

METHODE AUTOMATIQUE POUR L'AMELIORATION DU TEMPS D'ACQUISITION DES IMAGES MEDICALES IRM (IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE)

K. EL KOURD, A. KHELIFA

Département d'Electronique, Université Med Kheider Biskra,

RESUME

Nous présentons dans cet article, l'amélioration du temps d'acquisition des images médicales IRM où la technique d'IRM n'utilisait ni les rayons X, ni les ultrasons, mais faisait plutôt appel aux champs magnétiques en exploitant des propriétés physiques de la matière au niveau sub-atomique, en particulier de l'eau qui constitue environ les trois quarts de la masse du corps humain. L'IRM, en plus, permet aussi d'obtenir non seulement des coupes axiales du cerveau comme le CT scan, mais aussi des coupes sagittales et coronales.

Le temps d'acquisition est fonction du rapport signal sur bruit S/B qui est lui-même dépendant du temps d'écho TE et du temps de répétition TR : $S/B = f(TE, TR)$. La contribution du TR est prépondérante par qualité de l'image RMN. Il s'agit de trouver au compromis entre une bonne résolution, une qualité de l'image satisfaisante et un temps d'acquisition le plus court possible. Notre but est de trouver une solution à ce problème en améliorant la segmentation de l'image, la détection d'anomalies naissantes en agissant sur TR (en réduisant les répétitions grâce à une bonne classification de l'image par une méthode statistique (classification automatique non supervisée par nuées dynamiques) ; Ceci dans le but d'utiliser le diagnostique assisté par ordinateurs de lésions dégénératives du cerveau au stade primaire.

MOTS CLE : IRM, RMN, classification non supervisée, phase d'apprentissage, image thématique.

1 INTRODUCTION

En 1978, les premières images cliniques furent obtenues. En 1983 on vit apparaître sur le marché les premières installations d'IRM (imageurs IRM). L'imagerie par résonance magnétique (IRM) contrairement à l'imagerie par rayons X n'a pas de tradition. On peut tout ignorer ou presque des propriétés physiques des R_x et faire de bons diagnostics en IRM. Un examen par résonance magnétique est long comparé à un examen par scanner X entre 30 et 60 minutes en moyenne, pendant tout ce temps le patient doit rester immobile. Tout mouvement du patient se traduit par une dégradation de la qualité de l'image et une perte de la résolution. D'où l'intérêt à ce que le patient soit le plus détendu possible lorsqu'il rentre dans l'habitacle de l'imageur. Pour cette raison nous sommes intéressés par l'optimisation du temps d'acquisition des images IRM par la méthode de classification non supervisée [1], [2], [3], [4].

2 CLASSIFICATION NON SUPERVISEE

Nous commencerons par l'hypothèse selon laquelle les formes des fonctions de densité de probabilité sous-jacente sont connues, et qu'il reste à déterminer la valeur d'un vecteur paramétrique (moyen) et la matrice de covariance.

Durant notre travail, nous avons implanté deux approches concernant les méthodes de classification non supervisées,

l'une est basée sur l'analyse de la convexité de la densité de probabilité sous-jacente, et la deuxième est originale, elle opère sur les contours de la densité de probabilité sous-jacente, en construisant un système mathématique, et qu'après résolution, il nous donne directement le vecteur moyen et la matrice de covariance.

Le point commun entre les deux méthodes est : la nécessité de calcul ou de l'estimation de la densité de probabilité sous-jacente du mélange que, dans notre cas, nous avons pris comme étant un mélange gaussien.

2.1 Estimation de la densité de probabilité sous-jacente du mélange

Nous avons utilisé pour l'estimation de $p(v)$ (densité de probabilité sous-jacente) la formule suivante :

$$P(v | v \in D) = \frac{k}{\frac{r}{V(D)}} \quad (1)$$

ou :

k est le nombre d'observations (pixels) qui sont situées dans le domaine D ;

r est le nombre total d'observations dans l'espace des pixels ;

$V(D)$ est le volume du noyau, dans le cas ou C est égale à 2, $V(D)$ est la surface du noyau.

Voici l’algorithme de base pour l’estimation du vecteur moyenne et de la matrice de covariance d’une classe tissulaire dans une image IRM.[5]

- Charger les deux images IRM;
- Filtrage des deux images ;
- Fixer la taille du noyau carré;
- Estimer $p(v)$: densité sous-jacente ;
- Extraire les contours de $p(v)$ avec contours 3 de Matlab 5.2
- Calculer le centre de chaque contour ;
- Construire un système mathématique avec les points des différents contours concentriques ;
- Estimation de μ et de Σ
- Calculer les fonctions discriminantes à chaque pixel ;
- Le pixel sera affecté à la région présentant la plus haute fonction discriminante.

2.2 Formulation du système mathématique

Cas des images bicomposantes ($C=2$)

Voici l’algorithme de base pour La densité de probabilités conditionnelle de chaque classe tissulaire, à un point donné de l’espace pixels, est de la forme :

$$p(v_1, v_2) = \frac{\exp - \left[\frac{(v_1 - \mu_1)^2}{\sigma_1^2} + \frac{(v_2 - \mu_2)^2}{\sigma_2^2} \right]}{2\pi\sigma_1\sigma_2} \quad (2)$$

A un autre point sur le contour, cette densité aura comme valeur :

$$p(v_3, v_4) = \frac{\exp - \left[\frac{(v_3 - \mu_1)^2}{\sigma_1^2} + \frac{(v_4 - \mu_2)^2}{\sigma_2^2} \right]}{2\pi\sigma_1\sigma_2} \quad (3)$$

Faisons le rapport entre [2] et [3], on obtient alors :

$$\ln \left[\frac{p(v_1, v_2)}{p(v_3, v_4)} \right] = - \frac{(v_1^2 - 2v_1\mu_1 + \mu_1^2)}{2\sigma_1^2} - \frac{(v_2^2 - 2v_2\mu_2 + \mu_2^2)}{2\sigma_2^2} + \frac{(v_3^2 - 2v_3\mu_1 + \mu_1^2)}{2\sigma_1^2} + \frac{(v_4^2 - 2v_4\mu_2 + \mu_2^2)}{2\sigma_2^2} \quad (4)$$

\ln : est le logarithme népérien.

Nous obtenons pour chaque couple de point une équation de la forme :

$$\ln \left[\frac{p(v_1, v_2)}{p(v_3, v_4)} \right] = - \frac{(v_1^2 - v_1^2)}{2\sigma_1^2} + \frac{\mu_1(v_1 - v_2)}{\sigma_2^2} + \frac{(v_4^2 - v_3^2)}{2\sigma_2^2} + \frac{(v_3 - v_4)\mu_2}{\sigma_2^2} \quad (5)$$

On peut résoudre ce système à quatre inconnues qui sont :

$$[1/\sigma_1^2, \mu_1/\sigma_1^2, 1/\sigma_2^2, \mu_2/\sigma_2^2]$$

La détermination de ces quatre inconnues permet de déduire μ_1, μ_2, σ_1^2 et σ_2^2 .

Donc pour résoudre ce système, il nous faut au moins 8 points qui n’appartiennent pas au même contour.

Le système mathématique formé est de la forme :

$$A \cdot X = B \quad (6)$$

$$A = \left\{ \begin{array}{cccc} \frac{(v_1^2 - v_1^2)}{2} & v_1 - v_2 & \frac{(v_4^2 - v_3^2)}{2} & v_3 - v_4 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{(v_{n-2}^2 - v_{n-3}^2)}{2} & v_{n-3} - v_{n-2} & \frac{(v_n^2 - v_{n-1}^2)}{2} & v_{n-1} - v_n \end{array} \right\} \quad (7)$$

$$B = \left(\begin{array}{c} \ln \left[\frac{p(v_1, v_2)}{p(v_3, v_4)} \right] \\ \dots \\ \dots \\ \ln \left[\frac{p(v_{n-3}, v_{n-2})}{p(v_{n-1}, v_n)} \right] \end{array} \right) \quad (8)$$

$X = [1/\sigma_1^2, \mu_1/\sigma_1^2, 1/\sigma_2^2, \mu_2/\sigma_2^2]$ est le vecteur inconnu qu’on cherche à estimer.

Donc ce système est linéaire et la solution est la suivante :

$$X = (A^T \cdot A)^{-1} \cdot A^T \cdot B \quad (9)$$

REMARQUE

Les tailles de A et de B ne sont pas définies au départ et elles sont allouées à chaque fois qu’il y a un point de contour qui vérifie l’appartenance au même mode (la même gaussienne) ;

Dans l’espace, des pixels ont été détectés en calculant à chaque fois leurs paramètres statistiques (fig.1).

Les valeurs statistiques fournies par le système mathématique sont :

Pour la classe 1 :

$$\mu_1 = 233, \mu_2 = 187, \sigma_1 = 8 \text{ et } \sigma_2 = 21.$$

Pour la classe 2 :

$$\mu_1 = 222, \mu_2 = 240, \sigma_1 = 20 \text{ et } \sigma_2 = 6.$$

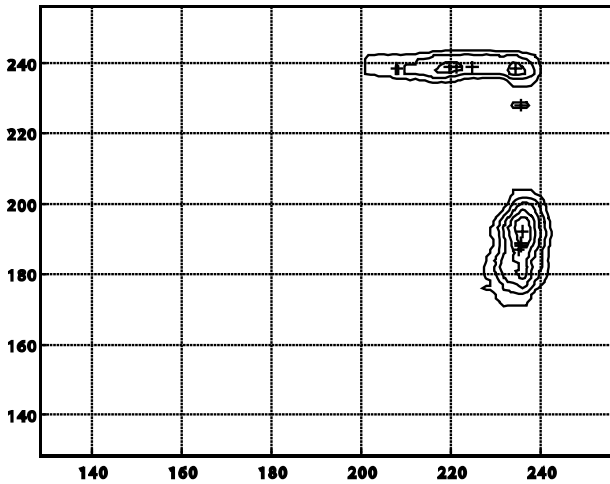
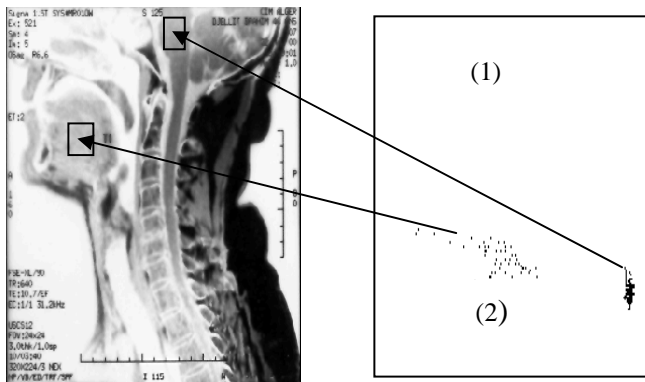


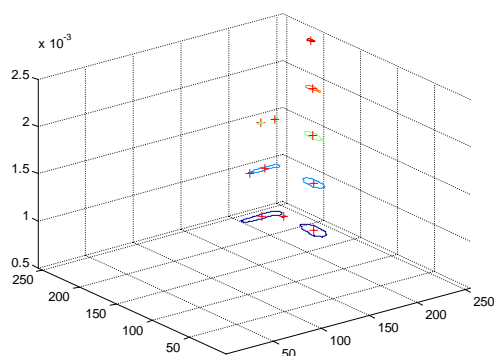
Figure 1 : Projection sur un autre plan des contours de deux modes (deux classes)

3 RESULTAT



a) : Espace d'image et les deux régions sélectionnées

b) : Espace des pixels pour deux régions sélectionnées



(c): Vue tridimensionnelle de p(v) contenant deux modes (deux classes)

Figure 2 (a, b,c) : Exemple pour la tête de cou par la méthode non supervisée à deux classes. L'exécution de la classe non supervisée est pour nombre de classe égale 2, seuil de barry-

centre-10, demi large impair de noyau (la taille).

4 CONCLUSION

Il y a quelques années, l'IRM était connue comme une technique d'imagerie essentiellement morphologique, avec des indications cliniques, limitées principalement à la pathologie du système nerveux central.

Le développement des différentes techniques d'imagerie rapide :

Semi-rapides, rapides et ultra- rapides et leur impact futur sur le coût de l'IRM en routine clinique. Cependant, sous réserve d'une diminution suffisante du prix de l'examen et en raison de son caractère "non- invasif", l'IRM pourrait devenir un jour l'une des premières modalités de dépistage de lésions infimes [4].

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Revue a partir de l'internet, écrit par :G.F.le BAS. Revue à partir de l'internet, CHU., Grenoble
- [2] F-R.Verdun, A.G.Marshall, «Transformée de fourier» Application en RMN et IRM. Masson, Paris, 1995.
- [3] B.Cagnac, J. Cpebay-Peyroula, «Physique atomique» : Tome1, imprimé en France, expériences et
- [4] «Voir dans le cerveau», La recherche, N^o 289 de Juillet-Août 1996.
- [5] André Alaux, «L'image par Résonance Magnétique», imprimé en Espagne : Dépôt légale 1^{er} trimestre 1994
- [6] Siugna Horizon LX, «Ecran Scan Timing (Temps de répétition (TR)) : chapitre 12 -Acquisition temps d'acquisition), Manuel de référence 2148088-10, Rev 1, (6/97)
- [7] Ackerman J.J.H., Grove T.H., Gadian D.G., and Radda G.K., Mapping of metabolites in whole animals by ³¹P NMR using surface coils. Nature.183 : 167-170, 1980
- [8] Bottomley PA., Hart T HR., Edelstein WA., et AL., Anatomy and metabolism of the normal human brain studied by magnetic resonance at 1.5 Tesla Radiology 1984; 150 : 441-446.
- [9] Bradley WG., Fundamentals of NMR image interpretation. In : Bradley WG, Adey WR, Hasso, head and neck: a text atlas . Rockville, Md.: Apsen, 1985.
- [10] Callen H.B and Welton T.A., Irreversibility and generalized noise. Phy. Rev., 83: 34-40. 1951.
- [11] Kaufman L., Shosa D., Quantitative characterization of signal to noise ratio in diagnostic imaging instrumentation. In : Progress in Nuclear Medicine, Neuro-Nuclear, Juge O, Donath A, editors. Basel. Switzerland : S.Karger AG, 1981.