



HAL
open science

Modélisation individualisée des sillons corticaux humains

Nicolas Royackkers, Michel Desvignes, Houssam Fawal, Marinette Revenu

► **To cite this version:**

Nicolas Royackkers, Michel Desvignes, Houssam Fawal, Marinette Revenu. Modélisation individualisée des sillons corticaux humains. AGI 96, 1996, Tours, France. pp.429-433. hal-00975309

HAL Id: hal-00975309

<https://hal.science/hal-00975309>

Submitted on 8 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.

MODÉLISATION INDIVIDUALISÉE DES SILLONS CORTICAUX HUMAINS

Nicolas Royackkers, Michel Desvignes, Houssam Fawal, Marinette Revenu

GREYC-ISMRA-Université de Caen (CNRS, URA 1526)
6, Bd Maréchal Juin 14050 CAEN Cedex
Email: (Nicolas.Royackkers, Michel.Desvignes)@greyc.ismra.fr

1. Introduction

La tomographie à émission de positons (TEP) permet d'obtenir des images de la densité d'absorption locale d'une molécule marquée introduite dans le circuit sanguin pendant un intervalle de temps donné. Cette technique est utilisée pour la recherche en matière d'activité fonctionnelle du cerveau car elle n'est ni destructrice ni invasive. Les images sont difficiles à exploiter car elles sont caractérisées par une résolution spatiale et un rapport signal/bruit faibles. Les structures anatomiques ne sont pas visibles et les contours du cerveau sont imprécis (Fig. 1).

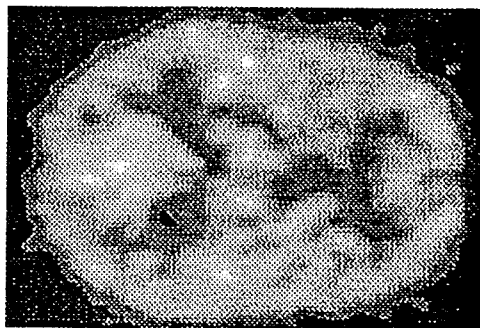


FIG.1. Une image TEP (section axiale)

L'exploitation des données issues d'images fonctionnelles nécessite leur mise en correspondance avec des informations anatomiques en provenance d'atlas ou d'autres images, afin d'établir une corrélation fonction-anatomie sur un groupe d'individus. Des données anatomiques précises et individualisées sont également utiles lors de la fusion avec des images XCT (tomographie par rayons X) pour la planification d'examen neurochirurgicales [BAJ89], lors de l'identification de "cibles" neurochirurgicales [BAR94], lors du choix de voies opératoires minimisant les risques d'incidents [MAN95], ou lors de la mesure du volume d'éléments du cerveau, dans le cadre du suivi d'une pathologie et de l'optimisation des dosages relatifs à son traitement. La principale difficulté pour établir cette corrélation fonctionnelle et

anatomique est la variabilité inter-individuelle importante des formes et dimensions du cerveau, ainsi que des structures qui le composent. Il est alors impossible de réaliser la fusion entre une image fonctionnelle quelconque et un atlas anatomique standard. La démarche actuelle consiste à identifier sur l'image des repères anatomiques permettant une localisation relativement stable des zones fonctionnelles. Les sillons corticaux possèdent cette propriété, bien que leurs caractéristiques géométriques et topologiques varient entre les individus.

Les travaux que nous décrivons dans cet article sont une première étape dans la constitution d'un atlas numérisé des structures anatomiques cérébrales. Nous présentons une modélisation des sillons et de l'ensemble de la topographie corticale. Cette modélisation est réalisée à partir d'une base de données composée d'images IRM 3D aux sillons déjà identifiés par nos travaux précédents. Le modèle d'un sillon comporte trois types de caractéristiques : une zone de recherche, un ensemble de statistiques sur des caractéristiques géométriques et une courbe moyenne. Ces données sont adaptées à chaque individu par une correction proportionnelle puis non-linéaire, afin de compenser la variation inter-individuelle.

2. Atlas numérisés

Les atlas numérisés constituent des outils indispensables dans le cadre de la fusion de données structurales et fonctionnelles issues d'images de modalités différentes. Ils peuvent être produits à partir des informations venant d'atlas papiers existants [RAD92], de l'examen post-mortem de cerveaux congelés [GEE93], des deux sources précédentes [GRE91], ou d'examen IRM [EVA91].

Typiquement, les atlas numérisés sont constitués d'une succession de coupes axiales dans lesquelles ont été reportés les éléments essentiels de l'anatomie. 50 à 250 structures anatomiques y sont identifiées : le plus souvent les ventricules, les noyaux gris centraux et les gyri, parfois les aires de Brodmann ou les sillons majeurs. Sur chacune des coupes de l'atlas, les éléments anatomiques sont

modélisés par un ensemble de contours fermés délimitant dans le plan de coupe autant de régions d'intérêt (ROI) que de structures y figurant. Des approches 3D s'appuient sur des volumes d'intérêt (VOI) [EVA91] [RAD92].

La plupart des atlas numérisés représentent un modèle unique de l'anatomie cérébrale humaine. L'hypothèse sous-jacente est que, jusqu'à un certain niveau de détail, tous les cerveaux sains de sujets adultes possèdent une structure anatomique identique [BAJ89]. Cela est vrai globalement (organisation générale), mais il faut souligner la très forte variabilité inter-individuelle caractérisant l'anatomie cérébrale (forme et localisation des sillons, taille et proportions du cerveau). La superposition des atlas numérisés sur les images doit faire appel à des corrections proportionnelles [STE89] ou localement déformables [DEC95].

3. Approche proposée

La figure 2 présente l'ensemble de la démarche proposée. La base de données est issue de nos travaux antérieurs [DES94], afin d'initialiser le système. A partir d'une nouvelle image IRM 3D, nous réalisons l'extraction du cerveau et le recalage dans le repère de Talairach. Nous détectons ensuite les sillons par seuillage et squelettisation du liquide céphalo-rachidien. L'identification des sillons est réalisée sur des critères géométriques à partir des caractéristiques extraites dans la nouvelle image et à partir des données du modèle. Ces dernières sont adaptées à l'image analysée, par une correction en partie linéaire et en partie non-linéaire. Les résultats obtenus peuvent être ajoutés à la base de données après validation.

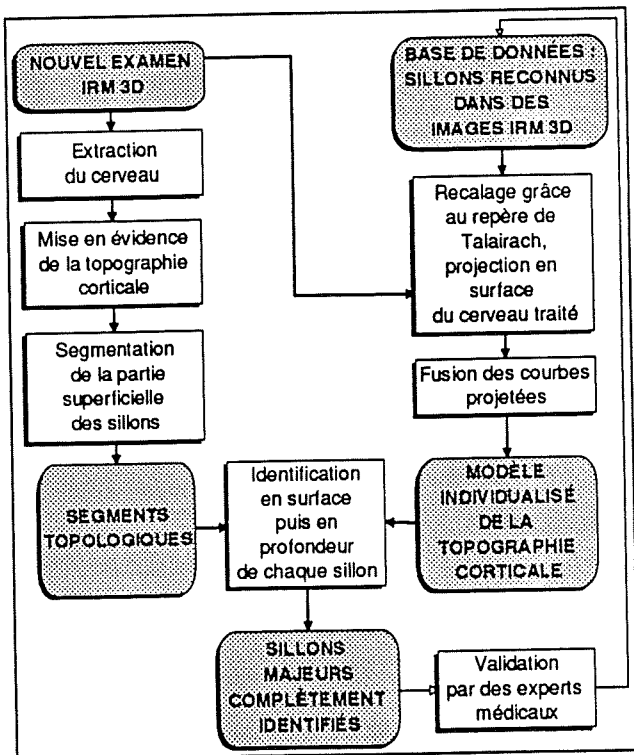


FIG.2. Démarche générale

4. Modélisation individualisée de la topographie corticale

L'objectif est, à partir d'une base de données constituée de quelques images où les sillons ont été identifiés, d'établir un modèle quantitatif des sillons corticaux. Nous construisons et utilisons à des fins d'identification un graphe modélisant la topographie corticale, dont les noeuds sont les sillons et les arcs les relations entre les sillons. Afin de prendre en compte la variabilité inter-individuelle, les caractéristiques extraites sont adaptées par un mécanisme de correction.

4.1. Modèle des sillons et de leurs relations

Pour chaque sillon identifié dans la base de données, la trace surfacique (intersection entre le squelette du sillon et la surface externe du cortex) est caractérisée par sa direction principale, la localisation de son barycentre, de son milieu et de ses points terminaux, des statistiques sur sa profondeur et la continuité de celle-ci le long du sillon. La géométrie surfacique de celui-ci est modélisée par la longueur du sillon, son axe d'inertie, sa rectitude (statistiques sur la distance de ses points à l'axe), et sa continuité (sillon composé de parties disjointes).

Des informations extraites concernant les relations entre les sillons permettent de construire les arcs reliant les noeuds constitués par les modèles individuels des sillons. Le graphe obtenu modélise de façon complète la topographie corticale. Ainsi, pour chaque couple de sillons présents dans la même image de la base, on note les caractéristiques suivantes : la localisation des éventuels points de connexité et l'orientation locale en ces points, la localisation relative des barycentres et milieux (vecteurs et distances), ainsi que l'orientation spatiale relative des deux axes.

4.2. Mécanisme de correction

Toutes les valeurs extraites sont influencées par la forme et la taille des différents cerveaux : localisations, orientations, profondeurs, etc... sont fonction de la taille et de la morphologie du cerveau (Fig. 3).

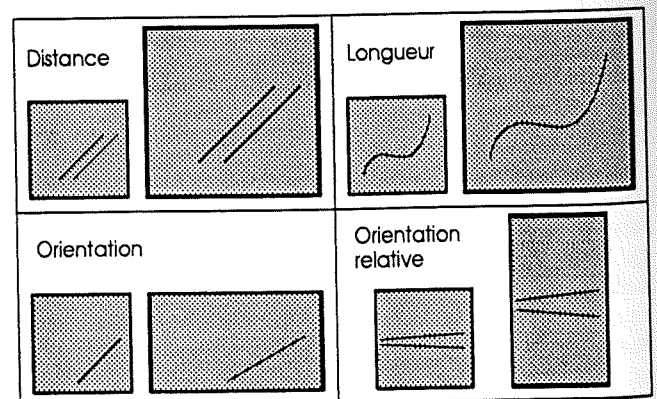


FIG.3. Influence des dimensions d'un objet sur les caractéristiques géométriques des courbes présentes à sa surface

Sur une base de 9 images, nous avons constaté des variations importantes entre les tailles et les proportions des différents cerveaux (13% par rapport à la moyenne du ratio longueur/largeur par exemple). Nous proposons donc une méthode de correction originale de nos modèles basée sur le système proportionnel de Talairach.

4.2.1 Le repère de Talairach

Le repère proportionnel de Talairach [TAL88] est construit autour d'un cerveau quelconque à partir de son plan inter-hémisphérique et de deux points définis anatomiquement dans ce plan : la commissure antérieure CA et la commissure postérieure CP. A partir de ces deux points, on construit le plan CA-CP : il contient ces points et est orthogonal au plan inter-hémisphérique. On définit alors les plans Vca et Vcp, qui contiennent respectivement CA et CP et sont orthogonaux à la fois au plan CA-CP et au plan inter-hémisphérique. Enfin, on construit un parallélépipède exinscrit au cerveau grâce à des plans parallèles aux différents plans que nous venons de définir. Le volume cérébral est alors partitionné en douze zones dont au moins un des coins est constitué par CA ou par CP (Fig. 4). Pour chacune des douze zones, les arêtes qui touchent CA ou CP constituent les axes d'un repère local, dont un de ces points est l'origine. Les coordonnées d'un point dans le repère de Talairach sont alors exprimées par quatre nombres : le numéro de la zone à laquelle il appartient, et les trois coordonnées réelles du point dans le repère local de cette zone.

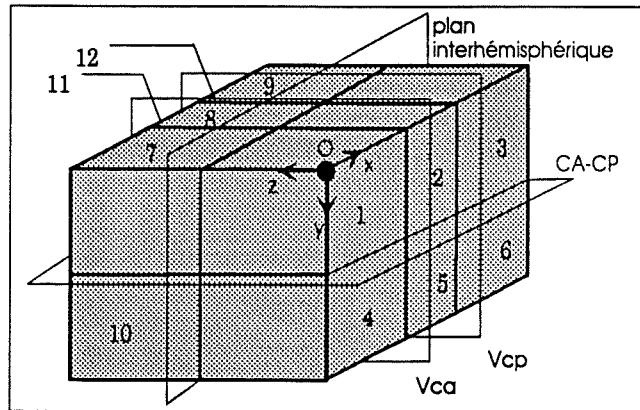


FIG.4. Construction du repère de Talairach

En inversant les équations de changement de repère, on exprime les coordonnées image en fonction des coordonnées de Talairach et des paramètres du repère correspondant. Si l'on change ces derniers pour ceux d'une autre image, on peut calculer des coordonnées dans cette nouvelle image. Le point obtenu est localisé avec une bonne précision dans la même région anatomique que le point de l'image de départ.

4.2.2. Méthode d'adaptation des données à l'image analysée

Notre approche consiste à projeter grâce au système de Talairach les sillons de la base de données dans l'image

à traiter. L'ensemble de leurs caractéristiques sera alors calculé dans cette image, dans le même "repère anatomique" (Fig. 5).

L'influence de ce recalage proportionnel ne peut cependant pas excéder celui du repère de Talairach dont nous connaissons les limitations au niveau du cortex : les déformations locales à une zone ne peuvent pas être considérées par cette méthode. Nous ajoutons donc une composante non-linéaire : les sillons de la base sont d'abord recalés dans le repère de Talairach de l'image étudiée, puis sont projetés (au sens du plus proche voisin) à la surface du cerveau examiné. Les variations locales de l'individu sont alors prises en compte par ce mécanisme.

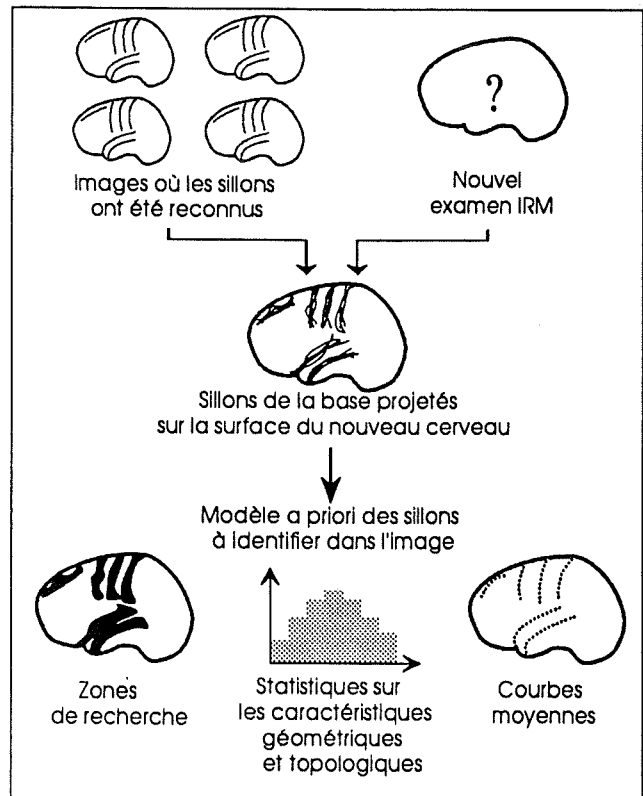


FIG.5. Modélisation individualisée des sillons

4.3. Modèles statistiques

4.3.1. Modèles d'instances et de classes de sillons

Chaque image de notre base comporte 12 sillons identifiés (6 sillons dans chacun des hémisphères). Pour chaque type (ou classe) de sillon, nous obtenons donc autant de modèles individuels que d'images formant la base. Ils nous permettent alors de construire un modèle statistique unique de cette classe de sillon.

Pour construire le modèle statistique d'une classe de sillon (ex : le sillon latéral de l'hémisphère gauche), on détermine les bornes de variation, la moyenne et la dispersion de chacune des caractéristiques extraites individuellement pour ses différentes instances figurant dans la base. La fusion de ces informations est réalisée différemment selon le type des données extraites.

Données ponctuelles

Les points de même définition (ex : barycentre du sillon latéral de l'hémisphère gauche) issus des différentes images de la base de données et projetés dans l'image à traiter forment un nuage de points dans l'espace. Son barycentre et les statistiques sur sa dispersion (distances des points au centre de gravité) modélisent cet ensemble.

Données vectorielles

Pour tous les ensembles de vecteurs de même définition et issus des différents sillons de la base projetés dans l'image à traiter, on calcule un vecteur moyen, puis le minimum, le maximum et la variance de la dispersion angulaire de cet ensemble de vecteurs.

Données scalaires

Dans les cas de valeurs de type distance ou longueur, on modélise statistiquement un ensemble de mesures métriques en déterminant leur minimum, maximum, moyenne et variance.

Les ruptures de sillons et connexités entre sillons sont détectées dans les repères des images originales. On tire alors de ces données des tableaux de fréquences d'apparition pour les modèles statistiques des sillons.

4.3.2. Autres connaissances

Certaines des informations ne sont pas déterminées par le modèle individuel puis statistique que nous avons proposé. La zone de recherche d'un sillon ainsi que les profondeurs et pentes locales sont calculées directement sur la surface du cerveau traité.

Zone de recherche

La zone de recherche d'un sillon dans une image est basée sur la localisation des instances du même sillon identifiées sur les images de la base de données. Les coordonnées des points qui constituent ces sillons sont convertis dans le repère de Talairach de l'image traitée. Nous projetons ces points sur la surface du cerveau en associant à chacun d'eux le voxel surfacique le plus proche : on obtient une zone qui représente l'aire formée par les différentes localisations prises par le sillon recherché dans un ensemble (supposé significatif) d'autres examens. Elle est comparable aux résultats obtenus par tracé manuel dans [STE89].

La zone de recherche est caractérisée par une frontière très découpée ainsi qu'un certain nombre de "trous". Par une dilatation géodésique, puis une dilatation conditionnelle, nous bouchons ces trous et lisons la frontière. La zone obtenue (fig. 6) représente la variation inter-individuelle d'un type de sillon.

Courbe moyenne, orientation et profondeur locale

L'idée est ici de représenter les parties invariantes des sillons par une courbe moyenne paramétrée $f(t)$. La valeur de la courbe moyenne à chaque pas du paramètre t est le barycentre des points des courbes issues de la base pour le même paramètre t . Nous obtenons une courbe unique qui est bien significative des invariants.

Les pentes locales sont indispensables pour une modélisation précise des sillons. Elles sont calculées à l'aide du voisinage du voxel le plus proche de la courbe moyenne.

Les sillons n'ont pas des profondeurs identiques sur toute leur longueur. La courbe moyenne permet aussi de représenter la profondeur locale d'un sillon : chaque point de cette courbe a pour profondeur la moyenne des profondeurs des points utilisés pour le déterminer.

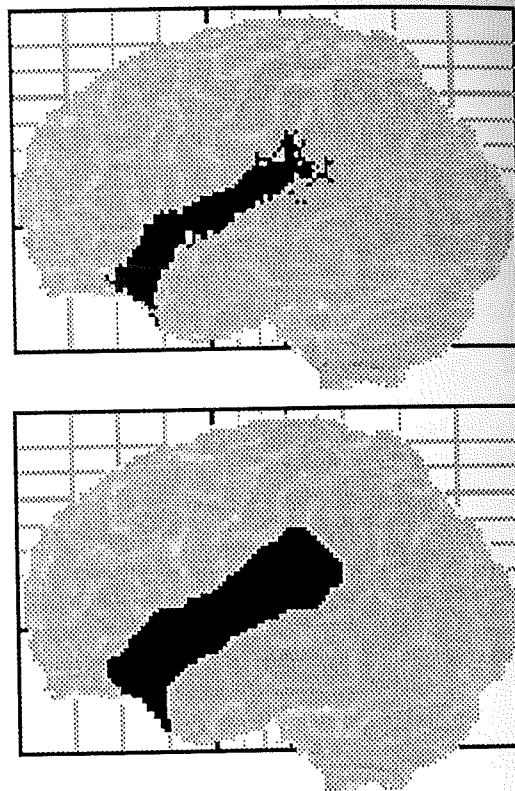


FIG.6. Construction d'une zone de recherche (sillon latéral gauche)

5. Résultats et validation

Les résultats obtenus sur 9 images ont été comparés aux caractéristiques des sillons présentes dans les ouvrages d'anatomie. Les valeurs numériques extraites sont proches des valeurs de ces atlas. Par exemple, le volume hémisphérique total moyen obtenu s'écarte de moins de 2% de celui mesuré par [FIL89] dans les mêmes conditions. Les différences entre profondeurs moyennes des sillons sont d'environ 7% entre nos modèles et les valeurs fournies par [ONO90] (Fig. 7). Ceci montre la validité des méthodes d'extraction que nous avons développées et qui permettent la détermination entièrement automatique des propriétés des sillons et des relations géométriques qui les caractérisent.

Pour évaluer l'impact de la correction, nous avons comparé les données avant et après correction. Pour certaines caractéristiques extraites (longueur des sillons, angle entre leurs axes, distance entre points terminaux), la

valeur moyenne corrigée n'est pas incluse dans l'intervalle de variation des données quand elles ne sont pas corrigées. Dans le repère de l'image à traiter, cela signifie que les caractéristiques des sillons en cours d'analyse sont hors normes sans correction, mais sont dans l'intervalle autorisé après correction.

Les méthodes de correction proposées individualisent donc correctement les caractéristiques d'un sillon. Cependant, la correction ne réduit pas nécessairement la dispersion des caractéristiques d'un sillon, mais elle permet une meilleure adéquation du modèle aux particularités de l'image à traiter.

	Atlas d'Ono		Modèle extrait		Ecart (en %)	
	gauche	droit	gauche	droit	gauche	droit
latéral	28,3	30,4	34,0	34,3	20,1	12,8
sup. temporal	17,4	18,0	17,0	14,5	2,3	19,4
précentral	14,1	14,1	14,5	15,6	2,8	10,6
central	16,0	16,6	16,4	18,8	2,5	4,8
postcentral	15,7	14,7	16,1	14,9	2,5	1,4
sup. frontal	14,9	14,5	14,1	14,7	5,4	1,4
				moy	5,9	8,4

FIG.7. Profondeurs moyennes (en mm) de six sillons identifiés dans les deux hémisphères

6. Conclusion

Nous avons proposé une modélisation de la topographie corticale à des fins d'études morphologiques et anatomiques individualisées et d'identification automatique. Les sillons déjà identifiés dans des images constituent une base de données. Ils sont d'abord projetés dans l'image à étudier grâce au système proportionnel de Talairach, puis sur la surface du cerveau. Un ensemble de caractéristiques est ensuite automatiquement extrait, afin de modéliser individuellement les sillons eux-mêmes et leurs relations. Un modèle statistique de chaque type de sillon à identifier dans l'image est alors construit. Il est adapté à la fois au traitement automatique et aux particularités de l'image traitée. Les méthodes utilisées pour la construction de la zone de recherche et l'obtention d'informations locales assurent également cette adaptation individuelle des données. Il permet de prendre en compte une partie des variations inter-individuelles qui ne peuvent pas être corrigées par le système de Talairach.

Cette base de données est une première étape vers la constitution d'un atlas numérisé des sillons corticaux humains in-vivo. Nos travaux se poursuivent par la recherche d'invariants dans les données pour l'identification automatique et la généralisation des procédures de reconnaissance à d'autres sillons. La modélisation d'un sillon par un modèle unique, sans doute trop restrictive pour prendre en compte l'ensemble des variations de tous les sillons, sera étendue à une représentation multi-modèles.

Références

- [BAJ89] Bajcsy R., Kovacic S. - Multiresolution elastic matching. *CVGIP*, 1989, vol.46, pp 1-21.
- [BAR94] Barillot C., Gibaud B., Montabard E., Garlatti S., Gauthier N., Kanellos I. - An information system to manage anatomical knowledge and image data about brain. *SPIE Visualisation in biomedical computing*, 1994.
- [DES94] Desvignes M., Fawal H., Revenu M., Bloyet D., Allain P., Travère J.M., Baron J.C. - Reconnaissance du sillon latéral sur des images RMN 3D. *RFIA*, Paris, 1994, pp 685-690.
- [DEC95] Declerck J., Subsol G., Thirion J.P., Ayache N. - Automatic retrieval of anatomical structures in 3D medical images. *CVRMed*, Nice, 1995, pp 153-162.
- [EVA91] Evans A.C., Marrett S., Torrescozo J., Ku S., Collins L. - MRI-PET correlation in three dimensions using a volume-of-interest (VOI) atlas. *Journal of cerebral blood flow and metabolism*, 1991, vol. 11, pp A69-A78.
- [FIL89] Filipek P.A., Kennedy D.N., Caviness V.S., Rossnick S.L., Spraggins A., Starewicz P. - Magnetic resonance imaging-based brain morphometry : development and application to normal subjects. *Annals of neurology*, 1989, vol.25 n°1, pp 61-67.
- [GEE93] Gee J.C., Reivich M., Bajcsy R. - Elastically deforming 3D atlas to match anatomical brain images. *Journal of computer assisted tomography*, 1993, vol. 17, pp 225-236.
- [GRE91] Greitz T., Bohm C., Holte S., Eriksson L. - A computerized brain atlas : construction, anatomical context, and some applications. *Journal of computer assisted tomography*, 1991, vol.15 n°1, pp 26-38.
- [MAN95] Mangin J.F., Regis J., Bloch I., Frouin V., Samson Y., Lopez-Krahe J. - A MRF based random graph modelling the human cortical topography. *CVRMed*, Nice, 1995, pp 177-183.
- [ONO90] Ono M., Kubik S., Abernathy C.D. - *Atlas of the cerebral sulci*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1990.
- [RAD92] Rademacher J., Galaburda A.M., Kennedy D.N., Filipek P.A., Caviness V.S. - Human cerebral cortex : localization, parcellation and morphometry with magnetic resonance imaging. *Journal of cognitive science*, 1992, vol.4 n°4, pp 352-374.
- [STE89] Steinmetz H., Furst G., Freund H.S. - Cerebral cortical localization : application and validation of the proportionnal grid system in MR imaging. *Journal of computer assisted tomography*, 1989, vol.13 n°1, pp 10-19.
- [TAL88] Talairach J., Tournoux P. - *Co-planar stereotaxic atlas of the human brain*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1988.