HAL
open science

Calcul de la profondeur en un point des sillons du cortex sur des images RMN Tridimensionnelles

Michel Desvignes, Houssam Fawal, Marinette Revenu, Daniel Bloyet, Jean-Marcel Travère, Pascal Allain, Jean-Claude Baron

To cite this version:

Michel Desvignes, Houssam Fawal, Marinette Revenu, Daniel Bloyet, Jean-Marcel Travère, et al.. Calcul de la profondeur en un point des sillons du cortex sur des images RMN Tridimensionnelles. 14e Colloque GRETSI 93, 1993, Juan-Les-Pins, France. pp.1267-1270. hal-00978588

HAL Id: hal-00978588

https://hal.science/hal-00978588v1

Submitted on 14 Apr 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

CALCUL DE LA PROFONDEUR EN UN POINT DES SILLONS DU CORTEX SUR DES IMAGES RMN TRIDIMENSIONNELLES

M. DESVIGNES (1,2), H. FAWAL(1,2), M. REVENU(1), D. BLOYET(3,2)
J.M TRAVÈRE(4,2), P. ALLAIN(4,2), J.C. BARON(4,2)

(1) LAIAC-ISMRA, 6 bd du maréchal juin. 14050 CAEN Cedex
(2) INSERM U320 bd Becquerel, 14021 CAEN Cedex
(3) LEI-ISMRA, 6 bd du maréchal juin. 14050 CAEN Cedex
(4) CYCERON/CEA bd Becquerel, 14021 CAEN Cedex

RÉSUMÉ

Le problème de la reconnaissance des sillons corticaux humains à partir d'images RMN 3D est intéressant pour localiser précisément les mesures d'activités obtenues par tomographie à émission de positons. La profondeur des sillons par rapport à la surface du cortex, peu discriminante entre sillons, donne une information importante pour la poursuite des sillons. Le but de cette communication est de donner une définition et une méthode de calcul de la profondeur d'un sillon dans une image 3D avec une bonne précision.

ABSTRACT

The problem of the recognition of the human cortical sulci in 3D RMN images is of great importance to localize the measurements of Positons Emission Tomography activities. The depth of the fissures from the surface of the cortex to the base of the sulci, which do not distinguish between main sulci, make the contour following easier. In this paper, we give a definition and a method to calculate the depth of the sulci in a 3D RMN image with good accuracy.

I. INTRODUCTION

Dans le cadre de comparaisons inter-individuelles d'activités métaboliques mesurées par caméra à positons (Centre CYCERON Caen), nous nous intéressons à la reconnaissance automatique des sillons corticaux du cerveau, à partir d'images RMN. La faible résolution spatiale des images PET ne permet pas un recalage précis des mesures d'activation pour chaque patient. La localisation des zones de mesures d'activités se fera grâce au calcul des déformations propres à chaque patient, à partir d'iune images RMN par rapport à un atlas standard moyen. Les sillons corticaux sont répertoriés dans de nombreux atlas anatomiques [1]. Les caractéristiques les plus significatives sont la longueur, la distance entre sillons et leur profondeur par rapport à la surface du cortex. Cette profondeur est en particulier utilisée lors de la poursuite des sillons sur la surface du cortex en utilisant la propriété de continuité de cette profondeur. Nous commencerons par énoncer les difficultés associées au problème, avant de présenter une méthode basée sur le calcul de l 'axe du sillon et sur une distance géodésique.

II ÉNONCÉ DU PROBLÈME

L'acquisition par caméra RMN tridimensionnelle donne une image de l'ensemble de la tête, de dimensions 256 x 256 x 124. Les données sont recalculées dans le repère de Talairach, le cerveau est extrait du reste de l'image (globes oculaires, boite crânienne, peau etc..) par une segmentation en région précédée d'une érosion. Une dilatation conditionnelle permet d'obtenir une bonne approximation de la morphologie réelle du cerveau. L'image comporte 4 classes d'objets : le fond, la matière blanche (MB), la matière grise MG) et le liquide céphalo-rachidien (LCR) [2,3].

A partir de cette image, nous voulons mesurer la

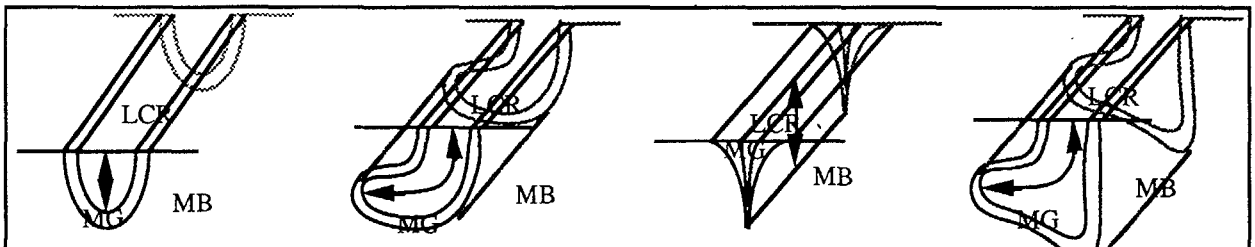


Figure 1 : Différentes formes de sillons et leur profondeur

profondeur d'un sillon. Un sillon est une structure cérébrale remplie de liquide céphalo-rachidien qui est localisée aux endroits où le cortex pénètre à l'intérieur du cerveau : la profondeur d'un sillon en un point mesure quantitativement cette pénétration par rapport à la surface du cerveau : *distance d'un point p1 situé à la surface (frontière LCR fond) au point p2 du fond du sillon (frontière LCR-MB ou LCR-MG) le plus distant dans un plan orthogonal à l'axe du sillon .*

Nous avons donc à résoudre un problème de mesure de distance, dont les principales difficultés sont les suivantes :

- la forme générale des sillons (figure 1)
- l'intersection entre plusieurs sillons (figure 2), les sillons avec plusieurs branches (figure 1d)
- la détermination de l'axe d'un sillon en un point
- la détermination d'un plan orthogonal à cet axe dans le domaine discret

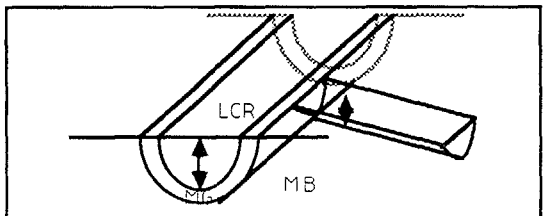


Figure 2 : Intersection de plusieurs sillons

III. MÉTHODE

Notre problème ne peut se ramener au calcul d'une fonction distance [4,5] d'un point à un autre, car les points d'arrivée (le fond des sillons) ne sont pas connus et ne peuvent être différenciés des cotés du sillon.

Une première approche consistant à suivre la direction orthogonale au plan tangent au sillon (direction du gradient) n'est pas satisfaisante dans le cas des sillons recourbés (figure 1b) ou ayant des branches multiples (figure 1d).

L'approche que nous avons choisie est la suivante :

- Squelettisation et amincissement 3D des sillons (LCR et MG)
- Détermination de l'axe de sillon en un point de la surface squelettisée
- Calcul de longueur de la courbe partant du point de la surface et située dans l'intersection du plan orthogonal à l'axe de sillon.

III.1. Squelettisation et amincissement

L'idée générale du squelette 3D est de représenter un volume (le sillon) sous la forme d'une structure mince ayant les mêmes propriétés topologiques que le volume initial [6]. Le squelette surfacique est mince selon une seule direction et il est centré dans le volume à un voxel près. Il donne une bonne vision de la forme réelle. Ses épaisseurs dans les 3 directions sont proportionnelles à l'image de départ et il a l'avantage de garder une bonne information sur la profondeur des sillons par rapport à cette surface.

L'algorithme utilisé est dérivé des travaux de TSAO [7]. Nous effectuons plusieurs itérations en supprimant à chaque fois les points qui répondent à un critère particulier. Chaque itération comporte 6 passages, correspondant aux 6 demi axes définis dans l'espace (haut->bas, bas->haut, nord->sud, sud->nord, est->ouest, ouest->est). Lors d'un passage, un point est supprimé s'il répond aux conditions suivantes :

- le point examiné est un point non extrémité dans le sens du passage,
- le point examiné est un point extrémité dans le sens contraire du passage,
- chaque voisin sur la coupe perpendiculaire à l'axe du passage ne se situe pas sur un angle et ne perd pas la connexité avec ses voisins.

L'algorithme initial a été modifié afin que le squelette soit obtenu sur la surface externe du cerveau, en ajoutant une couche imaginaire au niveau du cortex. Elle bloque l'amincissement dans la direction orthogonale à la surface mais l'autorise dans les directions incluses dans le plan tangent. Cette modification provoque parfois des sillons épais (plusieurs voxels de largeur). Afin de faciliter leur poursuite, nous avons donc réalisé un amincissement des courbes sur la surface du cerveau afin de réduire la largeur des sillons sur cette surface à 1 voxel. Cet amincissement est une extension des masques 2D et donne un résultat final assez proche d'un squelette 2D par ligne médiane [8].

III.2. Axe du sillon

L'axe en un point de sillon est théoriquement défini par la tangente en ce point à la surface du cerveau. Elle peut être déterminée par un examen du voisinage local de la surface. Cette surface est construite par une détection de surface 3D en 6-voisinage : un point appartient à la surface si au moins un de ces voisins dans la direction d'un des 6 demi-axes du repère est un point de fond.

En assimilant globalement le cerveau à une ellipsoïde, l'axe qui nous intéresse peut être approximé par le vecteur formé par les 2 voisins du point courant sur la courbe lorsqu'il n'y a que 2 voisins à un point (25 % des cas à peu près).

Le problème de l'intersection de plusieurs sillons (plus de 2 voisins immédiats à la surface) se pose de la

manière suivante : dans un voisinage 3D de petite taille, considérant l'ensemble des points LCR connectés au point courant, comment déterminer l'axe 3D du sillon principal ?

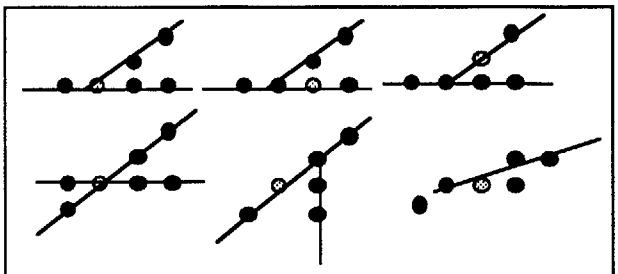


Figure 3 : Quelques configurations comportant plus de 2 voisins.

L'énumération des différents cas (quelques exemples figure 3) n'est pas envisageable en utilisant un 26-voisinage. Deux méthodes ont été testées pour calculer cet axe. Elles se basent toutes deux sur les vecteurs formées par le point courant et les points LCR voisins. Deux méthodes définissent cet axe :

Méthode 1- Les 2 vecteurs dont le produit scalaire est le plus négatif

Méthode 2- La moyenne pondérée de tous les vecteurs. La pondération est de + 1 si le produit scalaire du vecteur courant et du premier vecteur est positif, - 1 sinon.

III.3. Calcul de la profondeur

Lors du calcul de la profondeur, le premier problème est de déterminer le plan P orthogonal à l'axe précédent.

Soit O le point du sillon de surface, A l'axe du sillon, B un point de l'image, d le vecteur représentant la distance du point B au plan P. En remarquant que les vecteurs A et d sont parallèles car orthogonaux au même plan P, la distance d d'un point B au plan P est le produit scalaire du vecteur OB par le vecteur A normé, soit :

$$\|\vec{d}\| = \frac{\vec{A} \cdot \vec{OB}}{\|\vec{A}\|}$$

Dans le domaine discret, nous souhaitons que cette distance soit inférieure au demi pas d'échantillonnage. D'où

$$B \in P \text{ si } \vec{A} \cdot \vec{OB} <= 0.5 * \|\vec{A}\|$$

Le calcul de la profondeur se fait alors par un classique calcul de distance de Chanfrein 3-4-5 en partant du point O. Les conditions pour qu'un point soit traité sont :

- Le point appartient au plan P
- Le point est un point LCR du squelette interne
- Lorsqu'un point est terminal, sa profondeur est reportée en O, si elle est supérieure à celle qui existait.

Nous réalisons ainsi une distance géodésique par rapport au sillon. Lorsqu'un sillon se compose de plusieurs branches, la profondeur est la longueur de la branche la plus longue. Lorsque des branches existent, elles sont naturellement éliminées.

IV. RÉSULTATS

IV.1. Choix d'une méthode de calcul de l'axe.

Afin d'établir la taille du voisinage à utiliser lors du calcul de l'axe du sillon, nous avons relevé le temps CPU, la moyenne des écarts entre deux points voisins (continuité de la profondeur), la profondeur moyenne et le nombre de fois où la profondeur maximale (85) était atteinte (figure 4). La comparaison entre les 2 méthodes décrites est délicate et reflète bien l'aspect visuel observé : les 2 méthodes donnent à peu près des résultats semblables. La précision de la méthode augmente avec la dimension du voisinage. Un voisinage 7 x 7 x 7 semble un bon compromis.

Méthode1

Taille du voisinage	3	5	7	9
Temps CPU en secondes	78,8	54,8	54,7	59,5
Ecart moyen entre 2 voisins	9,4	7,8	7,3	6,9
Profondeur max atteinte	20	17	17	24
Profondeur moyenne	15,5	15	14,8	14,9

Méthode2

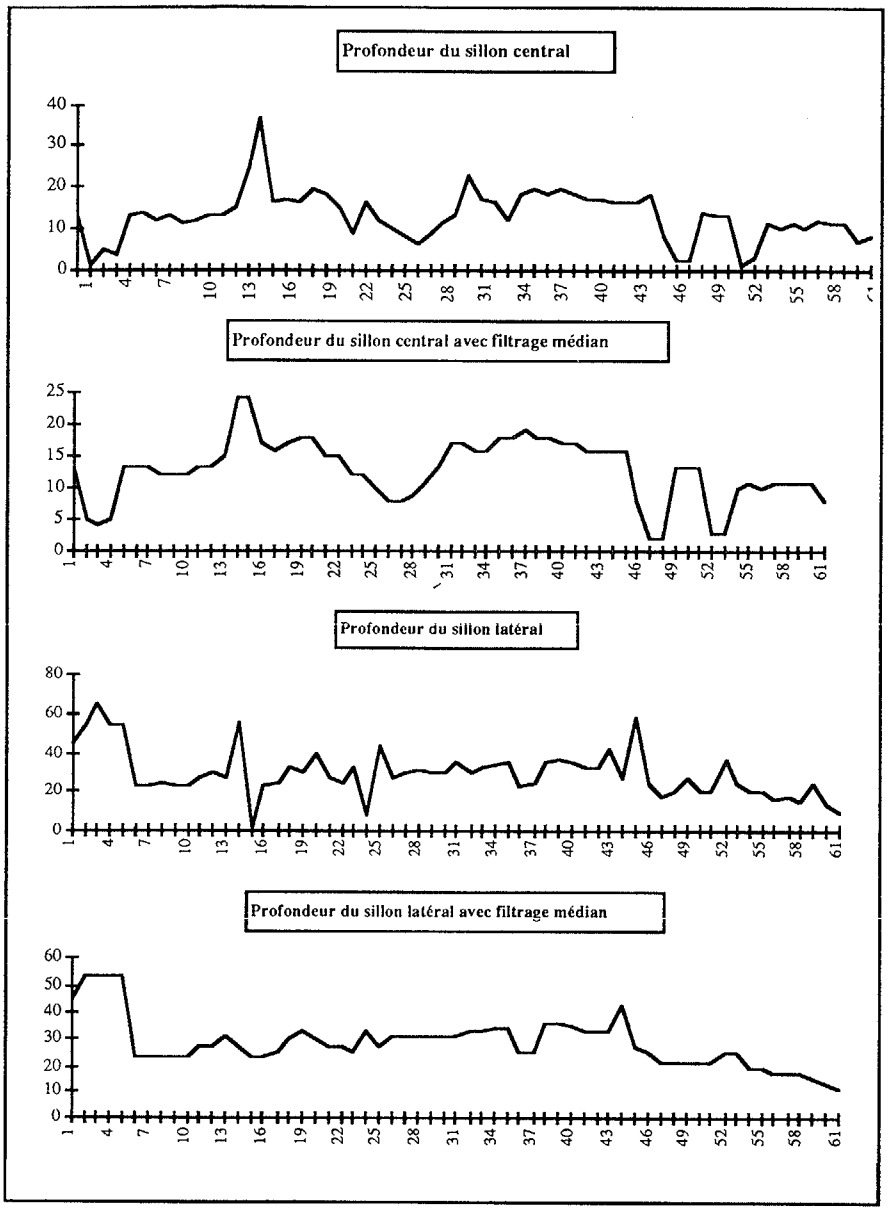
Taille du voisinage	3	5	7	9
Temps CPU en secondes	76,5	53,4	51,7	53,2
Ecart moyen entre 2 voisins	10,2	8,9	8,4	7,6
Profondeur max atteinte	26	22	19	19
Profondeur moyenne	15,1	14,8	14,6	14,6

Figure 4: Comparaisons entre les méthodes de calcul des axes

VI.2. Exemples

Une vérification manuelle a été effectuée pour 10 points. L'erreur commise entre l'estimation humaine et le programme est de l'ordre de 15 % au maximum. Il est à noter qu'il est difficile de faire la part de l'erreur de l'expérimentateur et du programme.

Visuellement, la profondeur le long des sillons semble être assez continue. Une LUT comportant uniquement une plage de 10 valeurs non nulles montre effectivement cette continuité et est en accord avec la mesure de la moyenne des écarts effectuée ci-dessus. La figure 5 présente les profils des sillons latéraux et centraux. Ils donnent globalement une bonne vision de la profondeur. Certains pics se situent à l'intersection des sillons (point 13 du sillon central, 16 et 25



du sillon latéral). D'autres sont dus à des problèmes de segmentation (point 38 du sillon latéral), de lissage de surface par une fermeture et de squelettisation, à la poursuite des sillons qui "choisit" parfois les mauvais points (point 46 & 47 du sillon central). Un filtre médian 1D améliore alors sensiblement la précision.

Les profondeurs importantes situées au début du sillon latéral correspondent à la définition utilisée : elle mesure alors la longueur interne du sillon

VI.3. Limites

La démarche suivie ne conserve que la valeur de la plus longue branche du sillon. Ceci ne rend pas compte de la forme de ces branches, en particulier lorsqu'elles sont de dimensions comparables. Une barbule de grande longueur fausse ainsi la profondeur obtenue.

V. CONCLUSION

Nous avons défini la notion de profondeur des sillons et établit une méthode de calcul de celle-ci. Les résultats obtenus, sur les sillons présentés comme sur l'ensemble du cerveau, sont globalement satisfaisants et précis, tant d'un point de vue visuel (subjectif) que d'un point de vue quantitatif.

Affiner le calcul de l'axe du sillon permettrait certainement d'améliorer cette précision, en particulier au niveau des intersections. Cependant, dans le cadre de notre projet, il est probable que seule la profondeur moyenne de segments de sillons sera utilisé : les points aberrants verront leur influence diminuée.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] M. ONO et all : "Atlas of the cerebral sulci". Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1990.

[2] P. ALLAIN, J.M. TRAVERE, D. BLOYET, M. DESVIGNES, J.C. BARON, : "Segmentation entièrement automatique du volume cérébral observé par résonance magnétique 3D". GRETSI, Juan les Pins, 1993.

[3] P. ALLAIN, J.M. TRAVERE, J.C. BARON, D. BLOYET, M. DESVIGNES : "Entirely automatic 3D MRI Brain Analysis as a step in multimodal Processing". IEEE Engineering in Medecine and Biology Society, Paris, 1992.

[4] A.L.D. BECKERS, A.W.M SMEULDERS : "Optimisation of length measurements for isotropic distance transformations in three dimension". CVGIP 55, pages 296-306,1992.

[5] G. BORGEFORS : "Distance transformations in digital images". CVGIP, 34, pages 344-171, 1986.

[6] JM CHASSERY, A. MONTANVERT : " Géométrie discrète en analyse d'images". Hermès 1991.

[7] Y. F. TSAO, K. S. FU : "A parallel thinning Algorithm for 3D pictures", CVGIP 17, pages 315-331, 1981.

[8] F. ROLLAND : "Représentation tridimensionnelle et reconstruction 3D à partir de coupes 2D". Thèse de l'Université Grenoble I, 1991.