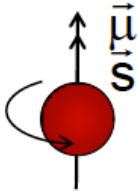


RMN & IRM

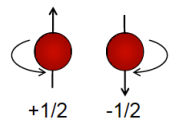
I. La résonance magnétique nucléaire

A. Généralités et rappels de P1

- Le magnétisme a été découvert dans l'antiquité dans une ville grecque Magnésie.
- La boussole est une application du magnétisme
- Il n'y a pas que le noyau d'hydrogène qui a des propriétés magnétiques, on peut par exemple citer le phosphore 31 (non utilisé pour l'imagerie)
- Le carbone 12 a 6 neutrons et 6 protons il n'a pas de μ .



- Le proton (particule chargée) a un moment magnétique de Spin qui est parallèle à son moment magnétique nucléaire μ .
- Le neutron bien que non chargé a aussi un moment magnétique nucléaire égal à 2/3 de celui du proton
- De manière générale, une particule chargée en rotation sur elle même (mouvement circulaire uniforme) a un moment magnétique nucléaire μ
- Les nucléons peuvent prendre des valeurs + 1/2 ou - 1/2.



- **moment magnétique du noyau** $\mu = \gamma \hbar I$ avec γ la **constante gyromagnétique** et **I la somme des nombres de spin des nucléons**

Le nombre quantique de Spin du noyau $I = \sum$ spins des nucléons					
Z et N pairs	2 p		2 n		$I = 0$
Z et N impairs	1 p		1 n		$I = \{1, 2, 3 \dots\}$
Z ou N impairs	1 p		0 n		$I = \{1/2, 3/2, 5/2 \dots\}$

- On n'utilise que **l'imagerie protonique**, c'est à dire qu'on utilise la résonance seulement pour les noyaux d'hydrogène = 1 proton

a. Les différents types d'aimants

- **Résistifs** (« électro-aimants ») Solénoïde dans lequel circule un courant électrique I. Echauffement +++ (1 tonne d'eau par heure/0,1T)

- **Permanents**

- **Supra-conducteurs** : Alliages supraconducteurs (résistance nulle = pas d'effet Joule) à des températures proches du zéro absolu (-269°C). Refroidissement à l'hélium liquide. Problème du « quench ».

b. Le champ magnétique d'une IRM

Champ puissant (**1,5 T** soulève 10 kg) (10 000 à 40 000 fois le champ magnétique terrestre = 50 μ T) par l'aimant supra-conducteur de la machine à IRM.

c. Les risques du champ magnétique d'une IRM

* **Effet projectile**: matériel ferromagnétique

* **Déplacements de corps étrangers métalliques intra-corporels** : Corps étranger métallique intra-oculaire, anciens clips vasculaires intra-crâniens

* **Perturbation du fonctionnement de certains matériels**: stimulateur cardiaque, neurostimulateurs, implant cochléaire, valves de dérivation

B. Les 3 phases de la résonance magnétique nucléaire

a. La précession

La précession est le résultat d'un couple magnétique exercé par le champ magnétique sur le noyau.

Une particule chargée :

- **immobile** crée un champ **électrique**
- **en mouvement** crée un champ **magnétique**.

Pour un solénoïde, la valeur du champ : $B = \mu I n$ (en Tesla (champ magnétique terrestre : 50 μ T))

$\mu_0 =$ « perméabilité magnétique du vide » $n =$ nombre de spires $I =$ intensité du courant

Un COUPLE est un système de forces qui s'applique à un objet de telle sorte que le centre d'inertie reste immobile et que l'objet n'est pas en équilibre dans une position donnée.

Les noyaux dont le moment magnétique est non nul subissent un couple.

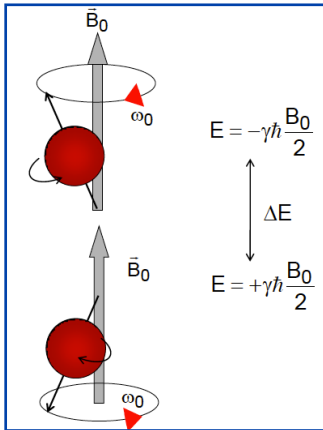
γ = rapport gyromagnétique caractéristique du noyau

$$\mu = \gamma \hbar I \quad \hbar = \text{cte de Planck } (h)/2\pi$$

I = nombre quantique de spin = Σ spins des nucléons

Pour l'imagerie, on considère uniquement le phénomène RMN induit au niveau DU NOYAU HYDROGENE.

Suite à l'induction du champ magnétique :



- Le proton va se mettre à tourner dans l'axe de B_0 en décrivant un cône
- Il peut se faire en parallèle (up) ou en anti parallèle (down)
- Ce proton tourne à une fréquence particulière qui est la fréquence de Larmor
- Une fréquence de Larmor est spécifique d'un noyau par exemple pour l'hydrogène c'est 42,6 MHz pour un champ de 1 Tesla
- Une fréquence de Larmor varie avec l'intensité du champ B_0 .
- Pour un même champ B_0 , les fréquences seront différentes pour 2 noyaux différents.
- L'énergie du proton qui précesse en parallèle est opposée à l'énergie du proton qui précesse en anti parallèle, il y a une différence de ΔE
- On observe un moment magnétique macroscopique au final car la répartition parallèle/anti parallèle n'est pas parfaitement égale. Il va y avoir un tout petit peu plus de protons en parallèle (5 pour 1 million), grâce à cela, on obtient un moment magnétique macroscopique M . L'énergie la plus basse est favorisée

$$\omega_0 = 2\pi\nu_0$$

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \text{ [MHz]}$$

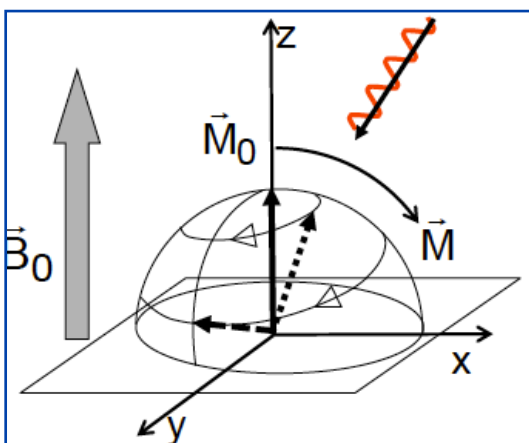
LA PRESSION =>

Pour un examen IRM, un échantillon de tissu biologique est placé dans un champ magnétique B_0 .

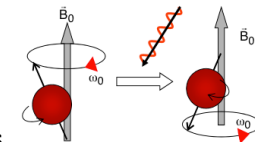
Les noyaux d'hydrogène (protons) du tissu précesent autour de B_0 de telle sorte que l'échantillon acquière une aimantation M_0 .

Le but de l'examen IRM est de mesurer les caractéristiques de cette aimantation.

b. La résonance



- Il y a 2 descriptions d'un mécanisme pour le même phénomène, qui va conduire au basculement du moment magnétique macroscopique M
 - > On applique un champ tournant B_1 perpendiculaire à l'axe de B_0 . Lorsque la vitesse angulaire de rotation ω est strictement égale à ω_0 , il «entraîne» M qui s'incline
 - > On applique une onde radio fréquence qui a exactement la fréquence de Larmor (domaine des ondes radiophoniques) et qui va provoquer



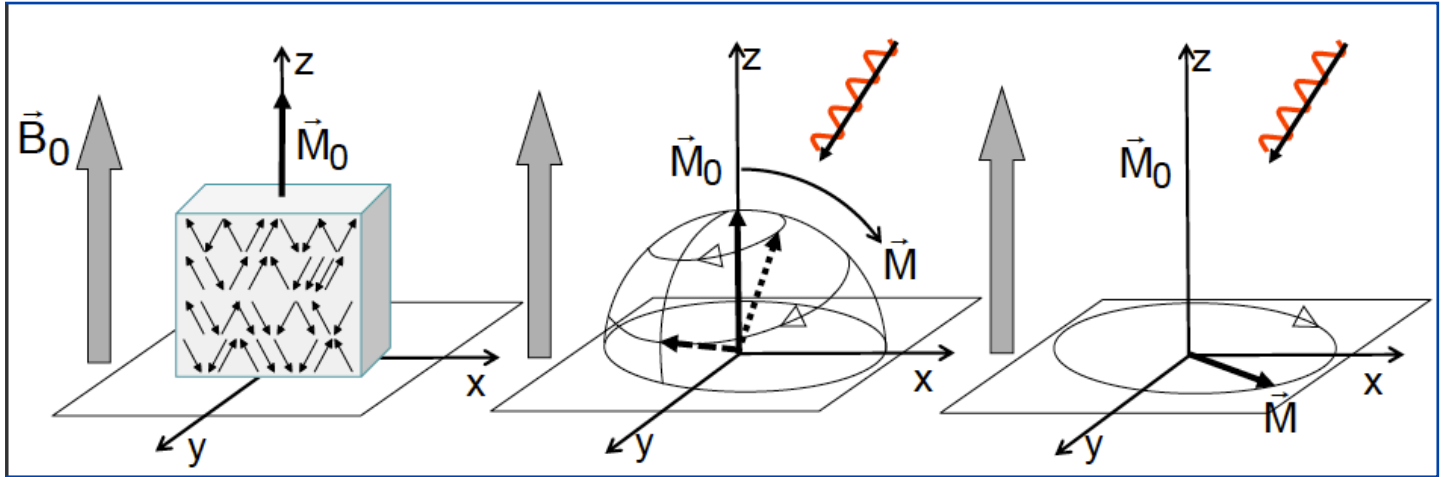
l'inversion de la précession des protons.

La fréquence de Larmor:

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \text{ [MHz]}$$

- Il y a gain d'énergie et les protons qui précessaient en anti vont se mettre à précesser dans le sens parallèle.
- Si on veut mesurer M (le moment magnétique), on est obligé de le faire varier, c'est le but de la résonance
- Le moment magnétique M va s'incliner jusqu'à arriver dans le plan xoy. M tourne autour de l'axe B_0 tout en s'inclinant. Il décrit une demi-sphère.
- Il a fait une rotation de $\pi / 2$

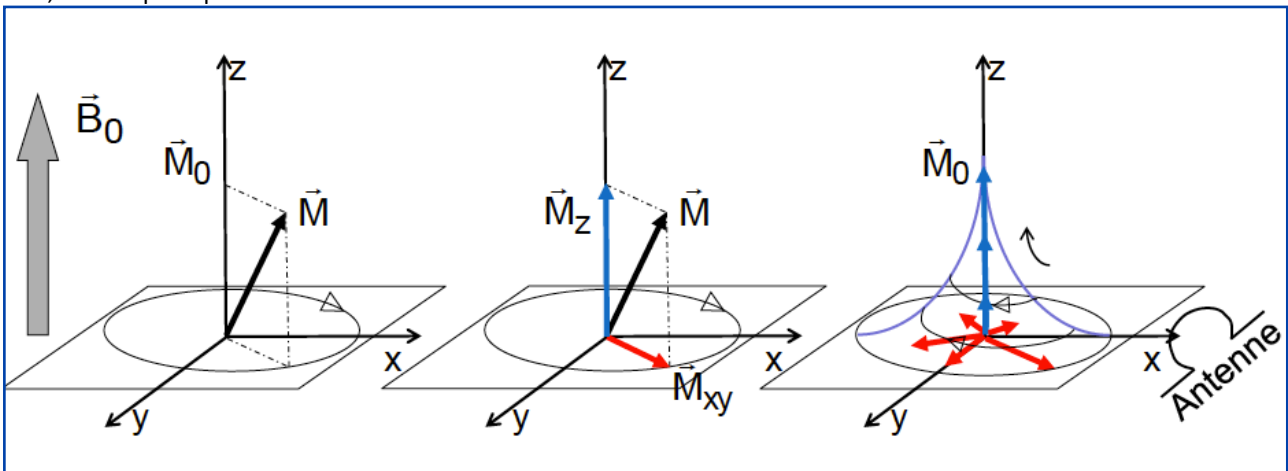
- Au bout d'un temps spécifique il y a eu **rotation de $\pi/2$** et donc on arrête la résonance à ce moment là. On dit que **la durée de la précession détermine l'angle de la bascule**.



L'aimantation de l'échantillon biologique est inclinée par rapport à sa position d'équilibre grâce à une impulsion radiofréquence égale à celle de Larmor. La mesure de l'aimantation se fait lors du retour à l'équilibre : lors de la phase de **relaxation**.

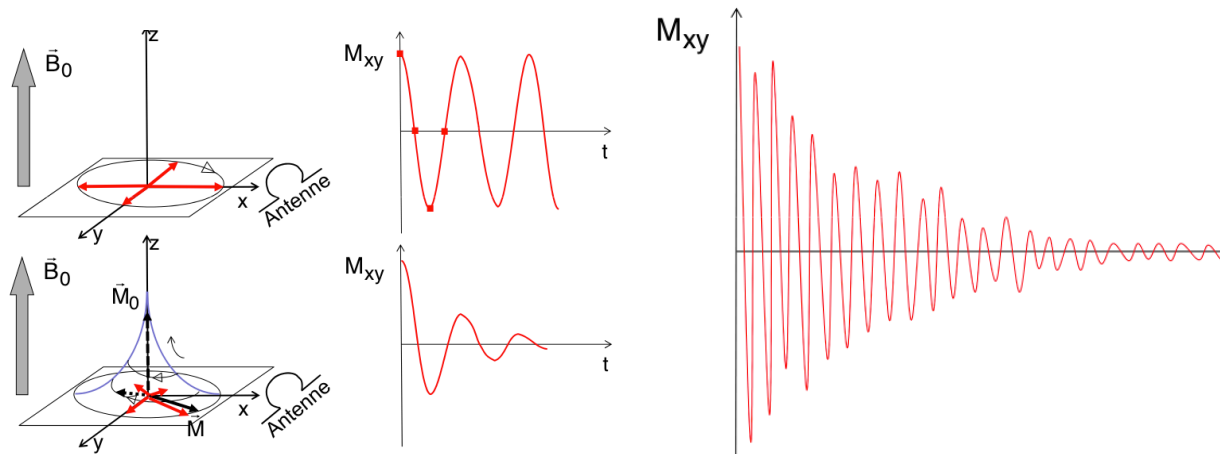
c. La relaxation

- Lors de la résonance, par le basculement du moment magnétique global M, il y a eu **emmagasinement d'énergie**. Il va falloir la restituer, c'est le principe de la résonance.



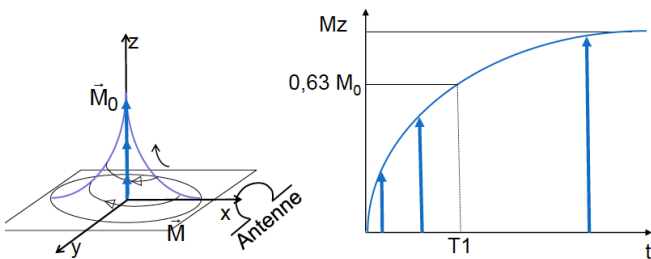
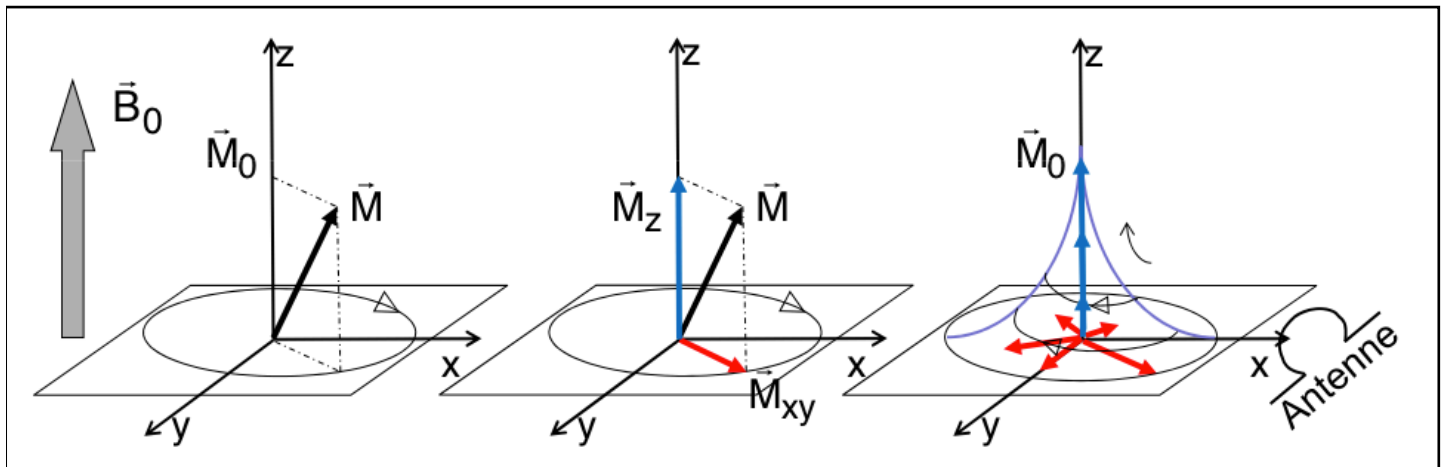
- L'antenne est toujours dans le **plan xoy**.
- Le retour à l'équilibre, M dans l'axe de B0, ne se fait pas en forme de sphère comme auparavant, mais en «**pavillon de trompette**».
- Il y a **restitution de l'énergie emmagasinée lors de la résonance, elle est mesurée**
- Le signal obtenu est une **sinusoïde amortie**, lorsque M est perpendiculaire à l'antenne, $M_{xy} = 0$

Le **SIGNAL EST LIÉ À L'ÉVOLUTION DE M_{xy}** : On parle de **signal de précession libre ou Free Induction Decay**



On décompose le mouvement de relaxation en **2 projections** pour distinguer les différents paramètres de la relaxation.

- M_z sur l'axe z
- M_{xy} sur le plan xOy

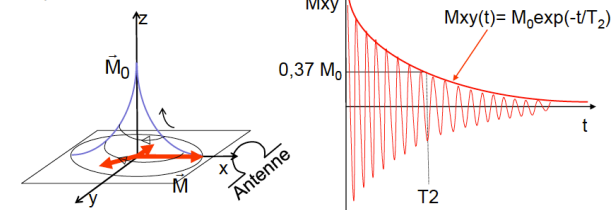


- La composante **longitudinale (z)** va ré-augmenter exponentiellement avec un temps **T1**

$$M_z(t) = M_0 [1 - \exp(-t/T_1)]$$

- **T1b court** = on revient **plus vite** à l'équilibre
- **T1a long** = on met plus de temps à revenir à l'équilibre (on décompresse moins rapidement)
- T1 c'est la constante de croissance en z
- **T1 = temps de relaxation spin réseau**

composante transverse.

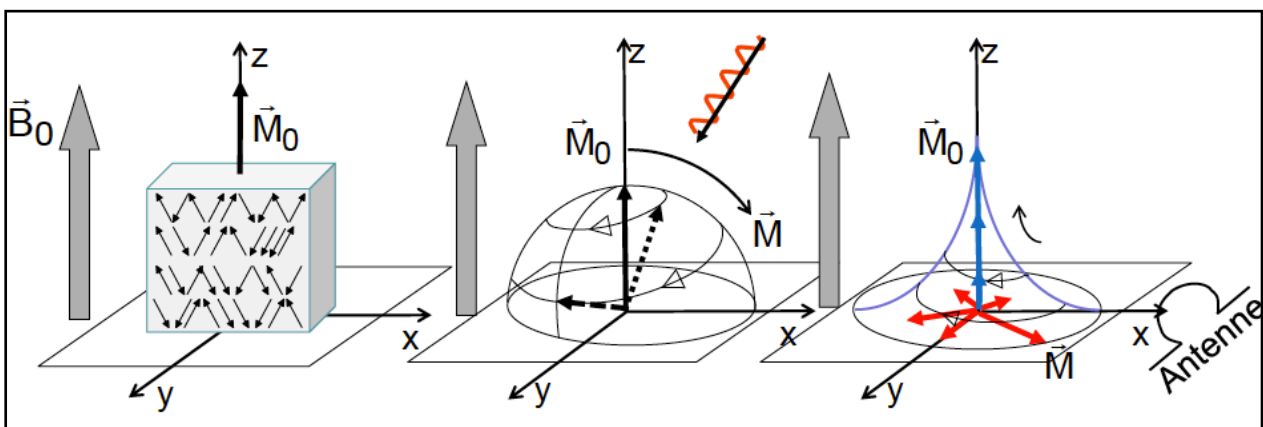


- La composante **transverse** va diminuer exponentiellement

$$M_{xy}(t) = M_0 \exp(-t/T_2)$$

- **T2b court** = on revient plus vite à l'équilibre
- **T2a long** = on met plus de temps à revenir à l'équilibre (on résonne plus longtemps, verre de cristal)
- **T2 = temps de relaxation spin spin annulation de la composante transverse**
- $T_2 \ll T_1$

Relaxation : A l'arrêt de l'impulsion radio-fréquence (résonance), l'**aimantation revient à sa position d'équilibre**. La composante longitudinale se relaxe avec une constante de temps **T1**, la composante transversale disparaît avec une constante de temps T2. La mesure de l'évolution de l'**aimantation transversale** constitue le signal IRM.



II. Imagerie par résonance magnétique

A. Origine du contraste



- On utilise des teintes de gris
- On parle d'**hypersignal** pour des teintes blanches, cela veut dire qu'il y a beaucoup d'énergie libérée
- On parle d'**hyposignal** pour des teintes noires, il n'y a pas ou peu d'énergie libérée

Il y a 3 types de contrastes :



- **En densité de proton rho**

C'est en fonction de la **concentration en noyau d'hydrogène**.

Les **liquides ressortiront donc blanc** car composés majoritairement de molécules d'hydrogène. En revanche l'os **cortical ressortira noir** car il n'y a aucune molécule d'eau mais seulement du calcium Ca²⁺. De la même manière, dans l'air, il n'y a pas de signal car pas de molécules d'H₂O. Si on compare l'image d'un scanner et donc des rayons X avec une image en IRM selon rho, on remarque que pour le scanner l'os est blanc car il n'y a pas de protons qui passent, ils sont très atténués, alors qu'il le sont peut dans l'air et dans les liquides, et donc on observe du noir.

Pour un IRM selon rho, l'air est aussi en noir (= **hyposignal**), mais l'os en noir et les liquides en blanc (= **hypersignal**)

- **Selon T1**

C'est la **relaxation longitudinale** c'est à dire selon z.

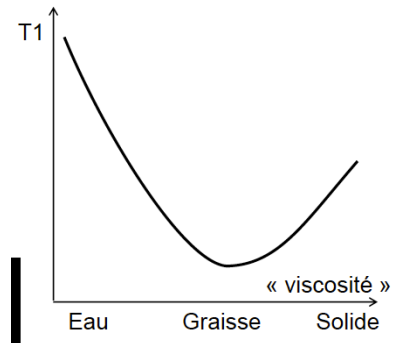
Au bout de 4 T1 on est à 98 % de M0.

Il y a des variations entre les tissus, l'eau a le T1 le plus long, la graisse le T1 le plus court, et les solides ont des T1 intermédiaires.

Plus le T1 est **long** plus on est en **hyposignal**

Pour les **T1 courts**, on est en **hypersignal** (la graisse apparaît en blanc)

T1 est maximum pour les liquides, minimum pour les graisses, intermédiaire pour les solides



- **Selon T2**

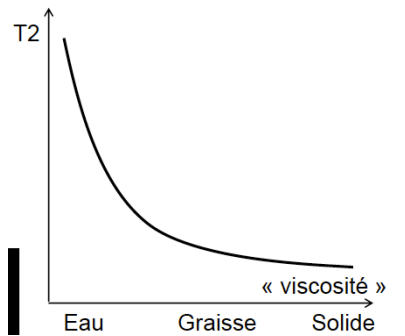
C'est la relaxation **transversale, selon xy**

Au bout de 4 T2 il ne reste plus que 2% de Mxy0.

L'eau a un T2 très grand, la graisse assez petit, et les solides ont un T2 très courts.

Plus le T2 est court, plus on est en **hyposignal (noir)**

Plus le T2 est long, plus on est en **hypersignal (blanc)**

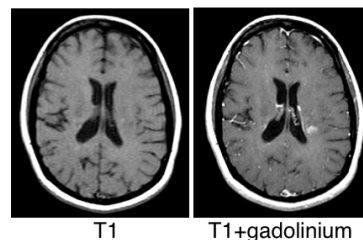


L'eau apparaît en blanc, l'os en noir la graisse en gris.

On note que il peut y avoir des avantages à travailler en T2 ou

T1 ou rho en fonction de «comment va ressortir le tissu pathologique» dans ce type de contraste.

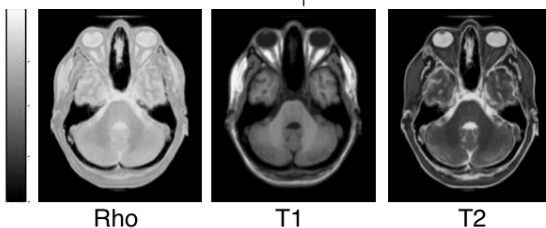
Exemple différence de 86 % en T2 pour une tumeur...



2.1.4- Résultats

• A partir du signal de précession libre

$$S(t) = \underbrace{[p(1-\exp(-t/T_1))\exp(-t/T_2)]}_{\text{Contraste}} \underbrace{\sin \omega t + \varphi}_{\text{Localisation spatiale}}$$



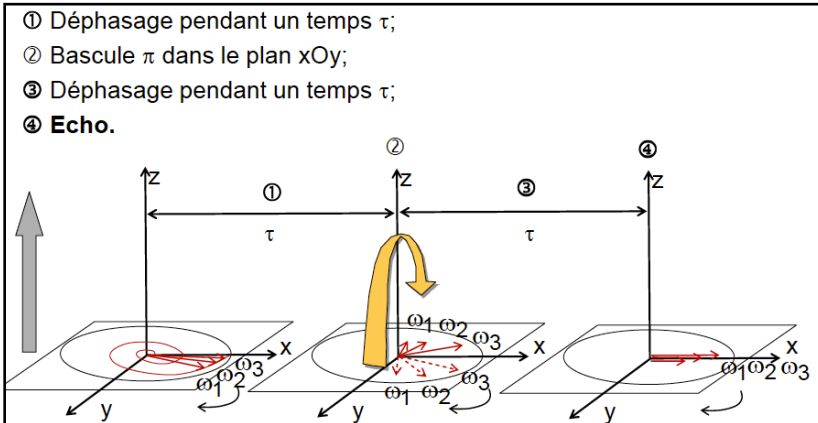
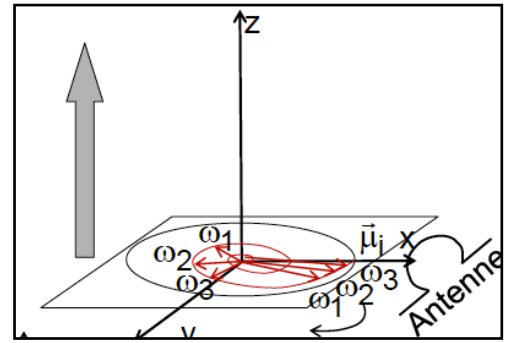
B. Le produit de contraste

On utilise le **Gadolinium-EDTA**. Injection intra-vasculaire et élimination rénale. Il provoque le **raccourcissement des temps de relaxation du noyau d'hydrogène** (il n'est pas l'élément directement mis en évidence).

Comme T1 << T2, l'effet n'est utilisable **QUE SUR T1**.

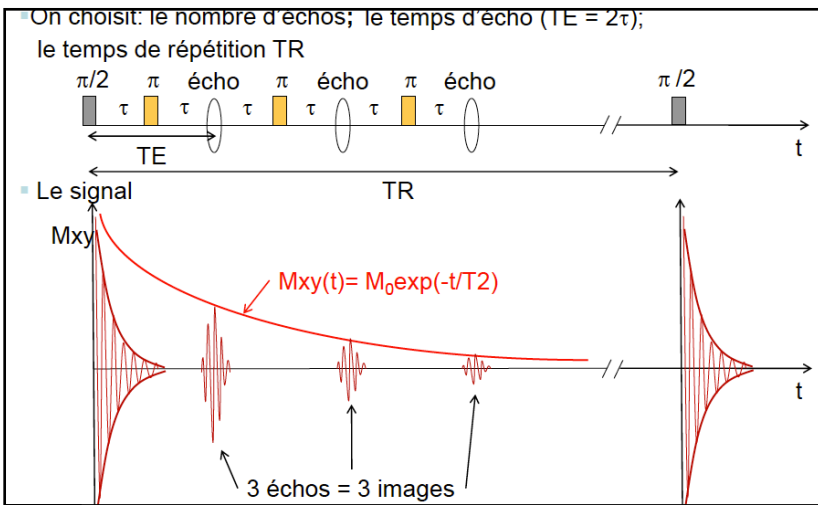
C. Les séquences en IRM

- On appelle une séquence l'enchaînement d'une phase de résonance et d'une phase de relaxation
- Il faut bien distinguer les paramètres qui vont être choisis par l'opérateur, ce sont les temps d'écho TE et temps de répétition TR cela sont variables. Des temps **T1 et T2 (et même rho)** qui sont des paramètres fixes, qu'on ne peut pas modifier
- On a choisit un temps qui correspond à une bascule $\pi/2$
- Le problème rencontré a été que la mesure ne correspond pas au modèle théorique (signal théorique), en réalité, certains spins déphasent plus vite que d'autres ex $\omega_1 > \omega_2 > \omega_3 \dots$ c'est le déphasage des spins qui correspond au signal réel.
- Il y a décroissance beaucoup plus rapide, et donc on ne peut plus mesurer on a $T2^* > T2$



Le principe est que l'on va faire une bascule π au bout d'un temps de déphasage T_0 .
 En fait au départ, pendant le déphasage T_0 , les spins les plus rapides prennent de l'avance, et au bout d'un temps T_0 , on fait une bascule π , on attends le même temps T_0 et on obtient un signal où tous les spins sont parallèles.
 $2 T_0 =$ temps d'écho TE

On va avoir plusieurs écho et donc plusieurs bascules π espacées d'un temps TE temps d'écho.
 On ne peut pas faire un nombre infini d'écho car le signal s'atténue. L'utilité de faire ces écho c'est qu'on retrouve la forme de la courbe qu'on avait perdu à cause de $T2^*$. La on a bien la courbe qui décroît selon $T2$
 Mais on va aussi avoir plusieurs fois une bascule $\pi/2$ c'est à dire une nouvelle résonance, ceci espacé d'un temps de répétition TR.



On va pouvoir jouer sur le temps de répétition TR et sur le temps d'écho (2 fois le temps de déphasage T_0) pour faire varier les contrastes.

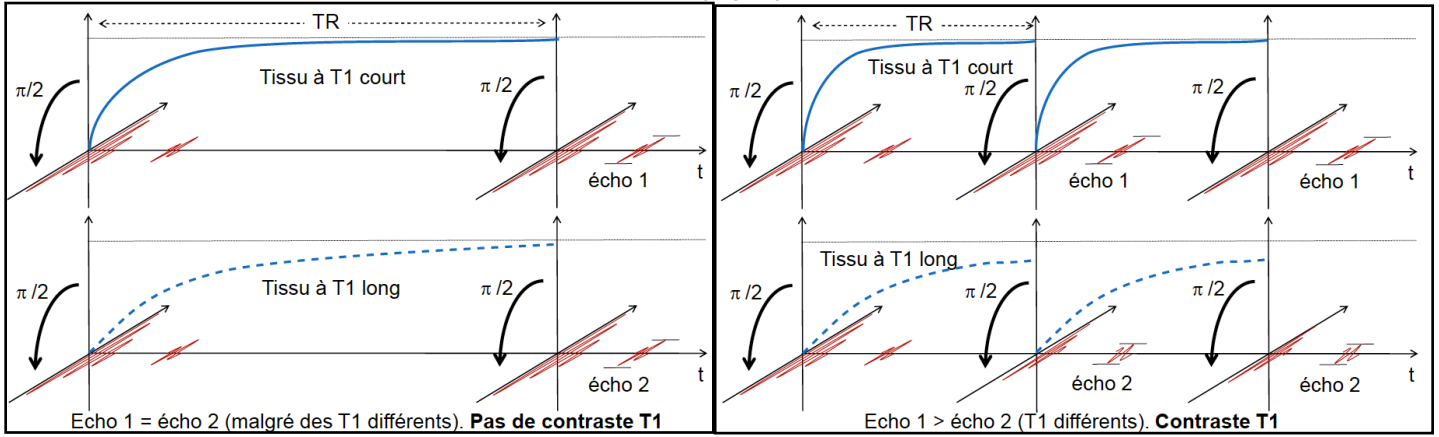
a. Selon T1

A priori, on a du mal à envisager qu'il y ait des contrastes possibles avec $T1$ car c'est la **composante longitudinale** et elle n'est pas dans l'axe de la mesure (l'antenne pour le signal IRM est dans le plan xOy).

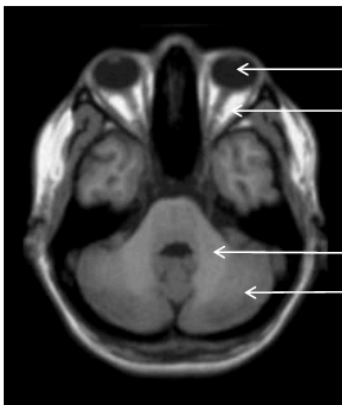
Pour $T1$, on fait varier **Le temps de répétition**, c'est à dire le temps entre deux bascules $\pi/2$ (**entre 2 phénomènes de résonance!**)
 On remarque que pour un TR long, il n'y a pas de différence entre l'écho 1 et l'écho 2 pour un tissu à $T1$ court et un tissu à $T1$ long. On attend tellement longtemps que même si le tissu 2 a un $T1$ plus long, il aura le temps de revenir à son maximum avant la bascule $\pi/2$.

Donc si on veut éliminer un contraste selon $T1$, il faut un TR long.

En revanche si on a un **TR court**, le tissu 2 qui a un **$T1$ long** va mettre du temps à revenir au maximum, et quand on refait une bascule $\pi/2$, il n'avait pas eu le temps de revenir au maximum.



TR = 500 ms



	T1 (ms)
Liquide (vitré)	2500
Graisse	150
Substance blanche	750
Substance grise	850

On a donc l'apparition de contrastes selon T1, et on va pouvoir différencier les tissus qui ont des T1 courts (la graisse) et les T1 longs (l'eau).

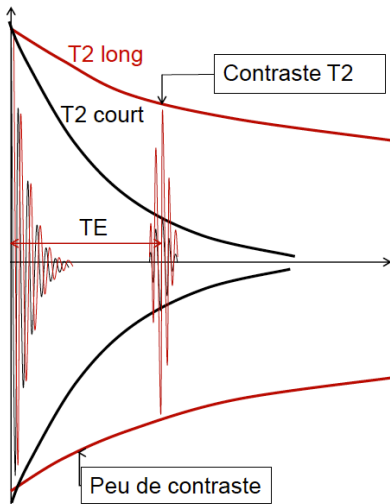
Pour des contrastes selon T1, on a besoin d'un TR court.

On aura donc un signal **moins fort** pour les tissu à T1 **long**, c'est à dire un **hyposignal**, c'est à dire une couleur noire les **liquides apparaitront en noir en T1**.

Pour les tissus comme la graisse qui ont un T1 **court**, il y aura un **hypersignal**, c'est à dire que les tissus comme la graisse ressortiront en **blanc**.

b. Selon T2

Il faut obligatoirement travailler avec un TR long pour éliminer les contrastes selon T1!



T2 c'est la décroissance **transversale**. Celle qu'on mesure directement grâce à l'antenne. On avait vu qu'on pouvait reconstituer la forme de la courbe grâce aux échos.

Le **TE** et le temps entre 2 échos (bascules π).

On voit que plus on prend un TE long, plus la différence entre les tissus longs et les tissus courts est grande.

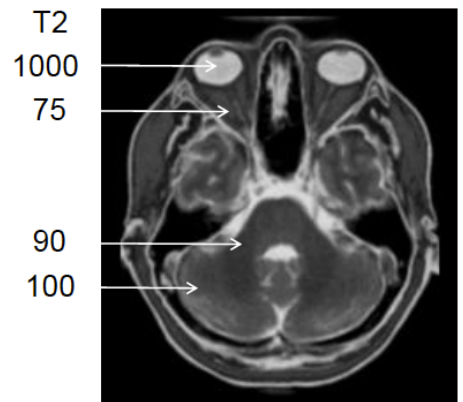
Donc pour des contrastes selon T2, on devra avoir un TR long (effet anti T1) et un TE long.

Les tissus qui ont un T2 **long** auront un **hypersignal** et on les verra en **blanc**. C'est le cas de l'eau (liquides céphalo rachidiens).

LES LIQUIDES SONT EN HYPERSIGNAL EN T2

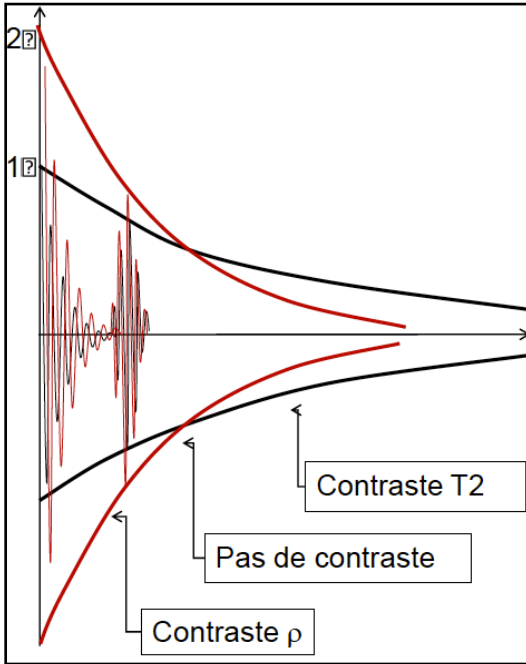
En revanche, les tissus qui ont un T2 **court**, auront un **hyposignal**, on les verra en **noir**. C'est le cas des **solides (et des graisses)**.

TE = 80 ms



c. Selon Rho

On a toujours besoin d'éliminer les contrastes selon T1 et donc d'un TR long.



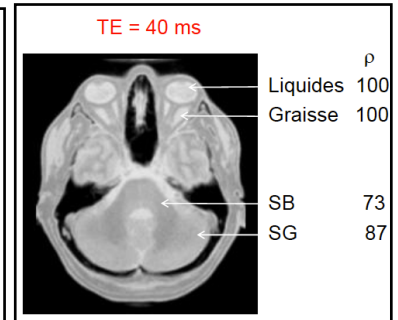
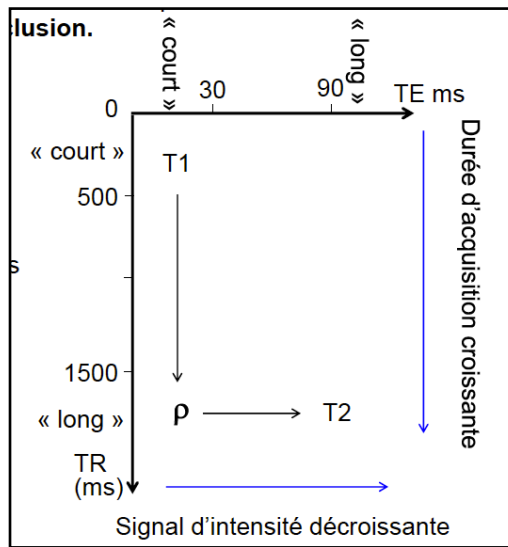
On varie encore selon le **temps d'écho TE.**

On voit que pour avoir une différence significative, on a besoin d'un TE très court car c'est au début qu'on a la plus grande différence entre un tissu qui a un Rho grand (donc un M max initial supérieur) qu'un tissu qui a un Rho petit.

Pour des contrastes selon Rho, on utilise un TR long et un TE court.

Les tissus qui ont un rho **grand** seront en **hypersignal** (en blanc) par exemple les liquides.

Les tissus qui ont un rho **petit** par exemple les os, seront en **hyposignal** et apparaîtront en **noir**.



Je rajoute un truc un peu incompréhensible, mais qui est dans la ronéo, et j'ai pas les diapos. Donc :

2. Formation de l'image :

$$S_I = \underbrace{\rho_1 e^{-t/T1} e^{-t/T2}}_{\text{Contraste}} \underbrace{\sin \omega t + \varphi}_{\text{Localisation spatiale}}$$

+ **Sélection du plan de coupe :**

On rend la résonance inhomogène (croissante vers la tête)

La fréquence cde Larmor B_0

La résonance ne concerne qu'un plan de coupe

Le signal recueilli ne vient que d'une coupe

+ **Codage x par la fréquence et y par a phase :**

$$S_I = \rho_1 e^{-t/T1} e^{-t/T2} \sin \omega t + \varphi$$

❖ Codage dans les 3 dimensions (x,y,z)

❖ Codage spatial :

- Sélection du plan de coupe
- Codage en x et en y