

Travaux Pratiques (série n° 2) Master 2 -
Physique - Université A.Mira de Béjaia
Option : Biophysique et Imagerie

nouche
exactes

Samir Ke-

Département de physique, faculté des sciences

Université A.Mira de Béjaia

PARTIE I : DÉTERMINATION ET OPTIMISATION DU CONTRASTE EN IMAGERIE RMN (IRM)

Il a été démontré au cours que pour réaliser une analyse pertinente et rigoureuse sur les images, il faut disposer d'un contraste optimal et d'un niveau de signal suffisant entre les différentes structures tissulaires. Le contraste est déterminé à la fois par les paramètres intrinsèques et extrinsèques des tissus. Cette variabilité de paramètres offre la possibilité d'améliorer le contraste des images pour mieux segmenter les différents tissus. Cette optimisation du contraste est obtenue, en sélectionnant précisément le type de séquence et les différents paramètres d'acquisition correspondants. Par définition, le contraste entre deux tissus adjacents A et B est exprimé par la valeur absolue de la différence des signaux S_A et S_B , selon :

$$C_{AB} = |S_A - S_B| \quad (1)$$

ou par une différence normalisée :

$$C_{AB} = \left| \frac{S_A - S_B}{S_A + S_B} \right| \quad (2)$$

L'objectif de ce TP est d'appréhender l'influence des paramètres : T_R (temps de répétition de la séquence), T_E (temps d'écho), θ (angle de bascule de l'aimantation) de la séquence d'imagerie considérée sur le contraste des tissus. Nous travaillerons sur les séquences de bases : Spin écho et Écho de gradient. Nous prendrons comme exemple les images du cerveau. On rappelle que pour la séquence Spin écho, l'expression mathématique de l'intensité du signal qui provient de chaque *voxel* de la coupe anatomique sélectionnée est donnée (pour $T_R > T_E$) par :

$$S = M_0 \times \underbrace{\left(1 - e^{\left(\frac{-T_R}{T_1}\right)} \right)}_{T_1 \text{ factor}} \times \underbrace{e^{\left(\frac{-T_E}{T_2}\right)}}_{T_2 \text{ factor}} \quad (3)$$

Dans le cas de la séquence d'écho de gradient de type FLASH (Fast Low Angle Shot), l'intensité du signal qui émane de chaque *voxel* de la coupe anatomique considérée s'écrit comme :

$$S = M_0 \times \underbrace{\frac{\left(1 - e^{\left(\frac{-T_R}{T_1}\right)} \right)}{1 - e^{\left(\frac{-T_R}{T_1}\right)} \cos \theta}}_{T_1 \text{ factor}} \sin \theta \times \underbrace{e^{\left(\frac{-T_E}{T_2^*}\right)}}_{T_2^* \text{ factor}} \quad (4)$$

Questions :

1. À partir des paramètres tissulaires ($T_1 = 972 \text{ ms}$, $T_2 = 109 \text{ ms}$ et $M_0 = 100 \text{ u.a.}$) de la matière grise du cerveau (Fig. 1), simuler l'évolution de l'intensité du signal de l'Eq. (4) en fonction de l'angle de bascule de l'aimantation (θ).
faire la simulation pour un $T_E = 4.0 \text{ ms}$, $\theta = 0.0001 : 0.001 : 1.50 \text{ (radian)}$ et $T_R = 10 : 20 : 1000 \text{ ms}$. Déterminer les angles optimaux pour chaque T_R . Tracer les 50 graphes sur la même figure.
2. À l'issue de cette simulation tracer l'angle optimal (Angle de Ernst) en fonction du temps de répétition. Conclure.

*Document : Samir Kenouche - 2014/2015
Département de physique, Université A.Mira de Béjaïa*

En considérant ces paramètres tissulaires des matières blanche (WM) et gris (GM) du cerveau (obtenus pour un champ $B_0 = 1.5$ Tesla) :

TABLE 1: Tissue parameters for gray and white brain matter at 1.5 Tesla

Tissue	T_1 (ms)	T_2 (ms)	M_0 (a.u.)
Gray brain matter	972 ± 17	109 ± 17	100 ± 7
White brain matter	600 ± 90	87 ± 7	96 ± 5



FIGURE 1: Image du cerveau humain acquise avec un champ $B_0 = 7$ Tesla. L'IRM à haut champ magnétique permet une meilleure discrimination tissulaire. (1) Matière grise (Cortex cérébral), (2) Matière blanche (fibres nerveuse issues cu Cortex cérébral) et (3) le liquide céphalorachidien (LCR).

3. Par le biais des Eqs. (2), (3) et (4), écrire un code de simulation du contraste des tissus WM et GM du cerveau. Établir cette simulation pour les séquences Spin écho et Écho de gradient. Faire un graphique en 3 dimensions pour les deux cas. Commenter de

façon détaillée les résultats obtenus.

4. Déterminer les conditions optimales qui donnent un maximum de contraste (meilleure différenciation) entre les deux tissus considérés.

Indication : Dans le cas de la Spin écho, faites un graphique 3D du contraste (u.a.) en fonction du T_R et du T_E . Prendre $T_R = 0 : 2000$ (ms) et $T_E = 0 : 240$ (ms). Pour la séquence d'écho de gradient, tracer un graphique 3D du contraste en fonction du T_R et de l'angle de bascule θ . Prendre $T_R = 0 : 1400$ (ms), $T_E = 4$ ms et $\theta = 0 : 90$ (degré).

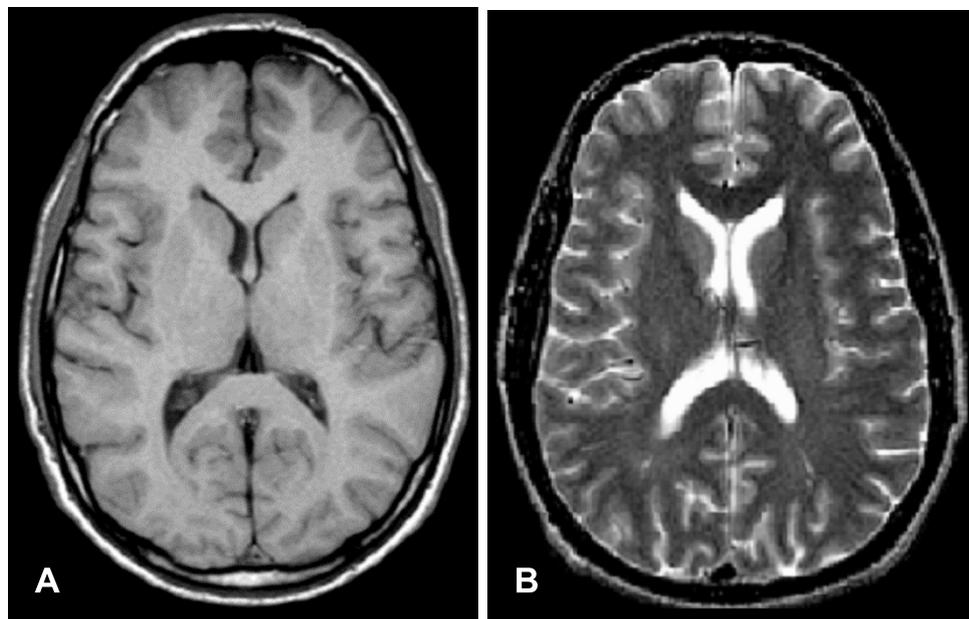


FIGURE 2: Image du cerveau humain acquise avec un champ $B_0 = 4.7$ Tesla. (A) image pondérée T_1 et (B) image pondérée T_2 .

5. Importer l'image (Agro.png).
6. Déterminer l'histogramme de cette image.

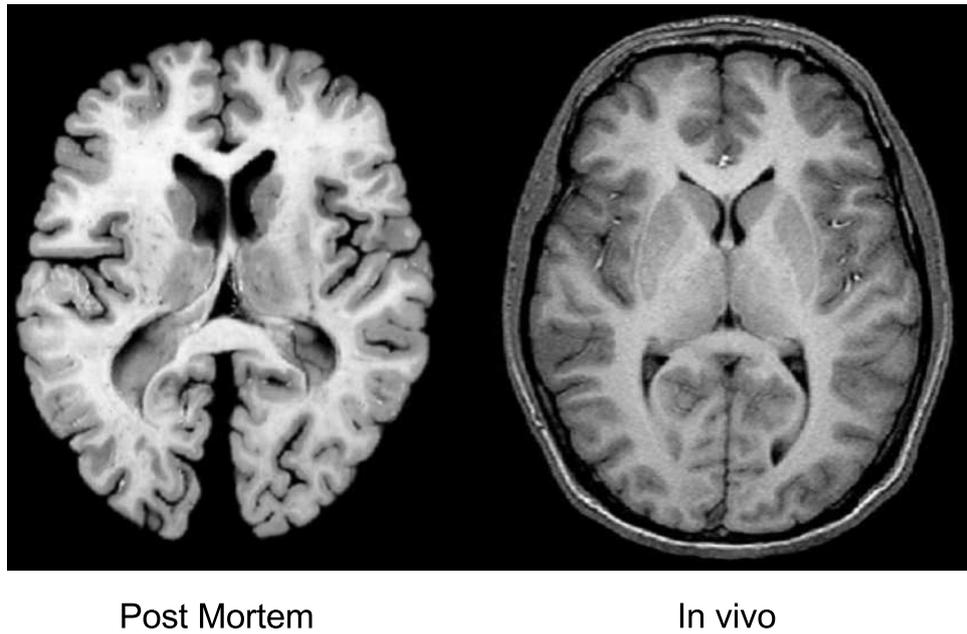


FIGURE 3: Pourcentage de matière cérébrale d'un cerveau humain in vivo et post mortem. Images pondérées T_1

7. Donner la loi de distribution des pixels du background de l'image.
8. Appliquer un filtre Gaussien sur l'image. Conclure.

Objectif de ce TP : mettre en pratique les notions théoriques acquises pendant les cours, se familiariser avec l'environnement Matlab (The MathWorks, Natick, MA) et l'écriture de quelques codes simples

de traitement du signal et d'images RMN.

Commentaire :

Tenant compte de la figure 2, on constate que le liquide céphalorachidien est noir, la substance grise étant plus foncée que la substance blanche. Cette pondération est utilisée, entre autre, pour mettre en évidence une fixation anormale de l'agent de contraste qui s'exprime en surbrillance sur la lésion. Dans un cerveau sain, il n'existe pas de pénétration de l'agent de contraste. Le cerveau est isolé des vaisseaux sanguins par une membrane (barrière) imperméable face aux grosses molécules tel que le Gd – DOTA (voir le cours). Une fixation de l'agent de contraste indique donc une rupture membranaire, siège d'une activité inflammatoire. En revanche, en pondération T_2 le contraste est inversé par rapport à la pondération T_1 . Le liquide céphalorachidien est blanc et la matière grise plus claire que la matière blanche.