sont axiales

- Pour réaliser des coupes sagittales le gradient de sélection de coupe devra être orienté de droite à gauche
- Coupes frontales: gradient orienté d'avant en arrière
- Par combinaison de 2 ou 3 gradients, on accède à n'importe quel plan oblique.
- L'épaisseur du plan de coupe peut être déterminée de deux façons:
 - Elle est fonction de la largeur de fenêtre (bande de fréquence)
 - La force du gradient: si le gradient est élevé, les coupes sont fines

4- Gradient de codage de phase $G\Phi$

- Il permet de sélectionner les différentes lignes à l'intérieur du plan de coupe
- Il induit des différences en fréquence et donc des différences en phase des protons ($\Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_m$) dans chacune des lignes ($L_1, L_2, L_3, \dots, L_m$)
- Ces décalages de phase qui persistent à l'arrêt de l'application du gradient sont exploités par la suite et à distance de l'application du gradient.

5- Gradient de fréquence $G\omega$

- Il permet de sélectionner les différentes colonnes à l'intérieur du plan de coupe, en augmentant la fréquence de précession des protons ($\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_m$) dans chacune des colonnes C_1, C_2, \dots, C_m
- Dès l'arrêt du gradient, les protons précèdent de nouveau à la fréquence ω_0
- Il faut donc appliquer $G\omega$ lors du recueil ou de lecture du signal RMN
- $G\omega$ est également appelé gradient de lecture
- Le gradient de codage de phase doit être appliqué autant de fois qu'il y a de lignes dans la matrice image
- L'extraction de l'information en fréquence (et en phase) des protons au sein d'un voxel est réalisée par une transformée de Fourier dans les deux directions de fréquence et de phase (méthode par double transformée de Fourier ou 2 DFT)
- Une transformée de Fourier est un outil mathématique qui permet d'extraire les différences fréquences individuelles d'un signal composite contenant plusieurs fréquences.

6- Mise en place des événement et durée d'acquisition d'une séquence

6-1) Mise en place des impulsions RF et gradients

- L'impulsion de 90° doit coïncider avec le gradient de sélection de coupe G_{ss}
- Impulsion de 180° et gradient de codage de phase (lignes de la matrice)
- Gradient de fréquence (colonnes de la matrice) qui doit coïncider avec la réapparition du signal (rephasage des spins par l'impulsion de 180°), d'où le nom de gradient de lecture.
- Ce cycle ne permet d'obtenir l'information que pour une seule ligne des 256 lignes que comporte la matrice image
- Pour obtenir les lignes suivantes de la matrice, il faut appliquer le gradient de codage de phase autant de fois qu'il y a de lignes dans la matrice image
- L'image est obtenue « ligne par ligne » par une double progression horizontale d'une même ligne et verticale passage d'une ligne à la suivante par « incrémentation » du gradient de codage de phase pour obtenir successivement les 256 (ou 128) lignes de l'image.
- le temps de passage d'une ligne à l'autre est le temps de répétition TR
- Pour améliorer la qualité de l'image, il est parfois nécessaire de « repasser » une deuxième fois (ou plus) sur chaque ligne avant d'aller à la ligne suivante en répétant une deuxième fois l'ensemble des événements de la séquence
- Le nombre de passage sur chaque ligne est appelé nombre d'accumulations ou d'excitations N_{ex}
- Le temps d'acquisition T_{ac} nécessaire pour obtenir une image:

$$T_{ac} = TR \times N_p \times N_{ex}$$

- On remarque que le nombre de colonnes n'intervient pas dans la durée d'une séquence

6-2) Technique multicoupes

- Entre l'acquisition de chaque ligne, il faut attendre un TR plus ou moins long (de 400 à 1800 ms ou plus) pendant lequel repousse l'aimantation longitudinale

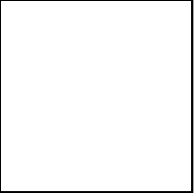
- Or, le signal est mesuré lors de l'écho avec $TE = 20$ à 120 ms
- Il existe donc un long intervalle de temps mort $TR-TE$
- Ce temps mort peut être utilement géré pour obtenir , « ligne par ligne », les plans de coupe suivants $P_2, P_3, P_4,$ etc.
- Cette technique appelée technique multicoupe fournit, à la fin de la séquence, non plus un seul mais un ensemble de plans de coupe parallèles.
- Ainsi, l'acquisition des plans de coupe se fait successivement par double progression
 - Horizontale
 - au sein d'une ligne par balayage de gauche à droite
 - « ligne par ligne », même rang de ligne d'un plan à l'autre
 - Progression verticale « ligne par ligne » d'une ligne à la suivante avec changement de rang de lignes, dans chacun des plans respectifs

7- Gradient bipolaire: notion d'écho de gradient

- Un gradient induit des différences en fréquence de précession des protons
⇒ également des différences en phases
- Ces décalages en phase sont indésirables pour G_{ss} et G_w : Ils diminuent l'intensité du signal recueilli
- La perte du signal est d'autant plus importante que l'amplitude du gradient augmente
- Pour s'affranchir des décalages de phase induit par G_w et G_{ss} :
on applique un gradient particulier (gradient bipolaire) divisé en deux gradients de même amplitude mais de signes opposés.

Gradient bipolaire :

- ❖ Application d'un premier gradient (-) ⇒ les protons se déphasent
- ❖ Application d'un deuxième gradient (+) ⇒ compenser ces déphasages

- 
- ❖ On recueille le signal au moment où les déphasages s'annulent: on a toujours des fréquences différentes induites par le 2ème gradient.

8- Mise en place et chronologie des impulsions RF et des trois gradients

- Impulsion de 90° qui doit coïncider avec le gradient de sélection G_{ss} de coupe bipolaire
- Impulsion de 180° et gradient de codage de phase G_Φ
- Gradient de lecture bipolaire