



PAES – 1^{er} Semestre 2011-2012

RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE

IRM

Origine du contraste : traduction des différences de signal RMN (aimantation) en niveaux de gris différents (→ hypersignal et hyposignal)

Trois types de contrastes → images pondérées en densité de protons, en T1 ou en T2.

Densité de protons ρ :

C'est la concentration en noyaux d'hydrogène, proportionnelle au pourcentage d'eau des tissus.

Absence d'hydrogène → absence de signal

Paramètre de relaxation T1 :

Le T1 des tissus varie en fonction de leur viscosité

T1 minimum pour les graisses → hypersignal

T1 intermédiaire pour les solides → signal

T1 maximum pour les liquides → hyposignal

Paramètre de relaxation T2 :

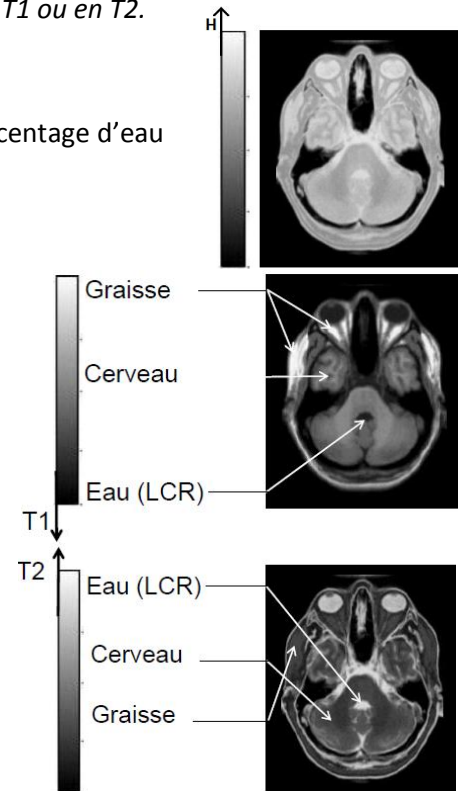
Le T2 des tissus varie en fonction de leur viscosité

T2 minimum pour les solides → hyposignal

T2 intermédiaire pour les graisses → signal

T2 maximum pour les liquides → hypersignal

	ρ (%)	T1 (ms)	T2 (ms)
Graisse	100	150	75
LCR	100	2500	1000
Subst. Grise	87	850	100
Subst. Blanche	73	750	90
Tumeur	65	780	225



$$S(t) = \underbrace{\left[\rho \left(1e^{-\frac{t}{T_1}} \right) e^{-\frac{t}{T_2}} \right]}_{\text{Contraste}} \underbrace{\sin \omega t + \varphi}_{\text{Localisation spatiale}}$$

Les séquences en IRM :

Séquence : enchainement des phases de résonance et de relaxation.

Les **paramètres** de la séquence sont **choisis par l'opérateur**.

On choisit de décrire une **séquence « écho de spin »**.

Durant la résonance, l'onde radiofréquence (ou le champ B1 perpendiculaire tournant) sont appliqués un temps tel que M s'oriente dans le plan xOy (bascule de $\pi/2$).

Lors de la relaxation, la composante transverse de M, Mxy tourne dans le plan xOy et son module s'annule progressivement.

Signal théorique : à l'échelle individuelle des différents noyaux d'hydrogène, ce mouvement correspond théoriquement à la même évolution des spins qui sont en phase.

Signal réel : les différents noyaux d'hydrogène tournent à des vitesses différentes : c'est le **déphasage des spins**.

Le signal de précession libre est amorti plus rapidement ; avec une constante de temps **T2* < T2**

→ Le signal est donc difficile à mesurer.

Principe de l'écho de la séquence écho de spin :

Elle a pour but de compenser le déphasage des spins pour rendre le signal mesurable grâce à un phénomène d'écho.

- 1- Déphasage pendant un temps τ
- 2- Bascule π dans le plan xOy (l'ordre des spins est inversé, le plus rapide est en queue de peloton)
- 3- Déphasage pendant un temps τ
- 4- Echo (le spin le + rapide a rattrapé le spin le + lent, tous les spins sont superposés → signal)

→ Paramètres :

→ Nombre d'échos : 1 écho = 1 image

→ Temps d'écho : $TE = 2\tau$

→ Temps de répétition : $TR = \text{durée entre 2 bascules } \pi/2$ (il en faut des centaines pour mesurer le signal)

Rapports entre les paramètres de la séquence et ceux de la relaxation (en séquence spin écho) :

Comment les paramètres de la séquence favorisent-ils ρ , $T1$ ou $T2$ dans le contraste de l'image ?

✦ Rapport entre TR et $T1$:

Si TR long : pas de contraste (entre $T1$ court et $T1$ long)

Si TR court : contraste $T1$ (écho $T1$ court > écho $T1$ long → hypersignal des tissus à $T1$ court)

✦ Rapport entre TE et $T2$:

TR long pour annuler l'influence de $T1$

L'intensité de l'écho dépend du $T2$

Si TE long : contraste $T2$ (écho $T2$ long > écho $T2$ court → hypersignal des tissus à $T2$ long)

✦ Rapport entre TE et ρ :

TR long pour annuler l'influence de $T1$

L'intensité de l'écho dépend du ρ

Si TE court : contraste ρ (écho ρ élevé > écho ρ faible → hypersignal des tissus à ρ élevé)

$T1 \leftrightarrow TR \leq 500\text{ms}$ et $TE \leq 30\text{ms}$

$\rho \leftrightarrow TR \geq 1500\text{ms}$ et $TE \leq 30\text{ms}$

$T2 \leftrightarrow TR \geq 1500\text{ms}$ et $TE \geq 90\text{ms}$

Durée d'examen ↗ quand TR ↗ (ρ et $T2$)

Qualité de l'image ↘ quand TE ↗ ($T2$)