

UE2- Biophysique

Pr. Peretti

Le 13/10/2016 de 13h30 à 15h30

Ronéotypeur : Amélie SIT

Ronéoficheur : Claire Soursou

Cours n°4 de biophysique : Imagerie par
Résonance Magnétique(IRM) : bases
physiques

PLAN

I. Quelques généralités sur l'IRM

- A) Un peu d'histoire
- B) Les intérêts de l'IRM
- C) Le principe général de l'IRM

II. La Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

- A) Généralités
- B) La Magnétisation
- C) La Résonance
- D) La Relaxation

III. La Formation de l'image : l'Imagerie par Résonance Magnétique

- A) Les séquences d'impulsion
- B) Le contraste
- C) Les paramètres
- D) La durée d'acquisition

I. Quelques généralités sur l'IRM

A) Un peu d'histoire

- En **1946**, Bloch et Purcel découvrent le phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)
- Rapidement des premières applications se développent comme la spectroscopie par RMN en particulier dans les domaines de la chimie et de la biochimie.
- En **1971**, Damadian précise que tissu sain et cancéreux sont différents par RMN. Si les détails sont discutés, sa publication suscite l'intérêt du monde médical : la RMN ne se limite plus uniquement à un phénomène de laboratoire.
- En **1973** Lauterbur réalise les premières images
- En **1980** on réalise les premières images de tête et d'abdomen
- En **2003** Lauterbur et Mansfield reçoivent le prix Nobel de médecine pour leurs travaux sur l'IRM

B) Les intérêts de l'IRM

- L'IRM a une bonne **qualité** des images (contraste résolution...)
- On peut aussi réaliser des **coupes tomographiques** d'incidence quelconque (des coupes axiales, sagittales mais aussi obliques...)
- C'est un examen **a traumatique** (on injecte juste un produit de contraste)
- L'image est plus **riche** : il y a trois paramètres principaux qui donnent des informations sur la structure de la matière, l'IRM est donc plus riche et plus complexe. A l'inverse, les autres méthodes n'ont qu'un seul paramètre, par exemple :
 - Pour les Rayons X c'est le coefficient d'atténuation des rayons X par la traversée de la matière
 - Pour la scintigraphie c'est la quantité de radioactivité dans un organisme
 - Pour l'échographie c'est le coefficient de réflexion des ultrasons sur une interface
- C'est une imagerie à la fois **anatomique et fonctionnelle** (sur le cerveau par ex)

C) Le principe général de l'IRM

- Les paramètres principaux de l'IRM sont :

- ρ : densité de protons
 - T1 : temps de relaxation
 - T2 : temps de relaxation
- } Ils donnent des renseignements morphologiques et biologiques sur la constitution des tissus

-L'IRM est basée sur la **mesure des propriétés magnétiques** des tissus biologiques

-L'IRM nécessite que le patient soit soumis simultanément à :

- Un champ magnétique principal **Bo** constant (de 0.003 à 3T)
- Une onde radio de durée brève appelée **impulsion de radiofréquence**, par exemple : 21MHz à 0.5T
- Des champs magnétiques variables, on parle de **gradients de champs magnétiques** d'intensité beaucoup plus faible que Bo

-Remarque :

- Le champ magnétique terrestre vaut 1.5T soit 30 000Bterr (champ très puissant en imagerie, il faut donc prendre des précautions)
- Il faut prendre en compte **l'attraction** des objets métalliques (clés ciseaux...). Par conséquent, le pacemaker est une contre-indication à l'IRM
- Comme on utilise des ondes radio fréquences, il faut **isoler** la pièce des onde électromagnétiques extérieures

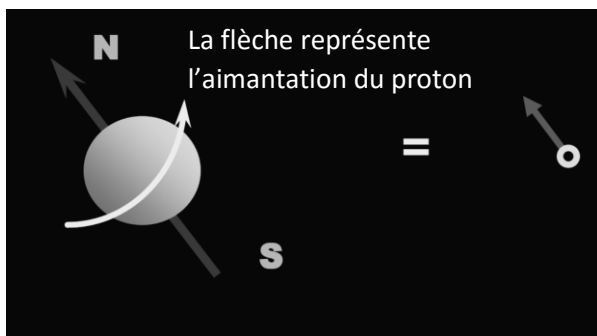
II. La Résonance Magnétique Nucléaire (RMN)

A) Généralités

-Il y a trois étapes dans la RMN :

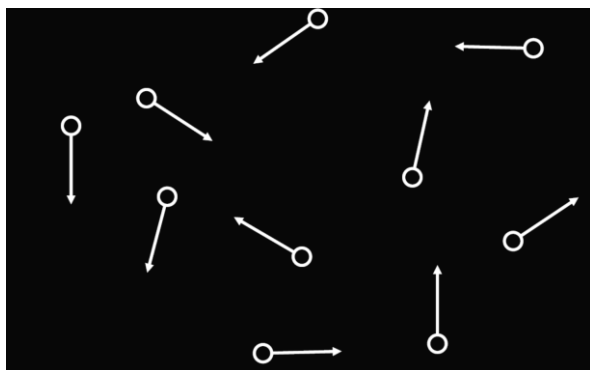
- Magnétisation
- Résonance
- Relaxation

-Pour l'imagerie médicale, en général, on utilise le noyau de **l'atome d'hydrogène H** (très présent dans l'organisme, dans l'eau...). C'est le noyau le plus simple : il a un seul proton.



Le proton a une propriété le **spin** (rotation intrinsèque) c'est-à-dire que le proton tourne sur lui-même et possède donc une **propriété d'aimant** ; il a donc un pôle nord et sud

Remarque : on pourrait choisir un autre noyau comme celui du phosphore mais on ne pourrait pas prendre celui du carbone



Le proton est un aimant, et chaque aimant peut aussi être appelé **moment magnétique nucléaire**.

Dans un environnement naturel (c'est-à-dire dans un champ magnétique faible), les moments magnétiques nucléaires pointent dans toutes les directions de manière aléatoire dans le **désordre**.

→ L'aimantation totale M est nulle $M=0$

Donc dans la nature la matière n'est pas aimantée, il faut l'action d'un aimant puissant

B) Magnétisation

-Pour pouvoir influencer et orienter les moments magnétiques, on applique un champ magnétique puissant sur le tissu étudié, c'est la magnétisation.

-Pour cela on applique un champ magnétique intense **Bo**, ainsi les protons vont tourner autour de la direction de Bo à une certaine fréquence **fo** définie par la relation de Larmor :

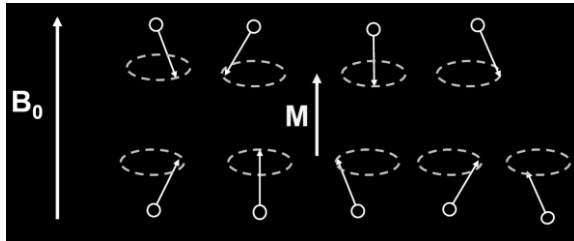
$$f_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

γ le rapport gyromagnétique du proton ou du noya d'hydrogène ici

f_0 la **fréquence de Larmor** qui caractérise le proton

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

-Sous l'action d'un champ magné extérieur **Bo uniforme et constant**, les protons tournent chacun autour d'un axe vertical (c'est la trajectoire en pointillée sur le schéma) et on distingue deux populations :



- Les protons qui pointent vers Bo
- Les protons qui pointent dans le sens contraire de Bo

-Si on additionne les vecteurs, sachant qu'il y en a plus dans le sens de Bo, on a un vecteur parallèle, de même sens que Bo c'est le **vecteur magnétisation**.

-Les moments magnétiques ne pointent plus dans des directions quelconques, l'aimantation totale du tissu biologique n'est plus nulle ($M \neq 0$), le tissu est donc aimanté.

-A l'équilibre, l'**aimantation totale M est parallèle, de même sens que Bo et non nulle**, mais si on décompose M, on a :

- La projection de M sur l'axe perpendiculaire à Bo (ou axe transversal) est nulle : $M_T = 0$
- Sur un axe longitudinal, la projection de M est non nulle : $M_L \neq 0$

Si on ne fait rien le tissu sera juste aimanté, hors pour faire l'IRM il faut mettre en évidence les propriétés magnétiques des tissus, il faut donc passer à la résonance.

C) Résonance

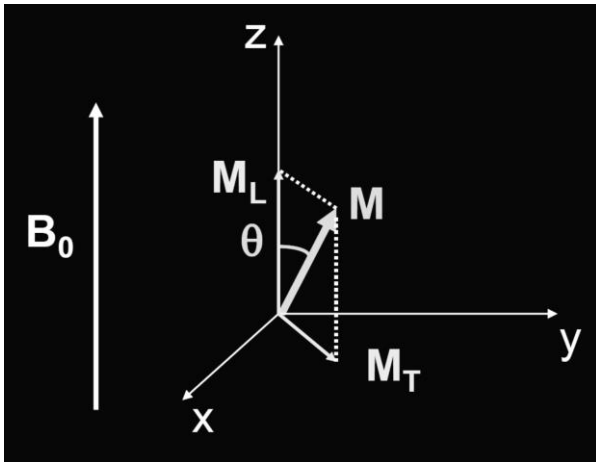
-C'est pour la résonance qu'on a besoin de l'action de l'onde radiofréquence ou l'impulsion radio

-On l'appelle aussi **impulsion d'excitation**, de **durée brève**, c'est-à-dire qu'on entraîne une **perturbation** de l'état d'équilibre magnétique instauré pour exciter le système.

-Pour le perturber de manière efficace on passe par le phénomène **résonance** : on va envoyer une onde radio MAIS il faut que **la fréquence de l'onde radio soit égale à la fréquence caractéristique du proton**. Dans le cas contraire, le système ne sera pas perturbé et le transfert d'énergie ne sera pas significatif.

-Exemple de résonance : On peut casser le verre lorsque la fréquence est celle caractéristique du verre grâce à un **transfert maximal d'énergie**. C'est le même principe pour la RMN avec les ondes radios.

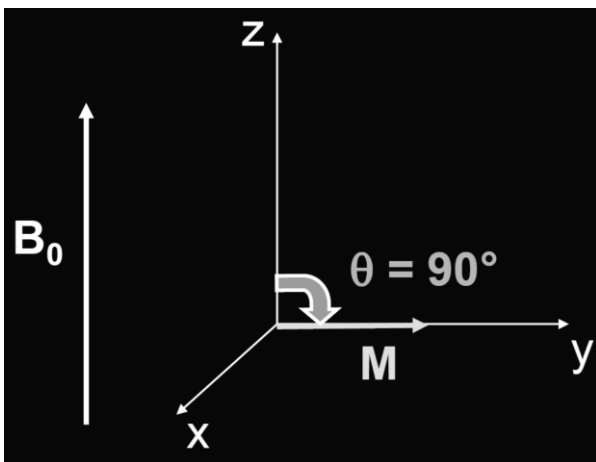
-Si l'onde vérifie la résonance, on peut perturber l'équilibre et à l'arrêt de l'impulsion, l'aimantation est inclinée par rapport Bo d'un angle θ



M est vertical à l'équilibre et après la résonance M est incliné d'un **angle θ**

M_L (projection longitudinale) et M_T (projection transversale) ne sont pas nuls.

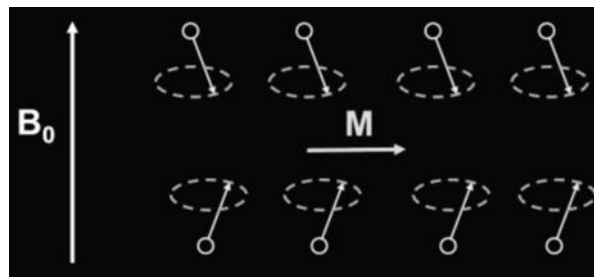
La valeur de l'angle θ peut être prédit : on peut jouer sur la durée de l'impulsion et s'arranger pour avoir une impulsion de 90° par exemple, souvent utilisé



L'aimantation totale M juste après une impulsion 90° : M est dans un plan horizontal par rapport à B_0

-Pour les moments magnétiques nucléaires après une impulsion à 90° :

- Il y a toujours deux populations différentes : ceux qui pointent dans le sens de B_0 et ceux dans le sens inverse.
- MAIS les protons sont maintenant en même nombre : c'est **l'égalisation** (l'onde permet d'apporter l'énergie pour que les protons passent d'un niveau à un autre et se répartissent de manière égale et ordonnée sur les niveaux)
- Tous les moments pointent dans la même direction : c'est **la mise en phase** (par exemple ici ils pointent tous vers la droite)



Le système va ensuite retourner à son équilibre, c'est la relaxation.

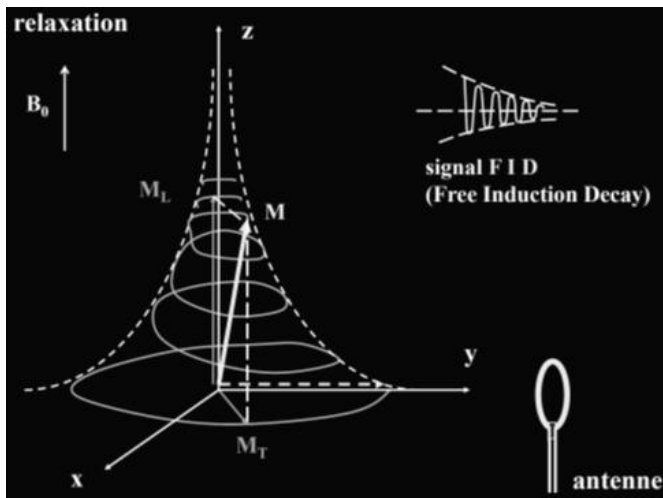
D) La relaxation

-La relaxation est un retour à l'équilibre non instantané et caractérisé par les deux temps T1 et T2, elle ne se fait pas en ligne droite.

-Pour une impulsion de 90°, M est à l'horizontale et ensuite petit à petit va aller à la verticale en tournant autour de B₀ tout en se rapprochant de B₀.

-C'est donc un mouvement complexe où l'on décrit séparément M_T et M_L :

- M_T va s'annuler petit à petit, au départ elle est maximale et à la fin elle est nulle
- M_L est nulle au début de la relaxation puis elle va augmenter jusqu'à atteindre sa valeur d'équilibre avant la rupture de son équilibre, on parle de **repousse** de l'aimantation longitudinale)



Comme l'aimantation tourne dans le plan horizontal, on peut mettre une **antenne** (soit une boucle de fil électrique) qui va détecter un courant (c'est le phénomène de courant induit).

On peut enregistrer et analyser ce courant qui passe dans l'antenne, et on obtient un courant en forme de sinusoïde. Et comme M_T diminue au cours du temps, il s'agit d'une **sinusoïde décroissante**.

Ce courant qu'on enregistre s'appelle le **signal FID** (Free Induction Decay)

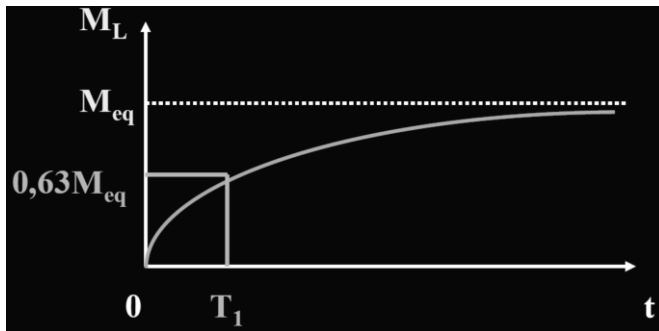
1. La relaxation de l'aimantation longitudinale

Après l'arrêt d'une impulsion de 90° elle suit **la première loi de BLOCH**

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

Aimantation longitudinale Valeur à l'équilibre de M_L

Pour t=+∞	Pour t=0	Pour t=T ₁
$e^{-\frac{t}{T_1}} = e^{-\infty} \rightarrow 0$	$e^{-\frac{t}{T_1}} = e^0 = 1$	$e^{-\frac{t}{T_1}} = e^{-1} = 0,37$
M _L =M _{eq}	M _L =0×M _{eq} =0	M _L =1-0,37=0,63 M _{eq}



Au départ M_L est nulle puis elle croit de façon exponentielle jusqu'à M_{eq}

Pour $t = T_1$, $M_L = 0,63 M_{eq}$

T_1 est le temps au bout duquel M_L retrouve **63% de sa valeur à l'équilibre**. C'est le temps caractéristique décrivant l'évolution de M_L

$T_1 =$ temps de relaxation longitudinale

Remarque : si on veut atteindre l'équilibre il faudrait attendre un temps infini MAIS en pratique on considère que de **3 à 5 fois T_1** à l'équilibre.

2. La relaxation de l'aimantation transversale

Elle suit du point de vue macroscopique la **2^{ème} loi de Bloch** : (on n'oublie pas M_T décroît de sa valeur initiale jusqu'à 0)

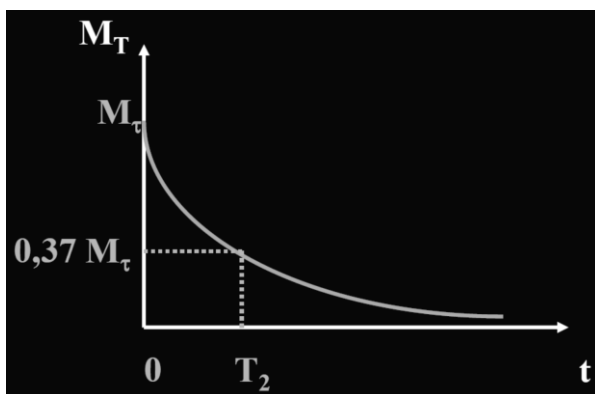
$$M_T = M_\tau e^{-\frac{t}{T_2}}$$

M_τ est la valeur de M_T à l'instant choisi comme l'origine

M_T décroît de sa valeur initiale jusqu'à 0. On a donc une fonction décroissante jusqu'à l'infini.

Calcul num :

Pour $t = +\infty$	Pour $t = 0$	Pour $t = T_2$
$e^{-\frac{t}{T_2}} = e^{-\infty} \rightarrow 0$	$e^{-\frac{t}{T_2}} = e^0 = 1$	$e^{-\frac{t}{T_2}} = e^{-1} = 0,37$
$M_T = 0$	$M_T = M_\tau$	$M_T = 0,37 M_\tau$



M_T décroît de façon exponentielle de sa valeur initiale jusqu'à 0

Pour $t = T_2$, $M_T = 0,37 M_\tau$

T_2 est le temps au bout duquel l'aimantation transversale atteint **37% de sa valeur initiale**. C'est le temps caractéristique décrivant l'évolution de M_T

$T_2 =$ temps de relaxation transversale

De la même manière, en pratique on attend 3-5 fois T_2 .

3. Temps de relaxation de différents milieux bio

	T1 (1.5T)	T2
Eau	3000 ms	1500 ms
LCR	2500	1000
Muscle	800	45
Graisse	200	75
Foie	500	45
Substance blanche	750	90
Substance grise	850	100

Ce qu'il faut retenir des valeurs :

- Si on exclut les liquides, les T2 sont de l'ordre de dizaines de ms et les T1 de centaines de ms
- La graisse a un T1 plus faible, le plus court des tissus, que le muscle mais un T2 plus élevé que le muscle
- Les liquides ont des T1 et T2 très longs mais les tissus organisés ont des T1 et T2 courts

III. Formation de l'image, l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

-Remarque : on a retiré le mot nucléaire pour faire moins peur mais il est bien question de noyau qui résonne !!

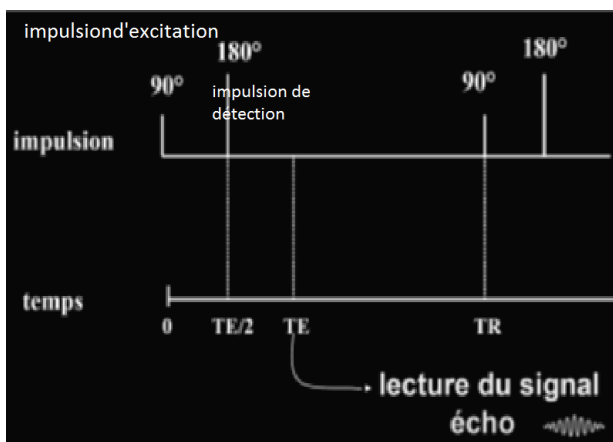
A) Les séquences élémentaires

-Pour réaliser une IRM, il faut fabriquer, acquérir petit à petit l'image en réalisant des **séquences d'impulsion** (c'est à dire plusieurs impulsions 90° par exemple).

-Dans une séquence élémentaire, on retrouve une **impulsion d'excitation** (une impulsion 90° pour perturber l'équilibre par exemple) ET une **impulsion de détection** (une impulsion 180° par exemple) séparées par **TE/2**, **TE étant le temps d'écho**.

-Le signal FID est une sinusoïde décroissante disparaissant assez vite, on utilise donc l'impulsion de détection afin de faire **renaître un écho du signal** pour pouvoir mesurer le signal plus facilement et tranquillement.

-on répète ce module (séquence élémentaire) plusieurs fois, les séquences sont séparées par le **temps de répétition TR**



-L'impulsion 180° à TE/2 permet de lire et mesurer le signal TE.

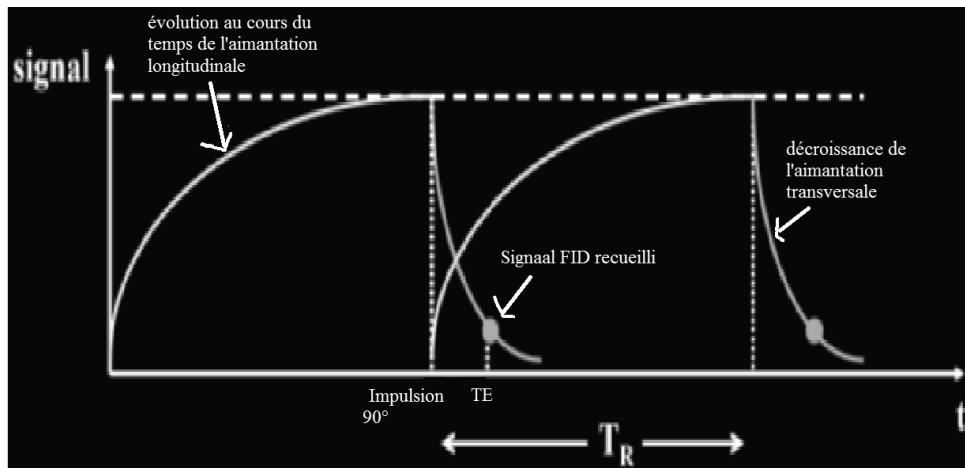
-La séquence peut être répétée un très grand nombre de fois pour obtenir une image comme 256 fois par exemple pour une image en 256 lignes.

-La **séquence écho de spin** est la séquence de base la plus importante car elle permet de mesurer l'écho, elle est constituée de la séquence d'une impulsion 90° puis une 180°.

B) Le contraste

-Le contraste est ce qui permet de distinguer des tissus.

-Sur le graphique on peut voir que la croissance de l'aimantation longitudinale et la décroissance de l'aimantation transversale se font en même temps suite à, et ceci se répète de nombreuses fois au cours du temps.



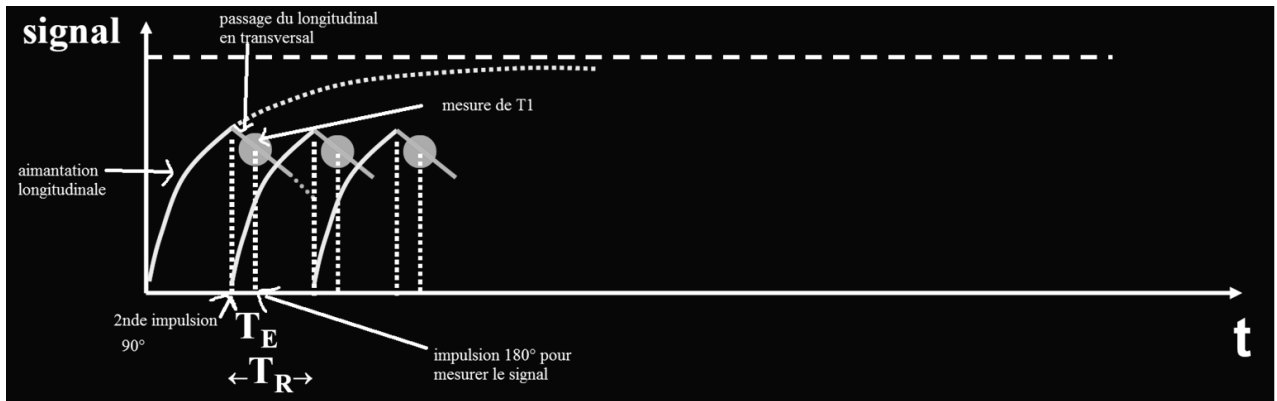
-Remarques par rapport au graphique :

- L'antenne est dans le plan de mesure et enregistre l'aimantation transversale, car c'est la seule qui tourne et émet le signal FID. En effet, on ne peut **mesurer que l'aimantation transversale**, il n'y a donc jamais de point de mesure sur la partie croissante de courbe mais toujours sur la partie descendante de la courbe.
- Si on mesure l'écho du signal à TE c'est que on a donné une impulsion 180° à TE/2
- Il y a au départ une impulsion 90° qui permet à l'aimantation longitudinale de s'annuler puis de repousser tandis que l'aimantation transversale décroît

On obtient un **Echo de spin image pondérée en T2** c'est-à-dire que l'image dépend principalement du T2 des tissus : pendant que l'aimantation transversale diminue, on mesure le signal à TE, on a donc des infos sur le T2 des tissus. Néanmoins, on n'a aucune sur le T1 car le TR est long pour que toute la relaxation soit terminée avant de recommencer une nouvelle séquence.

-COMMENT MESURER T1 DES TISSUS ?

- On pourrait croire que ce n'est pas possible car on ne peut que mesurer une aimantation transversale ou qui tourne MAIS...
- On peut utiliser un petit artifice :
 - Au lieu de prendre un TR aussi long, on fait intervenir vite pendant la croissance une **IMPULSION DE 90°**, on n'attend pas la fin de la relaxation, M avait une composante longitudinale et transversale qui vont alors s'inverser (**ce qui est longitudinal devient transversal** donc mesurable le plus vite possible)
 - Autrement dit, on choisit un **TR plus court**, on interrompt la relaxation longitudinale par une nouvelle impulsion 90° entraînant que ce qui était vertical devient horizontal et donc mesurable.



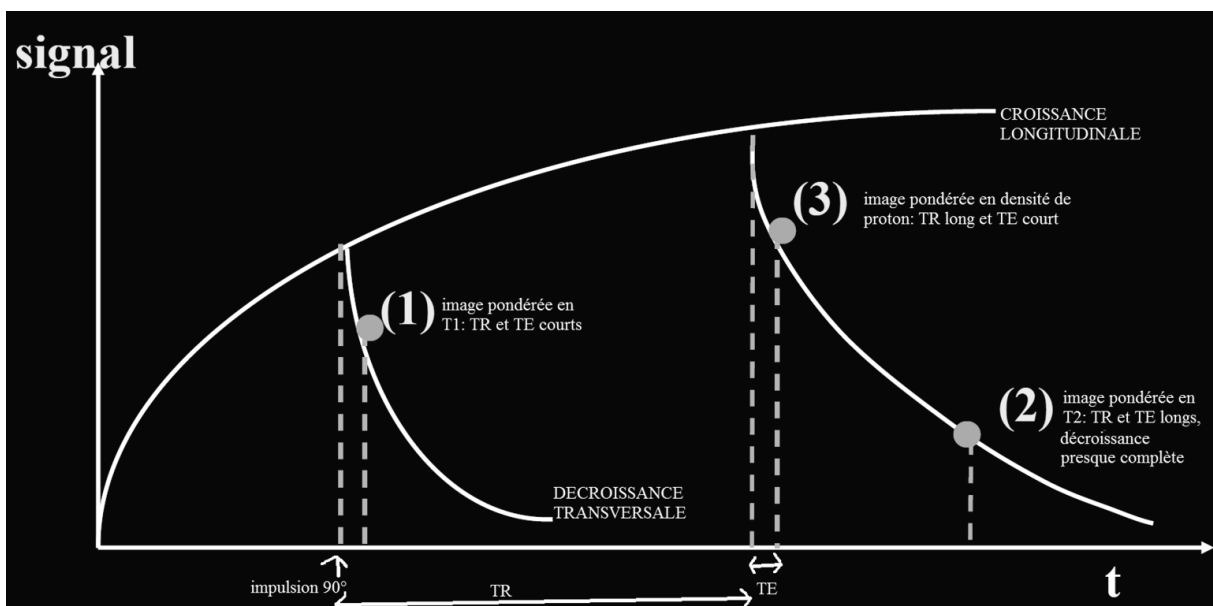
On peut donc mesurer T1 à partir du moment où on interrompt la relaxation, en envoyant le plus rapidement possible une impulsion 180° pour que la décroissance longitudinale soit minimale et mesurer le plus vite possible T1.

Par conséquent nos renseignements dépendront du T1 des tissus avec des TE et TR courts, on a donc une **image pondérée de T1**.

Pour résumer :

- A la première impulsion 90°, M_L est nulle et M_T est maximale
- on interrompt la relaxation longitudinale progressive avec une nouvelle impulsion 90°, donc TR est court
- M_L est arrêtée dans sa croissance et devient transversale, elle se met donc à décroître (donc mesurable)
- pour faire une mesure je fais une impulsion 180° le plus vite possible car il faut limiter la décroissance, donc TE court
- on parle donc d'image pondérée en T1

-Exemple de signal :

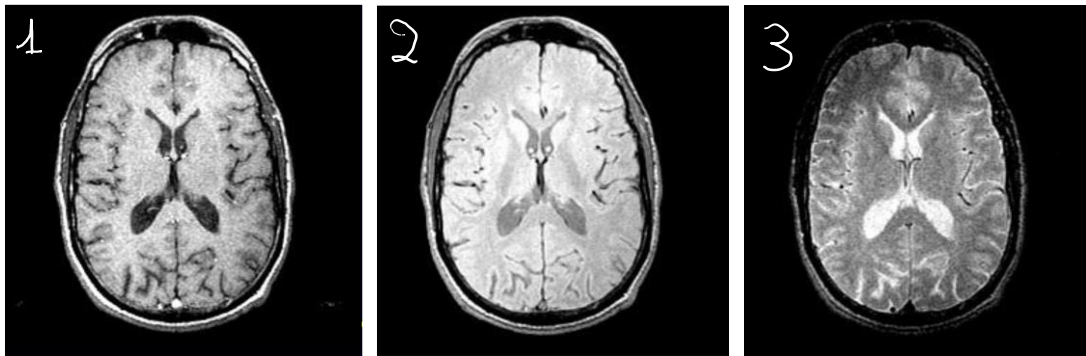


- Au point (1) : On applique une impulsion 90° pendant la croissance longitudinale qui s'arrête, ce qui est longitudinal devient transversale et on mesure au plus vite le T1. On a donc un **TE court et un TR court**. On dit que l'image est **pondérée en T1**.
- Au point (2) : on envoie une impulsion de 90° et on laisse se faire la décroissance, puis on envoie une impulsion à 180° , on mesure donc T2, on a un **TE long et un TR long**. On dit que l'image est **pondérée en T2**.
- Au point (3) : on a une **TR long** (c'est supprimé T1 car l'aimantation est à l'équilibre) et **TE court** (c'est supprimé l'influence de T2), on limite la décroissance, donc il ne reste que **ρ DENSITE DE PROTON**. C'est le nombre de protons qui participent à la résonance. Beaucoup de protons signifient un signal fort et peu un signal faible.

Remarque : la densité de protons intervient toujours. Ainsi pour le point (1), on peut dire que l'image est pondérée en T1 et en ρ , et pour le point (2) on a une image pondérée en T2 et en ρ

- Equation récapitulative qui réunit les 2 lois de Bloch: $M_t = M_0(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})(e^{-\frac{TE}{T_2}})$

-IRM d'une coupe axiale de cerveau en écho de spin avec changement des paramètres d'acquisition :



1) **TR=500 ms (court) et TE=20 ms (court)**, c'est une image **pondérée en T1**. On peut voir le contraste entre la substance blanche et grise mais aussi que le liquide apparaît **noir** on dit qu'il est **en hyposignal**, la graisse sous-cutanée apparaît **blanche** elle est en **hypersignal** contraste substance grise et blanche

2) **TR=2000 ms (long) TE 20 ms (court)**, TR c'est une image **pondérée en ρ** , il ne reste que la densité de protons, l'image est de bonne qualité pour voir l'anatomie.

3) **TR= 2000 ms (long) et TE=80 ms (long)**, l'image est **pondérée en T2**. On a un contraste différent entre les substances grise et blanche, le liquide apparaît blanc et non plus noir, la graisse a disparu. on a une moins bonne qualité avec du bruit mais elle permet de mettre en évidence des pathologies

⇒ Selon la programmation on obtient des images différentes, les structures peuvent apparaître très différentes. Au cours d'une IRM on fait différents contrastes pour mieux analyser car ces informations sont complémentaires

C) Les paramètres

-Ordres de grandeurs : $\left\{ \begin{array}{l} \text{TR de 300 à 4000 ms} \\ \text{TE de 10 à 120 ms} \end{array} \right.$ Ils sont fixés par l'opérateur.

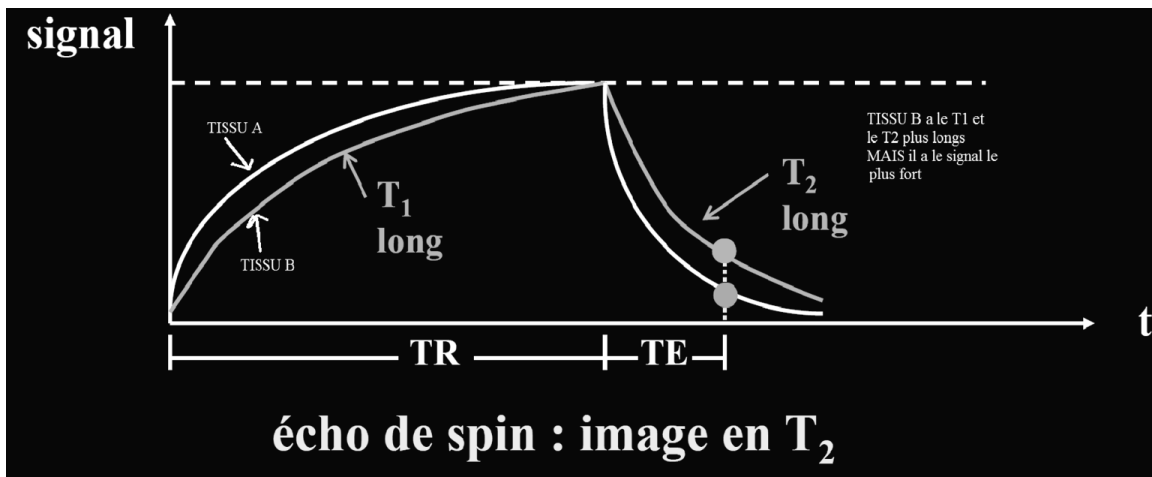
-Sur les images : les liquides sont en hyposignal en T1 mais en T2 ils sont en hypersignal

Pondérée en T1	TR court	TE court
Pondérée T2	TR long	TE long
Pondérée en ρ	TR long	TE court

-Attention : long et court sont différents pour TR et TE :

- TE long vers 80-100 ms et TR long vers 1000-4000 ms
- TE court vers 10-20 ms et TR court vers 300-600 ms

-Pour plusieurs les tissus :

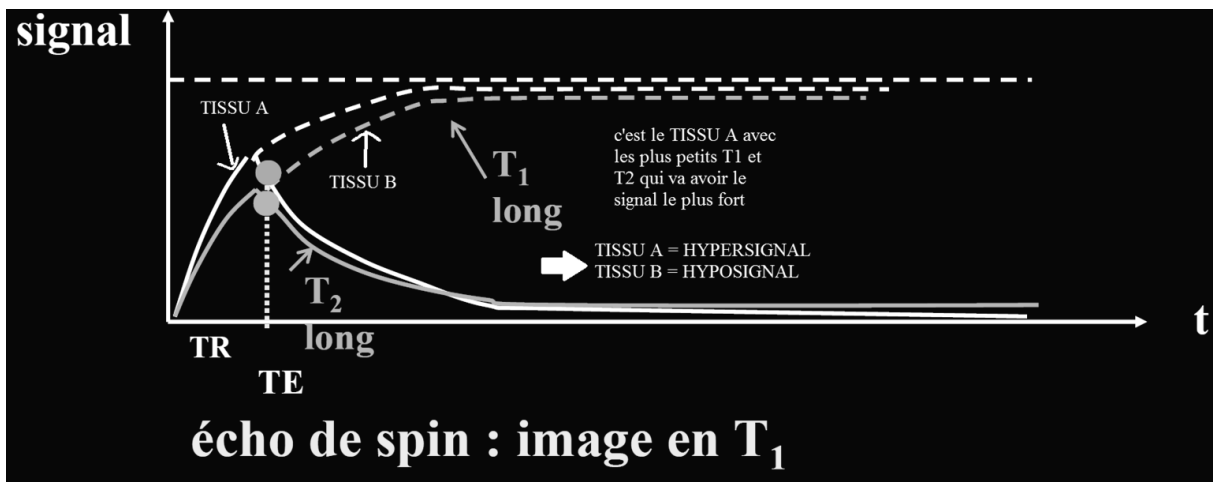


- L'écho de spin pour une image pondérée en T2 (on un TR long et un TE long)

Le tissu B a le T1 le plus long (c'est-à-dire la pente ascendante la plus faible) et arrive plus lentement à l'équilibre. De même, il a un T2 plus long (pente descendante plus faible) et arrive plus lentement à 0. Mais, le tissu B a aussi le signal le plus fort.

⇒ TISSU A T2 COURT = HYPOSIGNAL
 TISSU A T2 LONG = HYPERSIGNAL

- L'écho de spin pour une image pondérée en T1 : on interrompt la relaxation soit TR et TE sont courts)

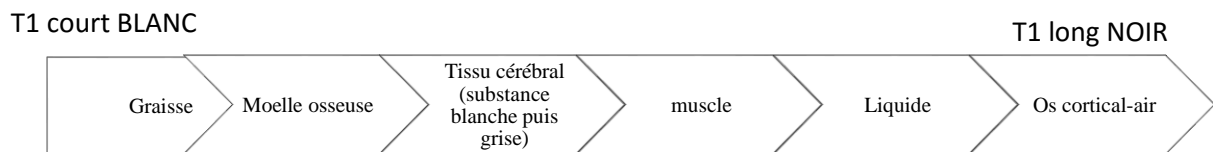


C'est l'inverse, c'est le TISSU A avec le T1 et le T2 le plus court qui a le signal le plus fort car il atteint le plus vite son équilibre

⇒ TISSUS A T1 COURT = HYPERSIGNAL
 TISSUS A T1 LONG = HYPOSIGNAL

Image en T1	Image en T2
Tissu à T1 court en HYPERsignal	Tissu à T2 court en HYPOsignal
Tissu à T1 long en HYPOsignal	Tissu à T2 long en HYPERsignal

-Echelle pour les images pondérées en T1 puis en T2 :



L'os cortical et l'air sont en noir car il y a peu de protons dans l'air ou les protons ne sont pas libres dans l'os, ils ne participent donc pas à la résonance



D) Durée d'une acquisition

-La durée d'acquisition peut s'écrire : $D = TR \times N_{\text{lignes}} \times N_{\text{acc}}$

-Exemple : $TR = 2000\text{ms}$
 $N_{\text{lignes}} = 256$
 $N_{\text{acc}} = 1$ } $D = 8,5$ minutes et il ne faut pas que le patient bouge pendant ce temps

+ En général, on ne fait pas qu'une seule séquence mais **plusieurs séries d'images** pour pouvoir observer les tissus en T1 et en T2 en faisant varier TR et TE, donc l'examen dure plutôt **30-40 minutes**

-Remarque : Si on prend un $TR = 200$, on remarque que quand on augmente le TE, la qualité et le contraste se dégradent

- Si $TE = 20$ ms, on a une image de bonne qualité en ρ
- Si TE est entre 20 et 40 ms on a un mélange de T1 et de T2. Pour un TR court et un TE long c'est très compliqué à interpréter et on a une mauvaise qualité d'image
- Si $TE = 80$ ms on a une bonne image en T2