

Imagerie des tissus « durs » de l'organisme.

$T_{1\rho}$ et $T_{2\rho}$

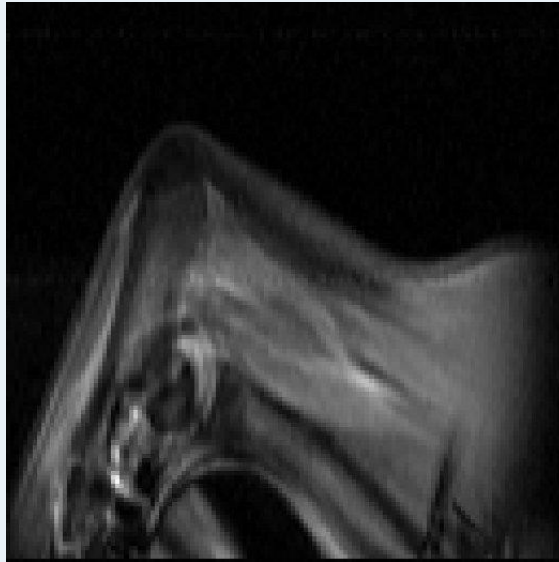
Denis Grenier

denis.grenier@creatis.insa-lyon.fr

CREATIS, Lyon, France

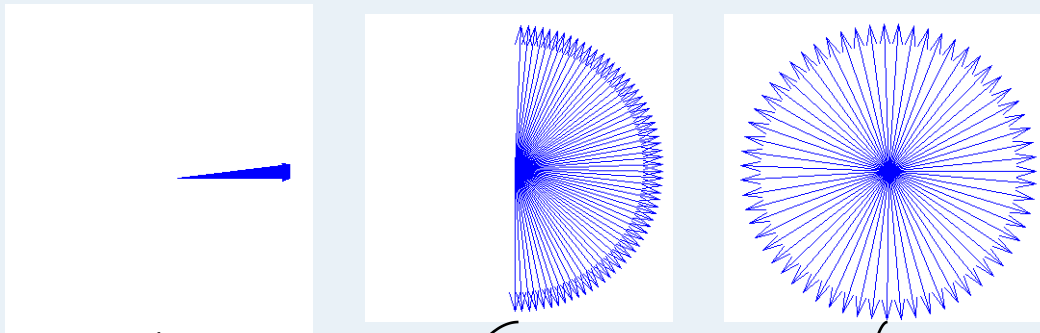


- En IRM un voxel standard de $100\mu\text{m}$ de côté est constitué de quelque chose comme $70 \cdot 10^{15}$ (péta) protons dont nous détectons la somme vectorielle des aimantations.

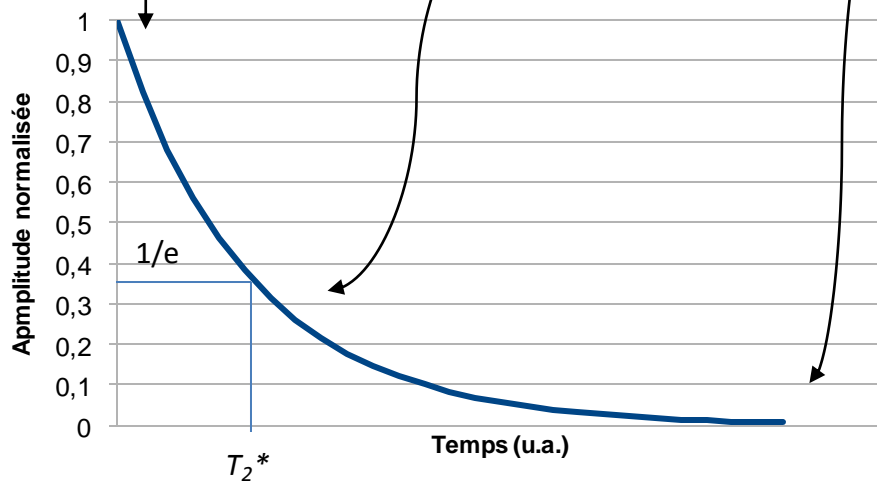


- Pourquoi certaines zones, riches en protons sont elles cependant pauvres en signal ?

Combien de temps peut on détecter cette somme vectorielle, combien de temps le signal macroscopique garde-t-il sa cohérence ? des secondes ? ms ? μ s ?



Il nous faut pouvoir observer le signal avant sa disparition

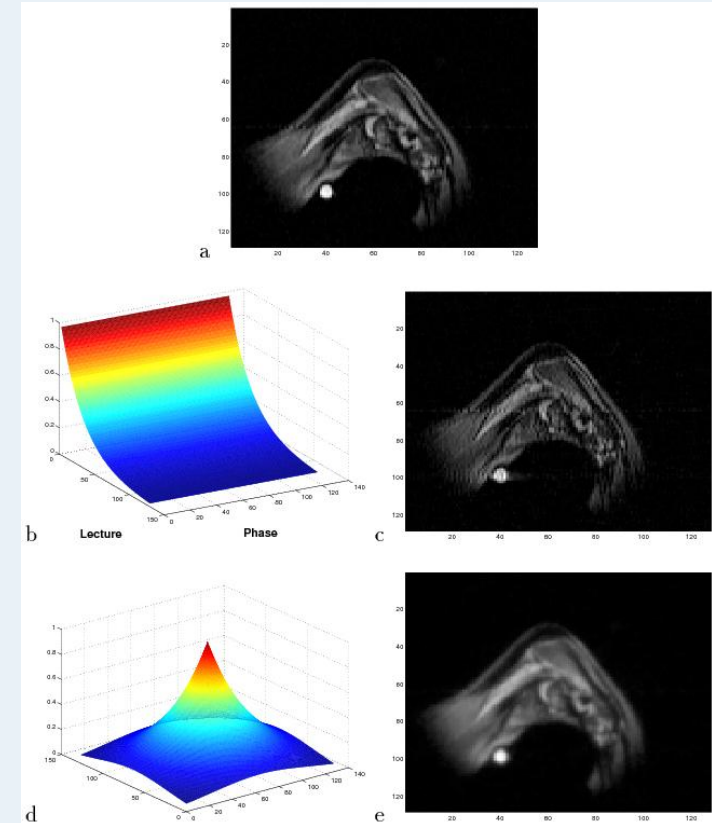
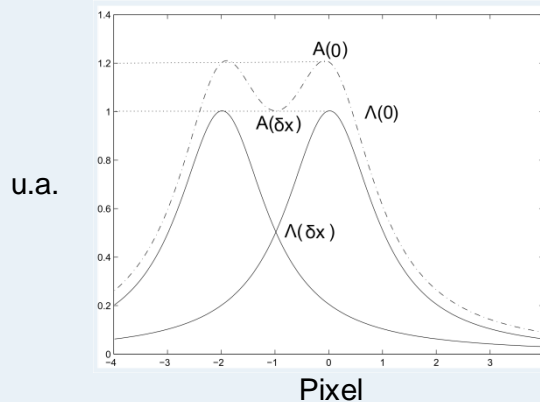


La véritable question à se poser est :
Quelle est la plage d'observation du signal offerte par notre technologie ?

2nd problème : la perte de cohérence du signal

Lorsque l'on réalise une image, on disperse les aimantations en fréquence en utilisant des gradients de champ magnétique.

Les gradients doivent être suffisamment intense pour que la dispersion qu'ils induisent entre 2 pixels contigus soit plus grande que la largeur naturelle de la raie



$$T_2 \ 100\mu\text{s}, \ G \ 250\text{mT/m} \rightarrow \delta x = \frac{2\pi}{\pi T_2 \gamma G} \approx 1.88 \text{ mm} !$$

$$T_2 \ 100\mu\text{s}, \ G \ 45\text{mT/m} \rightarrow \delta x \approx 12 \text{ mm} !!!!!$$

L'aimantation des protons de l'eau est sujette :

- Au champ statique B_0 (intense)
- Au champ créé par l'autre proton
- Aux divers autres champs magnétiques locaux

Chacun de ces mécanismes va pouvoir engendrer un déphasage participant à l'élargissement de la raie.

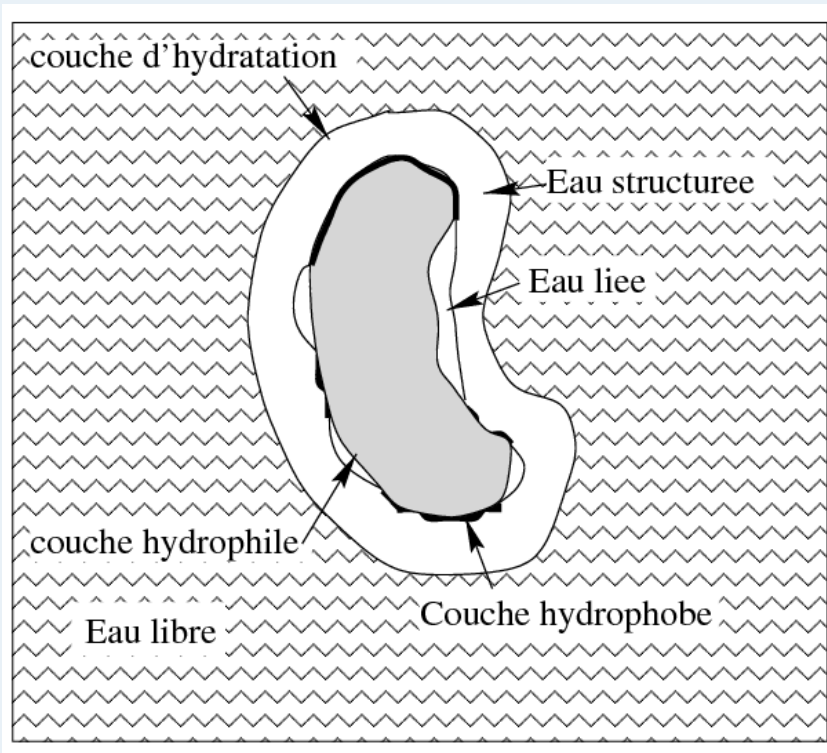
Analogie avec des touristes visitant la France:

- **Si les bus sont rapides**, au bout de trois jours, ils auront tous une photo de la tour Eiffel, du mont Saint Michel, des traboules, du mont Blanc et des calanques en bateau à fond plat: **Ils auront les mêmes souvenirs.**
- **Si les bus sont lents**, ils devront choisir moins de destinations: **Ils auront des souvenirs différents.**

Traduction RMN: des temps de corrélations rapides permettent de garder la cohérence du signal. (En moyenne, nous avons 70 peta touristes dans un voxel qui changent de lieu de visite toutes les μ -secondes pour les plus lents et des pico-secondes pour les plus pressés)

Le Graal est **d'observer directement les molécules et macromolécules** d'intérêt (spectroscopie RMN), le problème est que, à part pour le cas des graisses, ces molécules et macromolécules sont en **faible concentration** et la RMN est une technique **peu sensible**.

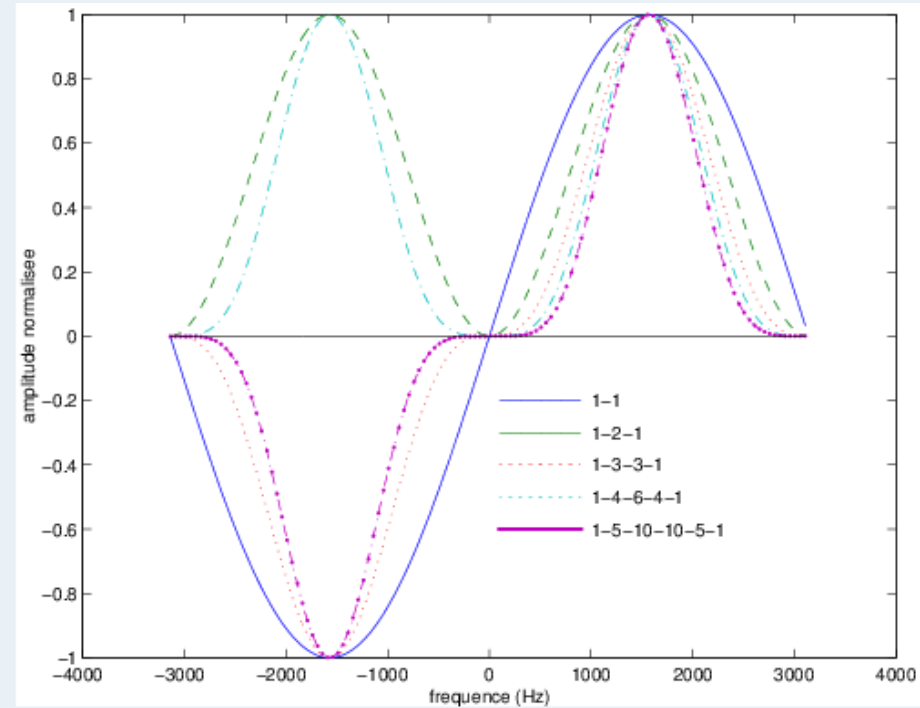
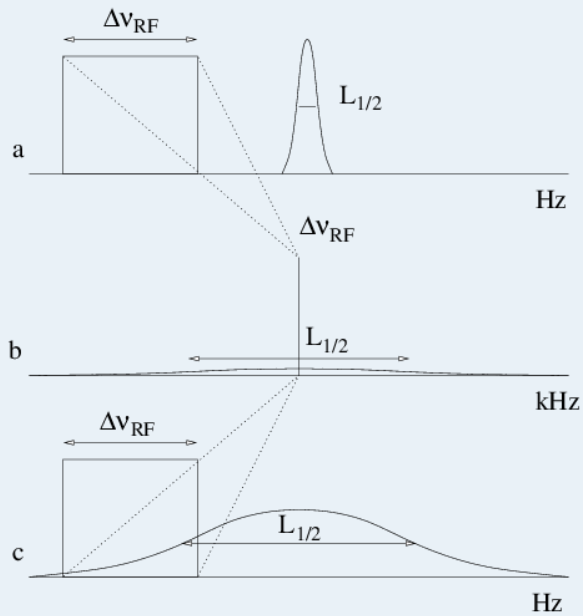
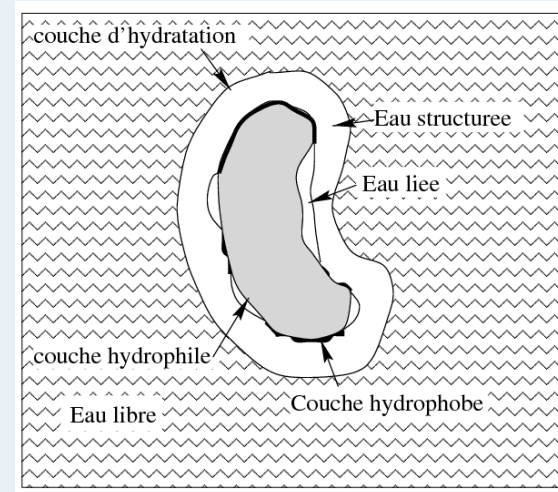
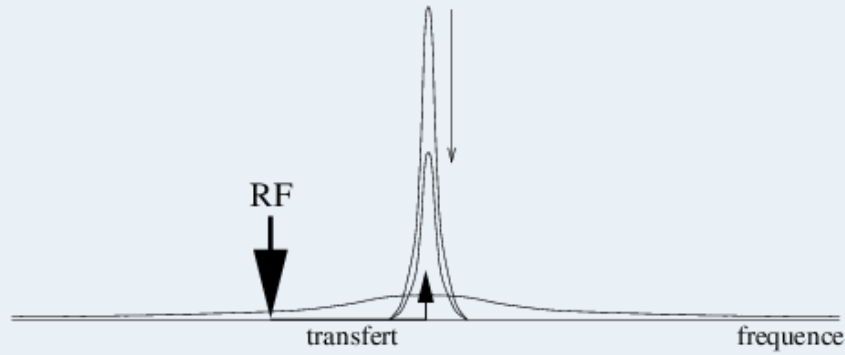
On se tourne donc souvent sur des **méthodes d'observation indirectes**: comment se comportent les molécules d'eau proches des macromolécules ?



Les molécules d'eau les plus **liées** ont une **mobilité très réduite**, elles vont subir des **interactions locales** pendant longtemps => T_2^* de l'ordre de la **dizaine de μ s** => raies de plusieurs **dizaines de kHz** de large.

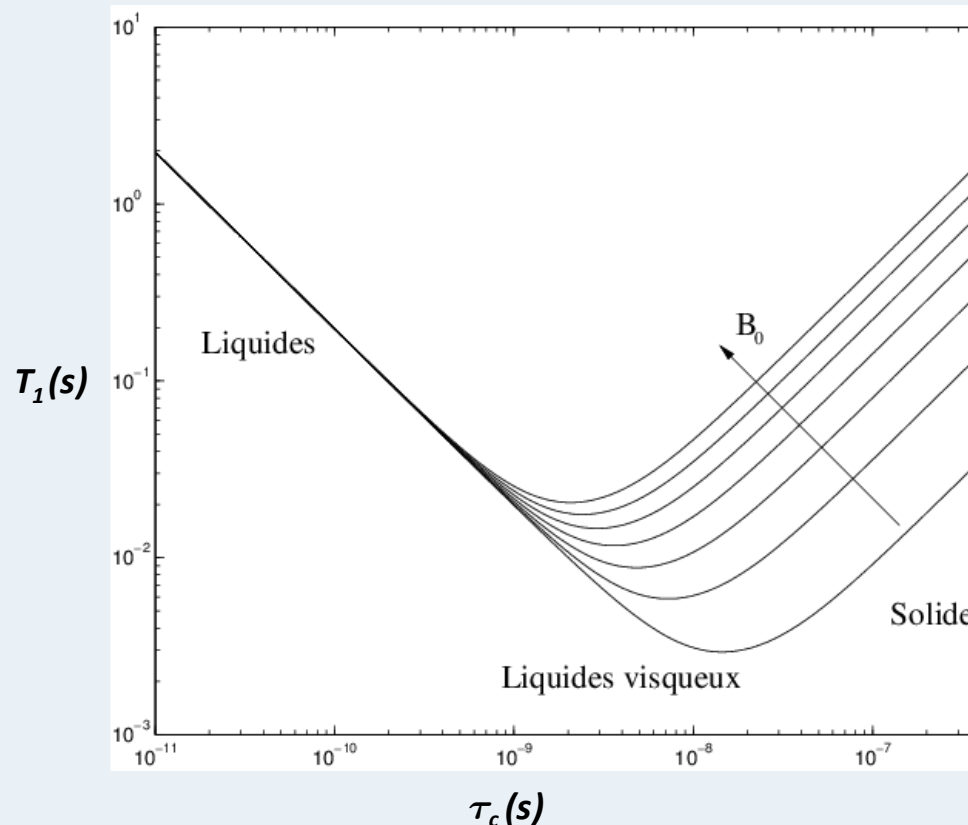
Grâce à leur déplacement **rapide**, les molécules les plus **libres** vont globalement toute subir les **même interactions** et donc rester en phase longtemps => T_2^* de l'ordre de la **seconde** => raies de **quelques Hz** de large.

Etude indirecte des tissus durs: le transfert d'aimantation



Les effets T_1 rendent compte de la perte d'énergie du système.

Les **liquides** ont des T_1 **longs** : les spins ne restent pas suffisamment longtemps dans une configuration donnée pour avoir une probabilité importante de pouvoir transmettre leur énergie au réseau moléculaire.



Les **solides** ont aussi des T_1 **longs** car dans ce cas, le réseau a une configuration stable dans le temps et n'acceptera d'absorber qu'une plage étroite d'énergie et les spins sont dans un cas de figure où ils gardent leur configuration longtemps, il y a donc peu de chance qu'ils soient dans la configuration qui leur permette d'échanger de l'énergie avec le réseau.

- Entre ces deux extrêmes, on observe une zone (les liquides visqueux) dans laquelle le T_1 est relativement court.
- On observe aussi que, pour les temps de corrélation « lents », le T_1 varie beaucoup en fonction du champ statique

Points intéressants:

Le T_1 diminue avec l'augmentation de la viscosité => le contraste T_1 est intéressant dans ce contexte.

Le temps de corrélation correspondant au T_1 minimal varie en fonction du champ statique B_0 perçu.

Problème: Pour créer un contraste en T_1 intéressant dans les tissus visqueux il faut un temps de répétition T_R de quelques ms ET un angle α de bascule des aimantations proche de 90° ; ces conditions vont détruire le signal provenant des tissus « liquides ».

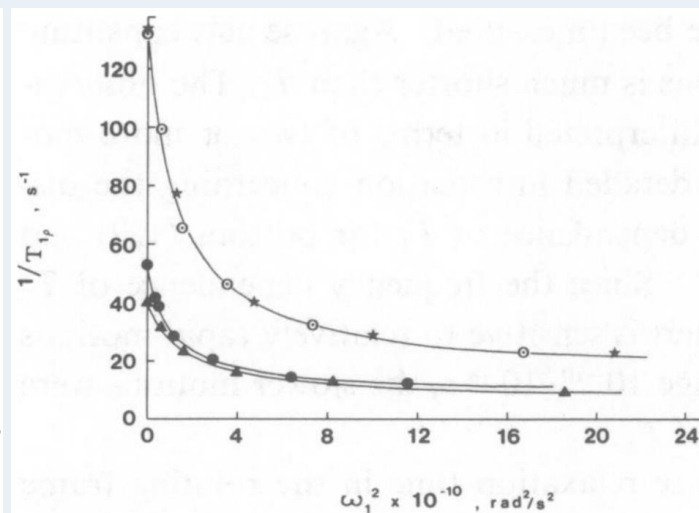
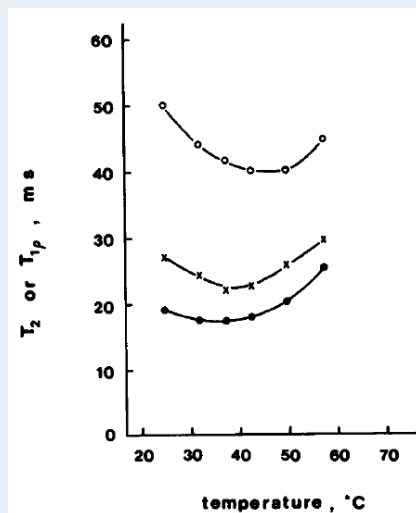
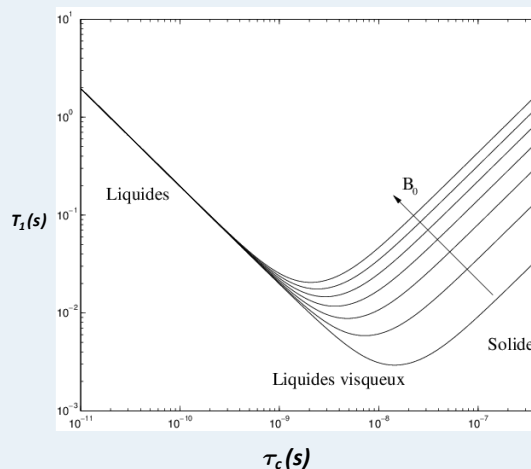
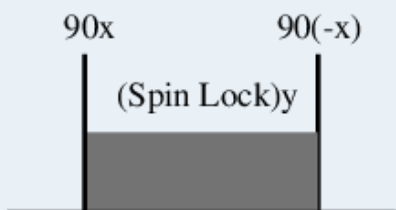
Si seulement on pouvait jouer sur B_0 on pourrait à la fois contrôler le T_1 des tissus visqueux et privilégier une plage de viscosité donnée !

Yes we can! Avec un spin lock

Lorsque les **aimantations** sont soumises à un **champ radiofréquence résonnant**, elles se mettent à précesser autour de celui-ci à une **vitesse fonction de l'intensité du champ RF perçu** (comme si c'était lui le champ statique).

Avec ce principe on peut placer pendant un temps donné (court) notre système dans un état dans lequel il est soumis virtuellement à un champ statique (faible) dont on peut faire varier l'intensité.

Bingo !



Andrasko biophysical journal 1975
 Variation du T_2 et $T_{1\rho}$ pour $H_1=4G(x)$ et $8.1G(o)$ en fonction de la température.
 Variation de $1/T_{1\rho}$ en fonction de ω_1^2 pour différentes concentration en agar

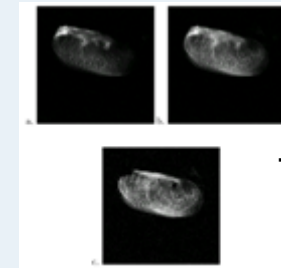
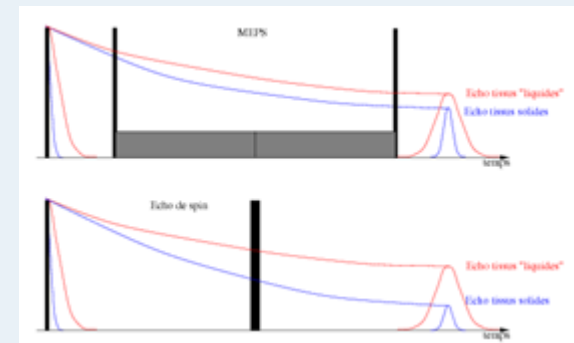
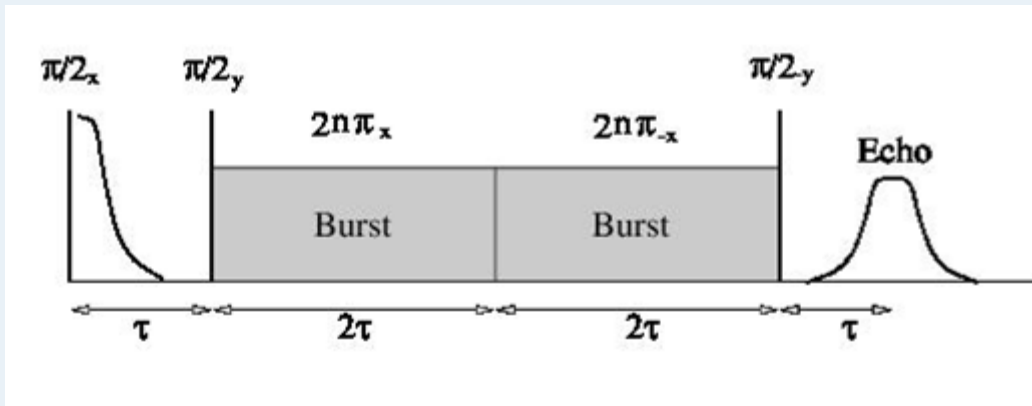
Nous avons vu que les mécanismes de perte d'énergie étaient très différents dans le repère du laboratoire (T_1) et sous l'influence d'un champ radiofréquence ($T_{1\rho}$), qu'en est il du mécanisme de perte de cohérence (T_2) et de son homologue ($T_{2\rho}$) ?

Dans les **milieux solides et visqueux**, une des **causes** principales de **déphasage** irréversible du signal RMN est une interaction appelée **interaction dipolaire**. Cette **interaction** est d'autant plus **intense** que la **mobilité** des **protons** du milieu considéré est **faible**.

Hors, il peut être démontré par le calcul que:

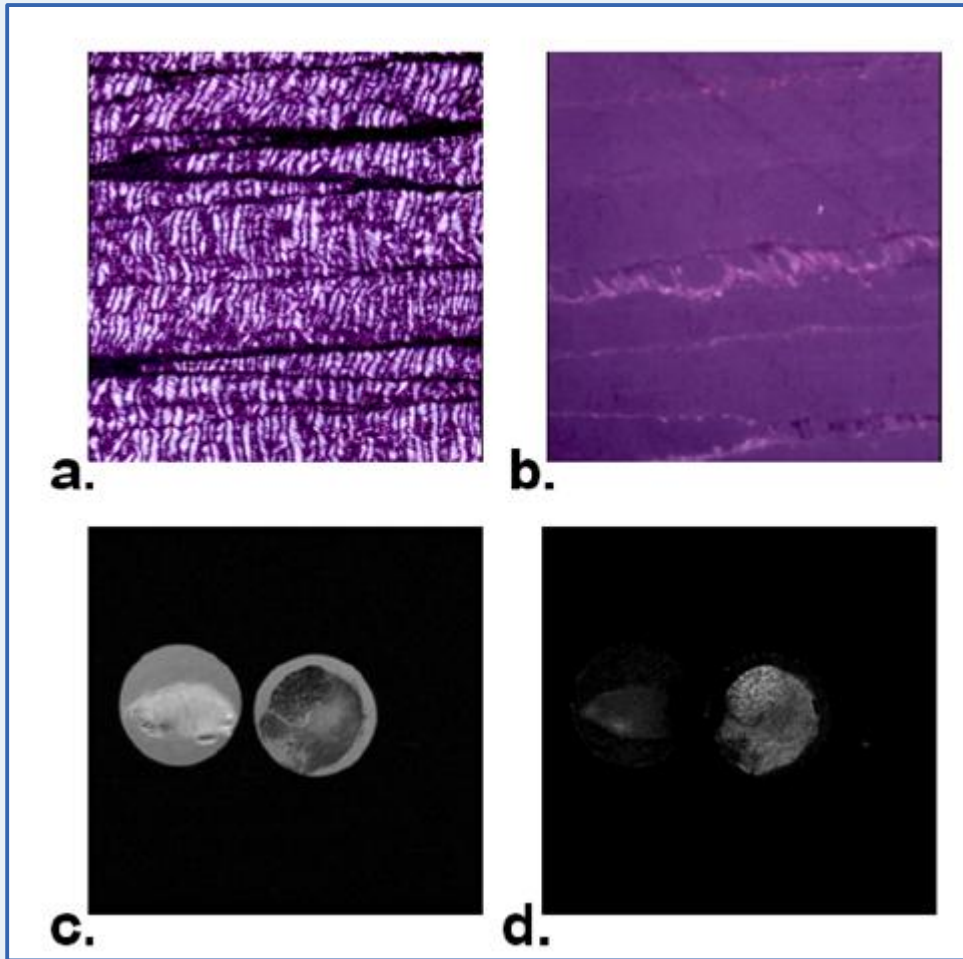
en **fonction** de l'**intensité** de la RF appliquée (ω_1) et de la **fréquence** de celle-ci on va pouvoir **régler** le pourcentage **d'interaction dipolaire** perçu par les aimantations dans un rapport allant de 100% à **-50%** de celui qu'elles perçoivent lorsque le champ radiofréquence n'est pas présent.

Application du $T_{2\rho}$: le contraste dipolaire

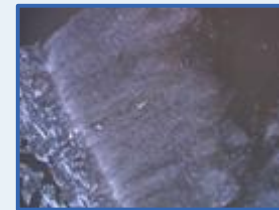
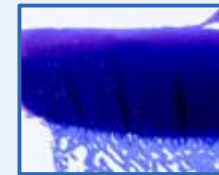
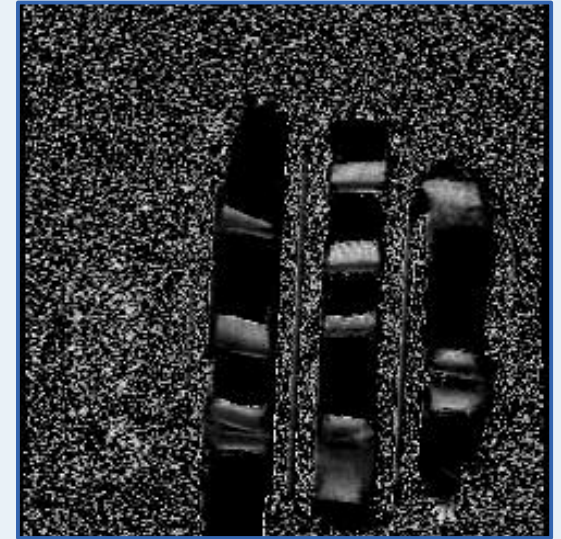


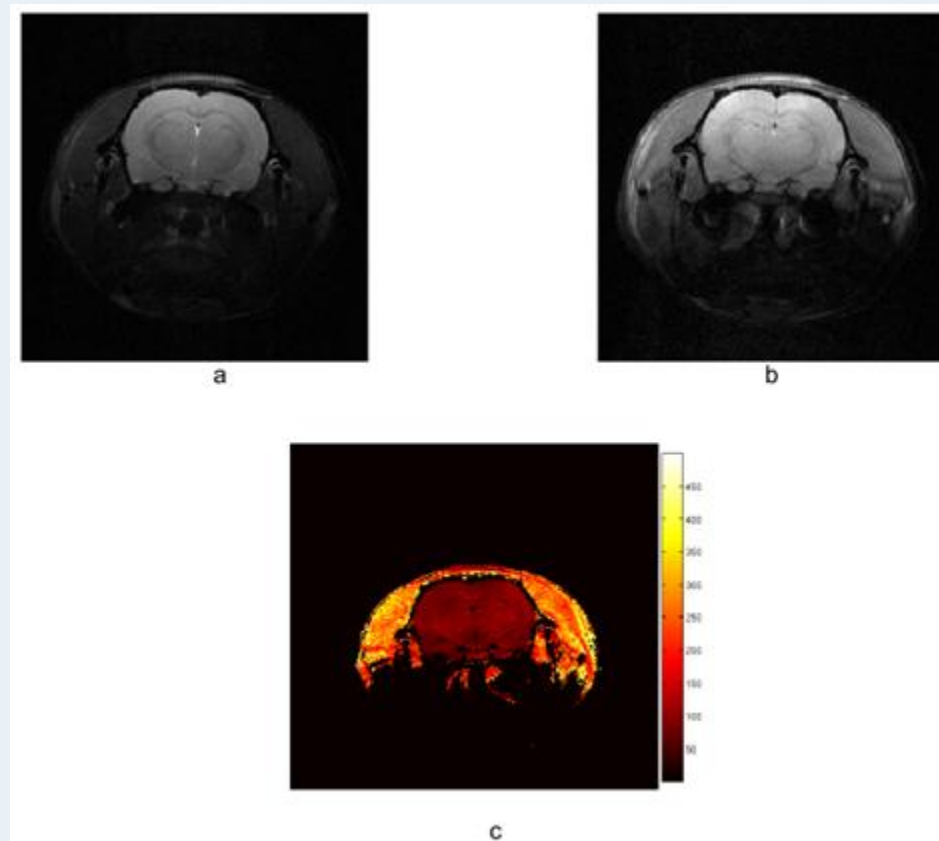
$$T_E/T_R = 20/2000\text{ms}$$

Contraste dipolaire in vitro



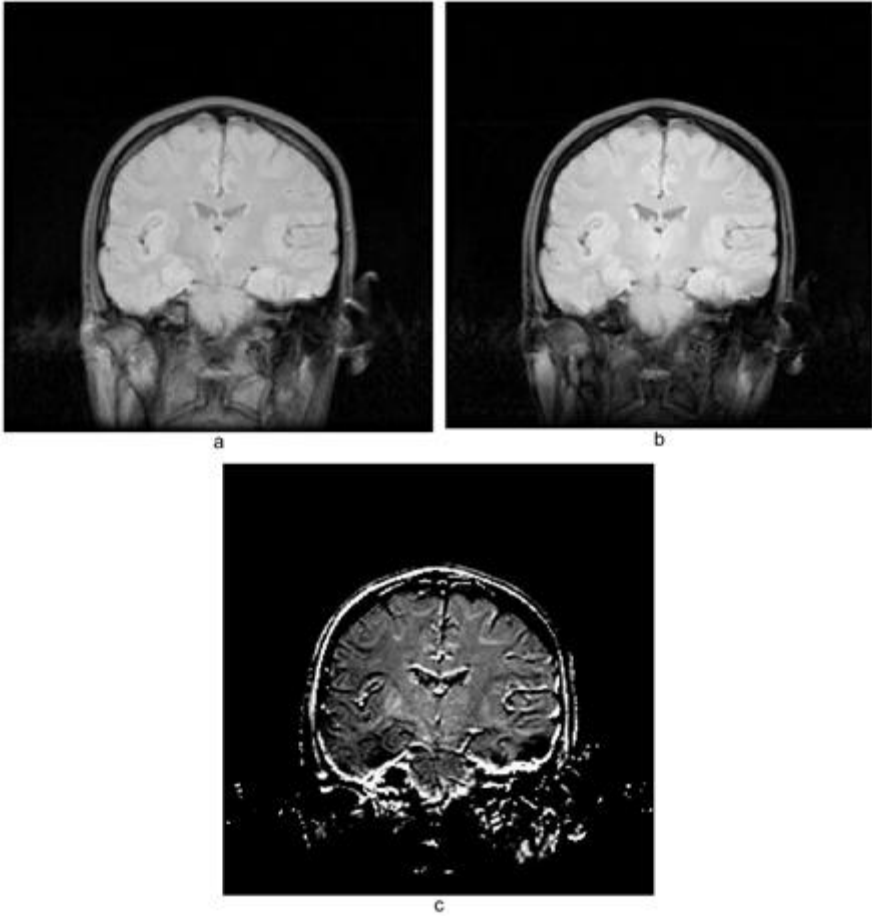
$T_E/T_R=30/2500\text{ms}$, amplitude 133Hz





- a. Image axiale en echo de spin d'un cerveau de rat sain (FOV=5x5cm 256x256 pixels, NA=4, épaisseur de tranche=1.5mm, TE/TR =60/1500ms).
- b. Image sans interaction dipolaire (même paramètres que l'écho de spin avec une irradiation RF de 5 μ T (213Hz) pendant 40ms).
- c. Rapport seuillé des images b/a en %

Contraste dipolaire in vivo sur l'homme



$T_E/T_R=30/2500\text{ms}$, amplitude 133Hz