

Suivi de courbes 3D. Application à la détection des sillons corticaux

Christophe Renault, Michel Desvignes, Marinette Revenu

▶ **To cite this version:**

Christophe Renault, Michel Desvignes, Marinette Revenu. Suivi de courbes 3D. Application à la détection des sillons corticaux. Vision Interface 2000, May 2000, Montreal, Canada. pp.76-81. hal-00821975

HAL Id: hal-00821975
https://hal.science/hal-00821975

Submitted on 13 May 2013

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.

Suivi de courbes 3D. Application à la détection des sillons corticaux

Christophe Renault, Michel Desvignes, Marinette Revenu
GREYC-ISMRA, UPRESA CNRS 6072
6, Boulevard du Maréchal Juin, 14050 CAEN, France
Christophe.Renault@greyc.ismra.fr

Résumé

L'étiquetage et l'identification automatique des structures cérébrales, en particulier des sillons corticaux, ont des applications dans le domaine de la neurologie. Nous proposons une méthode de détection du fond des sillons du cortex cérébral dans le but d'obtenir la surface médiane 3D des sillons et une modélisation paramétrique de cette surface. La méthode est basée sur un calcul des caractéristiques différentielles appliqué sur le volume IRM complet. L'extraction du fond des sillons se fait par suivi pseudo-continu (précision sub-voxel). Les déplacements successifs s'effectuent en direction des vecteurs courbure minimum en chaque point. Les caractéristiques différentielles nécessaires au suivi sont calculées à partir des dérivées partielles du volume traité. Le suivi du fond des sillons, correctement détecté, ne nécessite pas de segmentation fine du cortex cérébral.

Abstract

Automatic labelling and identification of cerebral structure, like cortical sulci, are useful in neurology, surgery planning, etc… We present here a detection of the roof of the sulci. The aim of the method is to achieve the sulci medial surface. The method is based on geometrical features (curvature) which doesn't require the accurate segmentation of the cerebral cortex. We use a sub-voxel tracking. The minimum curvature vector in each point allows successive displacement along the roof of sulci. Partial derivatives provide the differential caracteristics.

1. Introduction

Outre la visualisation des structures cérébrales, l'étiquetage et l'identification automatique des sillons corticaux ont des applications dans le domaine de la neuro-navigation, la recherche de voies opératoires ou le recalage d'images inter-patients ou inter-modalités. Les travaux actuels procèdent par segmentation du cerveau puis reconnaissance statistique ou structurelle en passant par la détection des sillons. Cette segmentation et la détection sont généralement réalisées par classification ou à l'aide d'outils morphologiques. Nous nous intéressons à l'extraction de la partie enfouie en profondeur des sillons à partir d'Images par Résonance Magnétique, ainsi qu'à leur modélisation par une surface 3D paramétrique. La figure **1** présente une coupe IRM sur laquelle ces surfaces ont été tracées manuellement. Contrairement à certains travaux qui partent de la surface corticale pour se diriger vers le fond [1], nous souhaitons partir du fond des sillons pour aller vers la surface. Pour cela, la détection du fond est une étape importante. Ce fond va nous servir de départ pour remonter vers la surface du cerveau afin d'obtenir les surfaces médianes 3D des sillons. Cette détection s'effectue par suivi de courbes 3D à partir de points de départ sélectionnés. Nous nous affranchissons ainsi du problème délicat de segmentation de l'interface entre la matière grise et le liquide céphalo-rachidien. Le choix du fond des sillons par rapport à la trace externe à la surface du volume cérébral est justifié par le fait que les sillons sont moins interconnectés dans le fond, ce qui devrait faciliter leur identification par la suite.

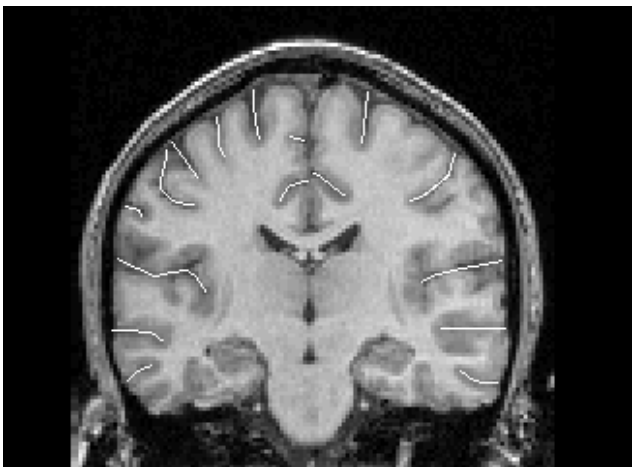


Figure 1 : Coupe IRM avec tracé manuel des sillons.

2. Sillons et courbures

Le cerveau présente des circonvolutions, parties externes des plis que sont les sillons. Les parties entre ces plis sont appelées les gyri. Les limites physiques entre les sillons et les gyri ne sont pas bien définies. Cependant les parties convexes correspondent approximativement aux gyri et les parties concaves aux sillons. La notion de courbure a été utilisée pour séparer sillons et gyri.

2.1. Géométrie des surfaces

Sur une surface d'iso-intensité (iso-surface), en un point donné A, il existe une infinité de directions dans le plan tangent à cette surface et passant par A sur lesquelles une courbure est définie. Parmi cette infinité, il en existe deux qui portent les vecteurs $\vec{t}_1$ et $\vec{t}_2$ (fig. 2) et qui correspondent aux directions dans lesquelles on a la plus forte et la plus faible des courbures, respectivement k_2 et k_1. Il peut arriver, dans le cas d'isosurface localement sphérique, que k_2 et k_1 soient égales. Les voxels dans cette configuration se trouvent alors dans une zone ombilic.

On peut définir la courbure gaussienne *K* et la courbure moyenne *S* telles que:

$$K = k_1 k_2$$

$$S = \frac{k_1 + k_2}{2}$$

A partir des caractéristiques différentielles de l'image, on peut calculer *K* et *S:*

$$K = \frac{1}{h^2}\begin{pmatrix} I_x^2\left(I_{yy}I_{zz} - I_{yz}^2\right) + 2I_yI_z\left(I_{xz}I_{xy} - I_{xx}I_{yz}\right) + \\ I_y^2\left(I_{zz}I_{yy} - I_{xz}^2\right) + 2I_zI_x\left(I_{xy}I_{yz} - I_{yy}I_{xz}\right) + \\ I_y^2\left(I_{xx}I_{zz} - I_{xy}^2\right) + 2I_xI_y\left(I_{yz}I_{xz} - I_{zz}I_{xy}\right) \end{pmatrix}$$

$$S = \frac{1}{2h^{3/2}}\begin{pmatrix} I_x^2\left(I_{yy} + I_{zz}\right) - 2I_yI_zI_{yz} + \\ I_y^2\left(I_{zz} + I_{xx}\right) - 2I_zI_xI_{xz} + \\ I_z^2\left(I_{xx} + I_{yy}\right) - 2I_xI_yI_{xy} \end{pmatrix}$$

où $h = I_x^2 + I_y^2 + I_z^2$.

K et *S* étant calculés k_1 et k_2 s'obtiennent par:

$$k_{1,2} = S \pm \sqrt{S^2 - K}$$

Les courbures principales des iso-surfaces s'obtiennent directement des dérivées premières et secondes de l'image. Les directions principales, $\vec{t}_1$ et $\vec{t}_2$, orthogonales, s'écrivent alors de la façon suivante:

$$\overrightarrow{t_{1,2}} = \vec{\alpha} \pm \sqrt{S^2 - K}\,\vec{\beta}$$

où $\vec{\beta} = \left(I_z - I_y, I_x - I_z, I_y - I_x\right)$ et

$$\vec{\alpha}.\vec{x} = -\frac{1}{2h^{3/2}}\begin{pmatrix} -2I_z^3I_{xy} + I_y^3I_{zz} + 2I_y^3I_{xz} - 2I_y^2I_zI_{xy} \\ +2I_z^2I_xI_{yz} + 2I_z^2I_yI_{xz} - 2I_y^2I_xI_{yz} \\ -2I_xI_yI_zI_{zz} + 2I_xI_yI_zI_{yy} + I_y^2I_zI_{xx} \\ -2I_z^2I_xI_{xz} + I_x^2I_zI_{zz} - I_x^2I_zI_{yy} + 2I_z^2I_yI_{yz} \\ -I_y^2I_zI_{zz} + I_z^3I_{xx} - I_z^3I_{yy} - 2I_y^2I_xI_{xz} \\ +2I_x^2I_yI_{yz} - I_y^3I_{xx} + 2I_z^2I_xI_{xy} - I_z^2I_yI_{xx} \\ -2I_y^2I_zI_{yz} + I_z^2I_yI_{yy} - 2I_x^2I_zI_{yz} \\ +2I_y^2I_xI_{xy} + I_x^2I_yI_{zz} - I_x^2I_yI_{yy} \end{pmatrix}$$

Les composantes en y et en z de $\vec{\alpha}$ sont obtenues par permutations circulaires de x, y et z. Pour plus de détails voir [5].

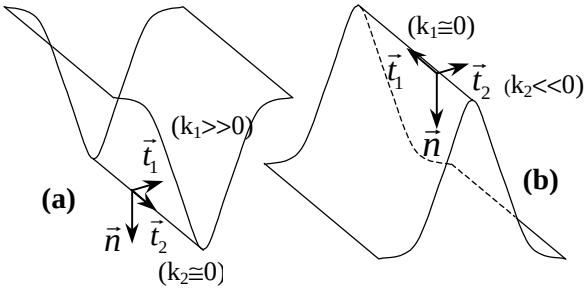


Figure 2 : (a) Vecteurs courbures principaux sur sillons, (b) Vecteur courbures principaux sur gyri.

2.2. Détection des sillons grâce à la courbure

L'opérateur Lvv introduit par Florack [2] et utilisé en 3D par Le Goualher [3] permet de séparer les zones de courbures négatives (gyri) et de courbure positives (sillons). Les valeurs de Lvv en 2D (1) et de courbure en 2D (2) s'expriment facilement en fonction des dérivées partielles de l'image :

$$Lvv(x,y) = \frac{I_x^2I_{yy} + I_y^2I_{xx} - 2I_xI_yI_{xy}}{I_x^2 + I_y^2} \qquad (1)$$

$$k(x,y)=\frac{-I_x^2 I_{yy}-I_y^2 I_{xx}+2I_x I_y I_{xy}}{\left(I_x^2+I_y^2\right)^{3/2}} \qquad (2)$$

Les expressions des courbures en 3D ont été données par Le Goualher [3]. Sur ces deux expressions (1 et 2), l'intérêt de l'opérateur Lvv est la moindre sensibilité au gradient ce qui permet le calcul des courbures en des points où le gradient est faible.

Les sillons correspondent à l'ensemble des voxels dont le Lvv moyen (*Mlvv*) est négatif.

Sur tous les voxels du volume IRM, le *Mlvv* est calculé ainsi que les courbures principales minimum et maximum k_1 et k_2 et leurs vecteurs respectifs $\vec{t}_1$ et $\vec{t}_2$ [5].

Dans le cas des sillons (a), $\vec{t}_2$ coïncide avec les lignes de crêtes. Ces lignes de crêtes sont définies comme étant le passage par zéro de la dérivée de la courbure maximale le long de la direction de courbure maximale. La détection de ce passage par zéro est difficile à interpréter dans le cas des sillons qui sont des structures très fines dans l'image (1 à 2 voxels de largeur). Le principe du suivi que nous mettons en œuvre consiste plutôt à utiliser le vecteur $\vec{t}_2$, qui donne la direction de la plus faible pente et coïncide en général avec le fond des sillons.

3. Suivi de courbes 3D

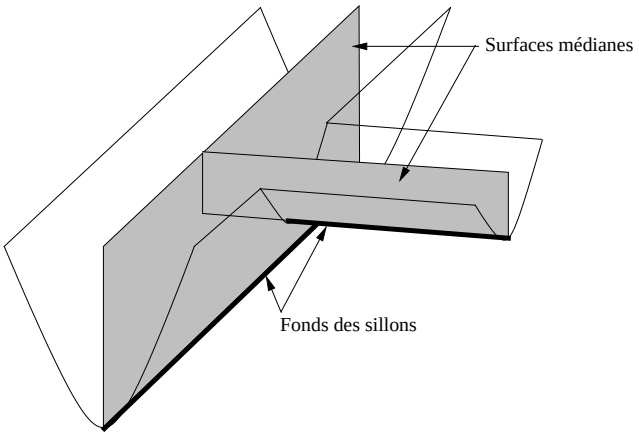


Figure 3 : Connexion entre-sillons.

Le suivi du fond des sillons est effectué dans le but de différencier les sillons les uns des autres car les connexions inter-sillons y sont moins importantes qu'en surface. En particulier, on peut espérer séparer le sillon présenté Fig. **3** en deux composantes connexes différentes. Pour réaliser un suivi itératif des lignes de crêtes, les trois éléments suivants sont nécessaires :

- Un point de départ, origine de la courbe 3D
- Une fonction déterminant le prochain point de cette courbe dans un voisinage local
- Un critère d'arrêt du suivi

La précision du suivi est déterminée par le choix de la fonction cherchant le point suivant.

Nous avons tout d'abord utilisé un suivi dans l'espace discret qui nous a montré ses limitations. Nous nous sommes ensuite orientés vers un suivi pseudo-continu dont la précision est supérieure à l'image d'origine. Le résultat obtenu est alors plus précis dans sa localisation.

3.1. Suivi dans l'espace discret

A partir d'un voxel *V* dans une direction $\vec{t}_2$, la sélection du voxel suivant se fait parmi les voxels *U* voisins de *V* dont le vecteur $\overrightarrow{VU}$ fait un angle inférieur à π/2 avec $\vec{t}_2$. Deux solutions sont alors possibles :

1. Le voxel *U* dont le vecteur $\overrightarrow{VU}$ forme l'angle le plus petit avec $\vec{t}_2$ est choisi. (Fig.**4**)

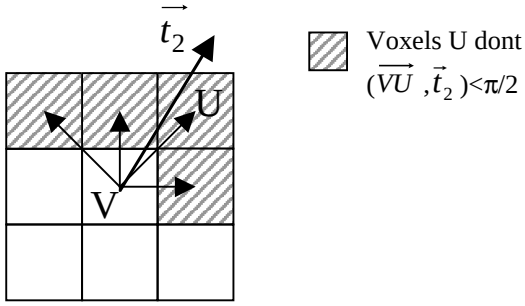


Figure 4 : Exemple en 2D du choix de la direction de propagation du suivi discret selon le cas 1

2. Le voxel ayant la courbure moyenne la plus forte parmi les voxels voisins sélectionnés ci-dessus est choisi. (Fig.**5**)

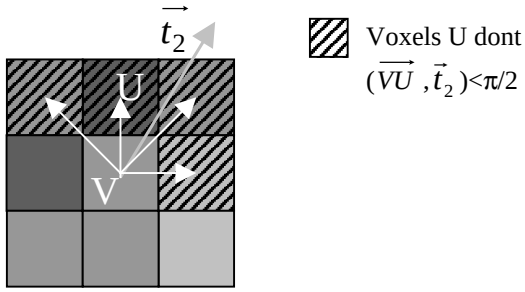


Figure 5 : Exemple en 2D du choix de la direction de propagation du suivi discret selon le cas 2. Le niveau de gris symbolise le niveau de courbure du voxel. Les valeurs de courbures fortes correspondent aux couleurs sombres.

Dans le premier cas, le suivi se déplace dans les directions horizontales, verticales et diagonales. En effet les voxels voisins d'un voxel en cours du suivi se situent

dans des directions définies par le voisinage utilisé (26 voisinage). (voir Fig. **6**).

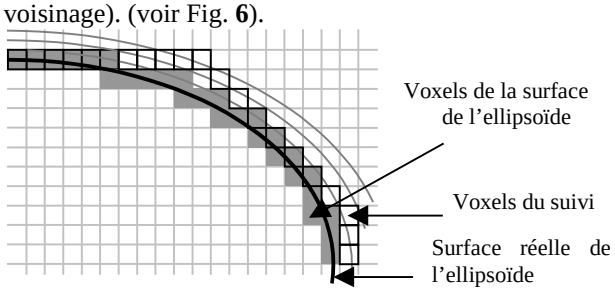


Figure 6 : Mode de suivi discret.

Dans le deuxième cas, la discrétisation engendre des valeurs de courbures locales différentes des valeurs réelles.

Sur un ellipsoïde, le résultat attendu est l'intersection *I* de sa surface et de son plan médian. Les méthodes précédentes ne fournissent pas cette intersection *I* (voir Fig.**7**). Ceci est dû à la précision du calcul des dérivées et à la discrétisation en voxels.

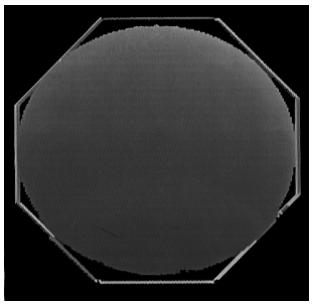


Figure 7 : Résultat d' un suivi discret sur un ellipsoïde

Le suivi doit donc être réalisé dans un espace continu.

3.2. Suivi pseudo-continu

Les problèmes engendrés par la discrétisation nous amènent à travailler avec un pas inférieur au voxel (sub-voxel). La notion de voxels est ici remplacée par celle de points puisque le suivi se déplace à un pas inférieur au voxel ce qui les positionne en dehors des points de la maille du volume. Les caractéristiques différentielles de tous les points sont alors obtenues par interpolation trilinéaire. Pour la détection du fond des sillons, les différents éléments du suivi sont alors les suivants :

Point de départ :

Dans le cadre de notre application de détection des sillons, un point de départ unique est recherché pour chaque sillon réel. Le point de départ doit être situé dans le fond des sillons. La courbure des surfaces d'isointensité d'une image IRM est plus importante dans le fond des sillons. Cependant, les extrémités des sillons présentent des courbures plus faibles. Les points de départ sélectionnés à partir des courbures fortes ne seront donc pas à une extrémité de sillon. Le suivi pourra alors, à partir d'un point de départ se propager dans deux directions opposées afin de rejoindre les deux extrémités du fond du sillon concerné.

Un seuillage des valeurs négatives du *MLvv* est effectué. Dans chaque composante connexe du volume ainsi seuillé, le voxel de courbure maximum est un point de départ.

Point suivant :

Plusieurs solutions ont été envisagées selon la complexité des structures recherchées et la qualité des images.

- Cas 1:

À partir d'un point *P* du suivi, le point suivant *S* est à la distance *pas* (définie au départ) dans la direction du vecteur courbure minimum $\vec{t}_2$. Ce suivi fonctionne bien dans le cas de structures simples.

Dans le cas de l'ellipsoïde parfait, le point de départ se situe à l'intersection du plan médian et de la surface de l'ellipsoïde. Nous obtenons une ligne correspondant au périmètre le plus grand de l'ellipsoïde (fig. 8), ce qui nous satisfait puisque cette ligne est dans son plan médian et sur sa surface externe.

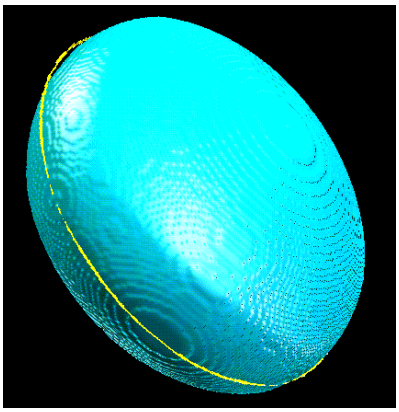


Figure 8 : En clair, ligne correspondant au suivi effectué sur l' ellipsoïde.

- Cas 2 :

Dans le cas d'une image réelle et bruitée, le vecteur $\vec{t}_2$ n'est pas toujours précis, la direction obtenue doit être régularisée.

Une redirection $\vec{r}$ vers les zones de courbure forte peut être ajoutée au vecteur $\vec{t}_2$, la direction $\vec{d}$ devient alors:

$$\vec{d} = \alpha\vec{t_2} + (1-\alpha)\vec{r}$$

où $\vec{r} = \sum_{i=1}^{8} \frac{\overrightarrow{PM_i} C_i}{\|PM_i\|}$

Les M_i sont les 8 voxels voisins du point P, C_i leur courbure moyenne respective. $\vec{r}$ est alors une somme des $\overrightarrow{PM_i}$ normalisés, pondérée par les C_i. La méthode fonctionne dans le cas de structures simples sur images bruitées. Cependant par cette méthode, $\vec{r}$ risque de s'opposer à $\vec{t}_2$, ce qui peut entraîner des retours sur lui même du suivi.

- Cas 3 :

On propose plutôt de choisir $\vec{r}$ dans la direction du point de courbure moyenne la plus forte dans un disque de rayon *1- α* dans le plan orthogonal à $\vec{t}_2$ (Fig. **9**). La direction $\vec{t}_2$ doit rester prédominante devant $\vec{r}$.

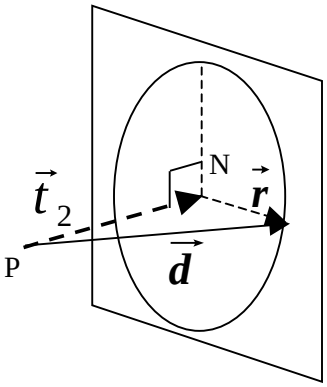


Figure 9 : Redirection de $\vec{t}_2$ dans le plan orthogonal.

Critères d'arrêt :

L'arrêt du suivi est effectué dans les cas suivants :

- Le passage dans une zone gyri : elle correspond aux cas de courbures moyennes négatives.
- Les zones ombilics : une indécision due à l'égalité des courbures principales.
- L'absence de courbures : zones de gradients nuls où les courbures par définition ne sont pas définies (infinies).
- La jonction avec un autre sillon : la gestion des boucles permet l'arrêt du suivi lorsque celui–ci se retrouve à proximité de points faisant déjà partie de ce même suivi ou d'un suivi effectué auparavant et issu d'un autre point de départ.

4. Résultats

Les volumes IRM (124*256*256 voxels, 1.3 mm3) de volontaires sains ont été acquis sur un scanner Signa, 1.5 Tesla, utilisant une séquence SPGR (Fig.**10**).

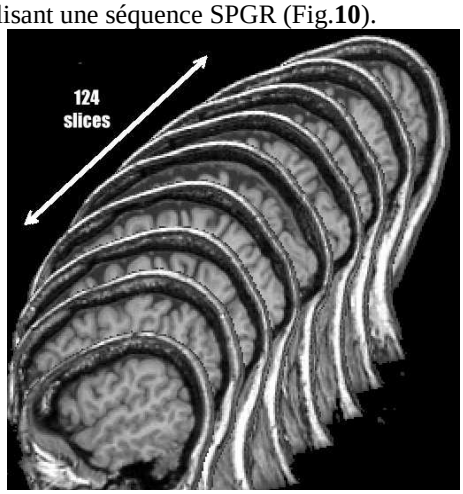


Figure 10: 124 coupes IRM

La fig. 11 présente un exemple de suivi effectué sans contraintes sur un sillon (ici le supérieur frontal) à partir de données IRM. Les différentes courbures à partir des dérivées partielles d'ordre 1 et 2 ont été calculées sur un volume IRM (256*256*124, voxels de 1.5 mm d'arête). Le suivi est effectué au pas 1/10ème de voxel sur les données brutes, c'est à dire sans segmentation préalable du LCR. Le point de départ a été sélectionné par valeur maximum de courbure dans la zone sillon correspondante. La ligne blanche montre le résultat du suivi. La partie grisée est superposée dans un souci de visualisation. Cette dernière est le résultat d'une segmentation de ce sillon par seuillage de la courbure principale maximum.

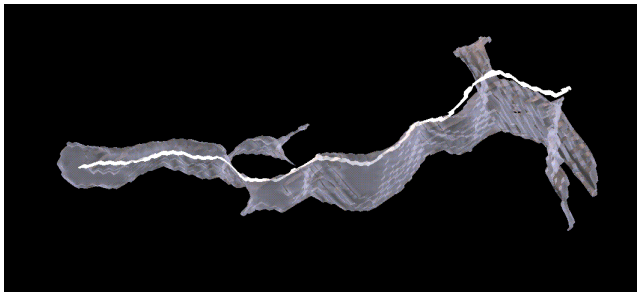


Figure 11 : En clair, le suivi correspondant au fond du sillon supérieur frontal.

Il existe un décalage entre le sillon segmenté (en gris) et le fond (en blanc). La segmentation du sillon (partie grisée) non précise et l'effet de perspective en sont la cause. Sur les coupes IRM d'origine, le suivi est visuellement situé au fond du sillon. L'imprécision majeure réside dans l'effet de volume partiel au niveau de

l'interface LCR/Gris, dû à la résolution des images par rapport aux structures recherchées.

5. Conclusion

Nous avons présenté une méthode d'extraction du fond des sillons qui s'applique directement sur les données IRM brutes de cerveaux sans extraction préalable du cortex. Nous avons vu que pour le bon fonctionnement du suivi une précision sub-voxel est nécessaire. Le suivi pseudo-continu se propage à l'aide de la direction de courbure principale minimum $\vec{t}_2$ qui coïncide avec la crête des sillons. Une redirection ajoutée à $\vec{t}_2$ peut s'avérer intéressante mais doit être faite dans le plan orthogonal à $\vec{t}_2$ si on veut éviter les retours sur lui même du suivi.

Les avantages d'une telle méthode sont les suivants : elle permet une séparation plus grande des différents sillons contrairement à la trace surfacique de la structure sulcale [1][4] et les calculs s'effectuent sans segmentation préalable du cortex.

La prochaine étape permettra d'extraire la surface médiane des sillons et de la modéliser par une surface paramétrique.

6. Références

[1] M. Vaillant, C. Davatzikos, R. N. Bryan, Finding 3D parametric representations of the deep cortical folds, *Proc. Of the IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, p. 151-159, June 1996.

[2] L. M. J. Florack, B. M. ter Haar Romeny, J. J. Koenderink, M. A. Viergever. Scale and differential structure of images. *Image and Vision Computing*, Vol 10, p. 376-388, 1992.

[3] G. Le Goualher, C. Barillot, Y. Bizais. "Modeling Cortical Sulci with Active Ribbons". *Int. J. of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 1997, Vol 11(8), pp. 1295-131.

[4] N. Royackkers. Modélisation et reconnaissance des Sillons du cortex cérébral humain, *Thèse*, Université de Caen, France, 1997.

[5] J.P. Thirion, A. Gourdon, The Marching Lines Algorithm: new results and proofs, *INRIA*, Rapport de recherche n° 1881, Avril 1993.