

SEGMENTATION ENTIEREMENT AUTOMATIQUE DU VOLUME CEREBRAL OBSERVE PAR RESONANCE MAGNETIQUE 3D.

P. Allain^{1, 2, 3, 4}, J.M. Travère^{1, 2}, D. Bloyet^{4, 3}
J.C. Baron^{1, 3}, M. Desvignes⁴.

¹ Centre CYCERON, ² CEA/DSV/DPTE, ³ INSERM U 320 -
Bd Becquerel - BP 5027 - 14021 CAEN cedex

⁴ ISMRA - 6, Bd du Maréchal Juin - 14050 CAEN cedex

RÉSUMÉ

Une méthode de segmentation tridimensionnelle du cerveau observée par résonance magnétique nucléaire est présentée. La méthode utilise des outils de morphologie mathématique (érosion, dilatation conditionnelle, fonction distance) pour isoler le cerveau et en déduire une enveloppe avec un niveau de lissage ajustable. Les seuillages utilisés résultent d'une analyse syntaxique de l'ensemble de l'histogramme des niveaux de gris de l'image. De nombreuses connaissances a priori interviennent aux différentes étapes du processus.

ABSTRACT

A 3D MRI brain segmentation algorithm is proposed. The method mainly uses mathematical morphology tools (e.g. : erosion, conditional dilation, euclidian distance function) to isolate the brain from surrounding structures and deduce a hull of adjustable smoothness. The grey level thresholds used are deduced from an histogram syntactic analysis. Many a priori knowledges are used in the successive steps of the process.

1. INTRODUCTION

L'analyse des tomographies du cerveau obtenues par caméra à positon est rendue délicate en raison de la faible résolution spatiale de cet instrument. Il est de ce fait très intéressant de procéder à un traitement multimodal basé sur une superposition avec des données anatomiques relatives au même patient ou plus globales car issues d'atlas anatomiques [1] [2] [3] [4]. Dans le cadre d'un tel programme, nous décrivons ici une méthode de segmentation du cerveau observé par résonance magnétique nucléaire de l'hydrogène. Au paragraphe 2, nous présentons la méthode utilisée pour définir le volume d'analyse et y effectuer une opération initiale de seuillage. Le paragraphe 3 se rapporte à la procédure de segmentation 3D du cerveau par utilisation d'outils dérivés de la morphologie mathématique. Le dernier paragraphe est consacré à la discussion de nos résultats par comparaison aux autres méthodes publiées.

2. RECHERCHE D'UN SOUS-VOLUME D'INTERET ET SEUILLAGE

L'image tridimensionnelle du cerveau est un ensemble de 124 coupes jointives de 256 x 256 pixels au pas de 1,3 mm ; chaque voxel est numérisé sur 8 bits. Un traitement préalable a placé le cerveau dans le repère défini dans l'atlas de Talairach [5] [6] ; le plan interhémisphérique se trouve alors parallèle au plan machine $\vec{O}_y \vec{O}_z$, et la ligne

bicommissurale parallèle à \vec{O}_y (fig. 1). Le volume d'intérêt SV englobant le cerveau représente environ 25 % du champ d'exploration du tomographe à résonance magnétique ; aussi, pour réduire le temps de calcul ultérieur et pour dégager des caractéristiques significatives de répartition d'intensité, une enveloppe parallépipédique SV de la tête est extraite par projection de quelques coupes du volume sur les axes $\vec{O}_x \vec{O}_y$ et \vec{O}_z . L'analyse de ces projections permet en effet de dégager par seuillage les limites du crâne selon les directions

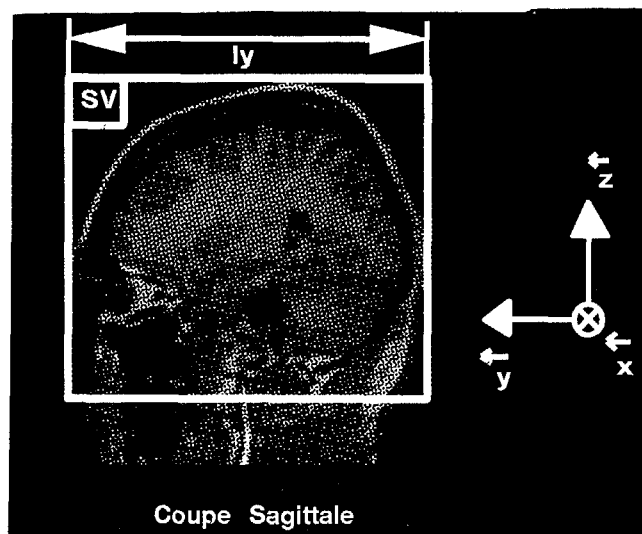


Figure 1 : Coupe sagittale IRM (imagerie par résonance magnétique) du cerveau ; une enveloppe parallépipédique SV est déduite à partir de la détection des bords du crâne par analyse de l'histogramme d'intensité.



x et y ; par contre, la limite basse de l'enveloppe parallépipédique selon l'axe \vec{z} est déduite par un critère de proportionnalité par rapport à la largeur l_y (fig. 1).

Dans la mesure où le cerveau est un ensemble homogène en termes d'intensité, un seuillage par hystérésis des projections est effectué pour éliminer d'éventuels échos apparaissant dans certains cas en limite du champ d'observation.

L'étape suivante du traitement consiste en l'analyse de l'histogramme d'intensité des voxels intérieurs à l'enveloppe parallépipédique. La spécificité de l'objet étudié associée aux conditions d'exploration induisent des allures d'histogramme typiques où apparaissent des modes associés aux substances blanche et grise et au liquide céphalo-rachidien (LCR). Cette allure est présentée en figure 2 où les points notés F, I, K, représentent respectivement les modes correspondant au LCR et aux substances grise et blanche. Le mode sans intérêt correspondant au fond a été écrêté à une valeur voisine de la hauteur du pic I. L'histogramme est modélisé par un ensemble de segments de droite obtenus par l'analyse dichotomique illustrée en figure 2a. La distance de chaque point de l'histogramme est calculée par rapport au segment initial AO, le point de distance maximale (C sur la figure) sert de base pour une représentation sous forme de 2 segments. Cette procédure est appliquée de façon récursive tant que la distance maximale est supérieure à un seuil choisi. Un modèle de ce type est représenté en figure 2b où, par analyse des pentes des segments consécutifs, il est très facile d'identifier les modes désirés (10 à 20 segments sont en général nécessaires pour décrire l'histogramme).

La procédure de segmentation s'appuie sur un certain nombre de niveaux de seuillage S_{B1} , S_{B2} , S_H , calculés de la façon suivante :

$$\frac{S_{B1}}{\sum_{I_E} p_i} = 0,2F_T, \quad \frac{S_{B2}}{\sum_{I_E} p_i} = 0,45F_T$$

$$\frac{S_H}{\sum_{I_E} p_i} = 0,85F_T \quad \text{avec} \quad F_T = \frac{I_O}{\sum_{I_E} p_i}$$

valeurs qui reposent sur des tests portant sur un ensemble de 15 patients d'anatomie normale. (p_i est la fréquence cumulée dans SV du niveau de gris i).

Le seuil S_H est introduit pour préparer la segmentation des orbites oculaires auxquelles correspondent des niveaux de gris élevés. La bande d'intensité $S_{B2} - S_H$ servira à isoler un germe du cerveau. Le volume ainsi défini pourra s'étendre en fin de procédure de segmentation sur des voxels de niveau compris entre S_{B1} et S_{B2} (à noter que S_{B1} marque un niveau d'intensité supérieur à celui du point F qui indique le mode correspondant au LCR).

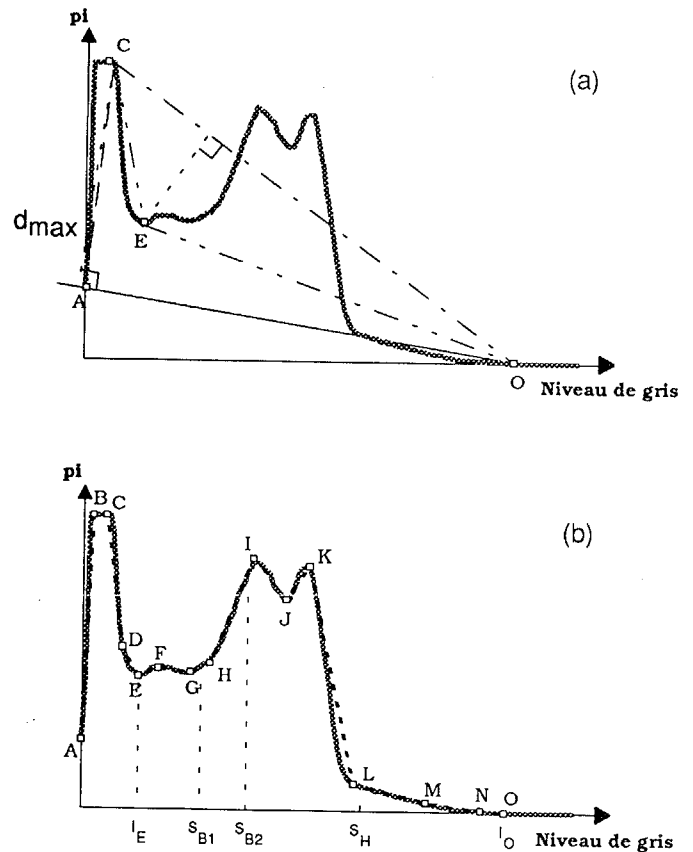


Figure 2 : Allure de l'histogramme d'intensité des voxels intérieurs au volume SV et présentation des premiers pas de l'analyse dichotomique (a). Enveloppe de l'histogramme sous forme de segments de droites permettant d'extraire les modes de substances blanche (K) et grise (I) et de calculer les niveaux de seuillage S_{B1} , S_{B2} , S_H (b).

3. SEGMENTATION DU CERVEAU ET LISSAGE SURFACIQUE

Le seuillage initial positionne à "I" les voxels dont l'intensité est comprise entre S_{B2} et S_H . Une érosion de taille 2 par l'élément structurant de base représenté en figure 3a est appliquée afin d'être certain d'isoler le cerveau des autres structures (orbites oculaires, crâne,...). Les voxels sont regroupés en objets selon un test en 6 connexité ; l'objet de taille maximale est le germe du cerveau. Des dilations conditionnelles 3D sont appliquées à ce germe par l'élément structurant représenté en figure 3b pour reconstituer de façon précise les limites du cerveau sans réintroduire de connexions parasites.

Les conditions appliquées pour chaque niveau de dilataion sont, par ordre d'intervention, les suivantes :

- 1) le niveau de gris des voxels restitués doit se situer dans la bande $S_{B2} - S_H$,

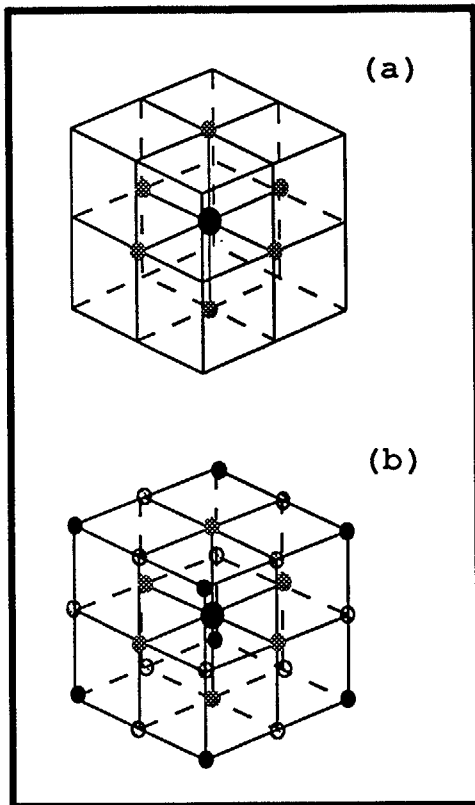


Figure 3 : Elément structurant en 6 connexité (a) et en 26 connexité (b).

- 2) le nombre de connexité d'un voxel dilaté doit être supérieur à 4 dans son 26 voisinage,
- 3) la somme du nombre de connexité d'un voxel dilaté et de ses 26 voisins doit être supérieur à 16.

Les conditions 2 et 3 contrôlent, pour chaque étape, la surface et l'homogénéité de la couche dilatée de façon à éviter de fusionner le cerveau avec des régions adjacentes par des ponts de faible section. Le processus de dilatation conditionnelle itère jusqu'à idempotence.

Pour affiner la détermination des contours du cerveau, une dilatation finale de taille 2 pour l'élément structurant représenté en figure 3b est appliquée conditionnellement à ce que les voxels restitués appartiennent à la gamme d'intensité S_{B1} - S_{B2} .

Une enveloppe surfacique du cerveau est ensuite calculée de façon à lisser les limites du cortex et pouvoir effectuer un rendu par projection intégration sur cette enveloppe. L'opération consiste en une fermeture par une sphère de rayon r ; elle est basée sur l'évaluation de la distance Euclidienne des points extérieurs au cerveau par rapport aux limites du cortex. L'ensemble des points de distance inférieure à r définit la couche de dilatation ; l'objet dilaté est ensuite érodé suivant le même principe. Le résultat final du cerveau segmenté et lissé par une sphère de rayon 7 est représenté en fig. 4 où une opération de projection-intégration a été appliquée pour améliorer le rendu.

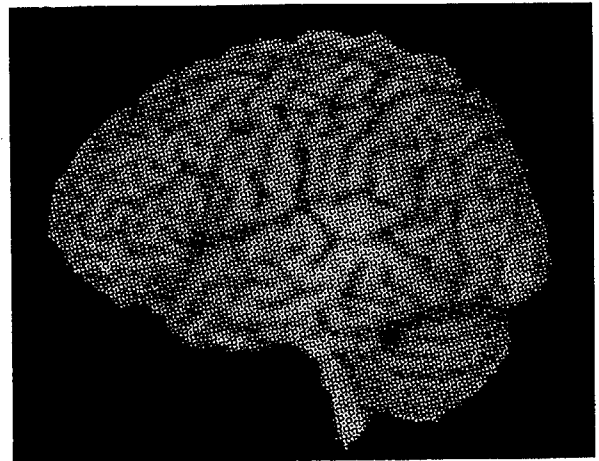


Figure 4 : Allure de la surface du cortex après segmentation et lissage surfacique. Le contraste est amélioré par intégration des niveaux de gris à partir de l'enveloppe puis projection suivant l'axe x.

4. DISCUSSION

Notre méthode de segmentation basée sur une dilatation conditionnelle à partir d'un germe par application d'outils de morphologie mathématique n'a, contrairement aux autres approches publiées, [7][8][9][10], nécessité aucune intervention manuelle sur l'ensemble des 15 patients considérés. La détection de bord par application d'un filtre différence de deux gaussiennes (DoG) se révèle imprécise au niveau des contours et ne permet pas d'isoler entièrement les hémisphères cérébraux des structures adjacentes [9][10]; à l'opposé, l'utilisation d'outils de morphologie mathématique basés sur la détection de "lignes de partage des eaux" (watershed 3D) [11] aboutit à un découpage en un trop grand nombre de régions à partir desquelles il est difficile de reconstituer l'ensemble des deux hémisphères sans intervention manuelle.

Par ailleurs, l'INRIA ([12][13][14][15]) a proposé un certain nombre d'outils de traitement (détection et fermeture de contours, déformation élastique de volume,...) comme éléments de base d'une segmentation performante ; cependant, à notre connaissance, leur intégration sous forme d'un système global n'a pas encore été testée.

REFERENCES

- [1] J.C. Mazziotta, S.H. Koslow. "Assessment of goals and obstacles in data acquisition and analysis from emission tomography : report of a series of international workshops". *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, vol. 7, (suppl. 1), pp. S1-S31, 1987.



- [2] J.C. Mazziotta, C.C. Pelizzari, G.T. Chen, F.L. Bookstein and D. Valentino. "Region of interest issues : the relationship between structure and function in the brain". *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, vol. 11, pp. A51-A56, 1991.
- [3] C. Bohm and T. Greitz. "The use of a computerized brain atlas in positron emission tomography". *SPIE Physics and Engineering of computerized multidimensional imaging and proceeding*, vol. 671, pp. 277-279, 1986.
- [4] A.C. Evans, S. Marrett, J. Torrescorzo, S. Ku and L. Collins. "MRI-PET correlation in three dimensions using a volume-of-interest (VOI) Atlas". *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, vol 11, pp. A69-A78, 1991.
- [5] P. Allain, J.M. Traverre, J.C. Baron, D. Bloyet and M. Desvignes. "Entirely automatic 3D MRI brain analysis as a step in multimodal processing". Proc. of the 14th Annual Int. Conf. *IEEE Eng. in Medecine and Biology Society*, Paris, France, vol. 3, pp. 947-949, 1992.
- [6] J. Talairach, P. Tournoux. "Co-planar stereotaxic atlas of the human brain". Ed. Thieme, New-York, 1988.
- [7] I. Kapouleas. "Segmentation and feature extraction for magnetic resonance brain image analysis". Proc. of the 10th Int. Conf. on Pattern Recognition, IAPR. Atlantic City, NS, June 1990 a.
- [8] H.E. Cline, C.L. Dumoulin, H.R. Hart Jr, W.E. Lorensen and S. Ludke. "3D Reconstruction of the brain from magnetic resonance images using a connectivity algorithm". *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 5 (5), pp. 345-352, 1987.
- [9] K.H. Höhne and W.A. Hanson. "Interactive 3D segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations". *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol 16 (2), pp. 285-294, 1992.
- [10] M. Bomans, K.H. Höhne, U. Tiede and M. Riemer. "3D Segmentation of MR images of the head for 3-D display". *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol 9 (2), pp. 177-183, June 1990.
- [11] W.T. Katz, M.B. Merickel, R. Cosgrove, N.F. Kassell and J.R. Brookeman. "Segmentation of the brain from 3D-Magnetic Resonance Images of the Head". Proc of the 14th Annual Int. Conf. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Paris, vol. 5, pp. 1920-1921, oct-nov 1992.
- [12] N. Ayache, J.D. Boissonnat, L. Cohen, B. Geiger, J. Levy-Vehel, O. Monga, P. Sander. "Steps toward the automatic interpretation of 3D images". NATO ASI series, vol. F.60, *3D Imaging in Medicine* edited by K.H. Höhne et al. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1990.
- [13] R. Deriche. "Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector". *Int. J. Comput. Vision*, vol. 1, pp. 167-187, 1987.
- [14] O. Monga, R. Deriche and J.M. Rocchisani. "3D edge detection using recursive filtering : application to scanner images". *CVGIP : Image Understanding*, vol. 53 (1), pp. 76-87, January 1991.
- [15] I. Cohen, L.D. Cohen and N. Ayache. "Using deformable surfaces to segment 3-D images and infer differential structures". *CVGIP : Image Understanding*, vol. 56, (2), pp. 242-263, sept. 1992.