

Imagerie cérébrale

Isabelle Bloch

Isabelle.Bloch@telecom-paristech.fr

<http://perso.telecom-paristech.fr/~bloch>

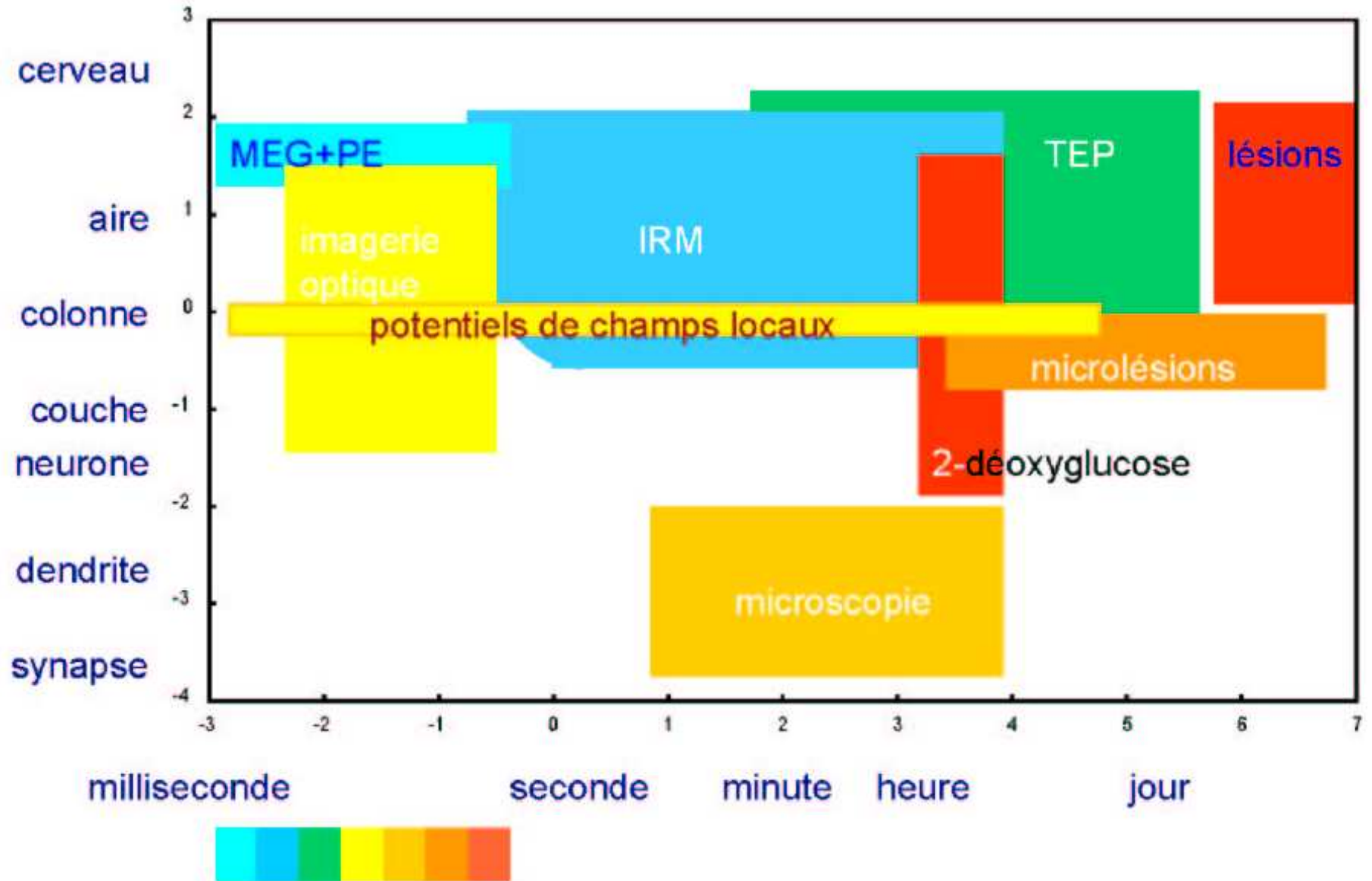
Télécom ParisTech - CNRS LTCI



Modalités d'imagerie cérébrale

- Informations anatomiques :
 - scanner X
 - surtout pour l'os et certaines pathologies
 - coupes axiales, fines
 - IRM
 - bonne différenciation tissulaire
 - coupes quelconques, fines
 - T1, T2
 - clinique et recherche, support des études fonctionnelles
- Informations vasculaires :
 - ARM
 - exploitation de la physique de l'IRM
 - non invasif
 - arbre vasculaire 3D complet
- Informations fonctionnelles :
 - TEP, SPECT
 - faibles résolutions temporelle et spatiale
 - IRM fonctionnelle
 - bonne résolution spatiale
 - résolution temporelle moyenne
 - EEG, MEG
 - très bonne résolution temporelle
 - pas de localisation spatiale directe

Modes d'investigation

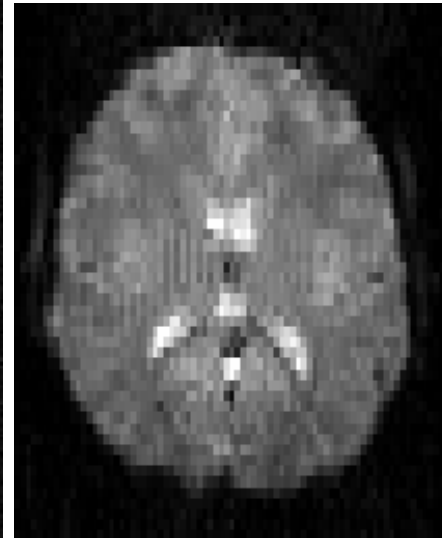
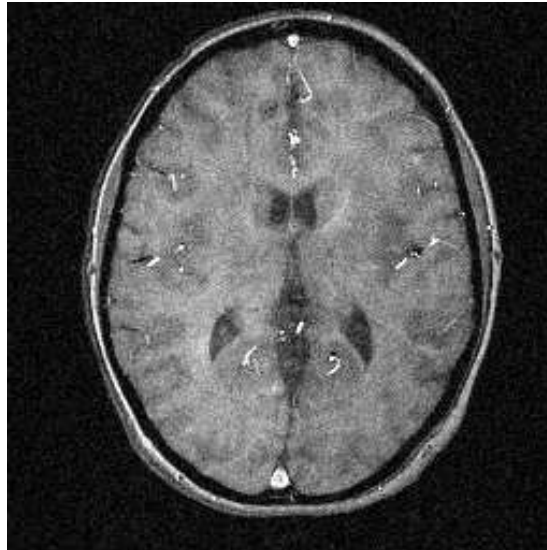
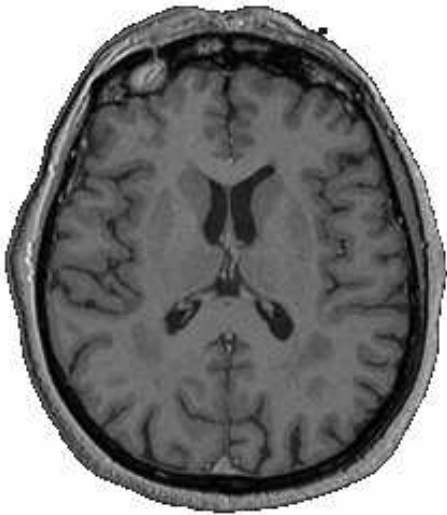


Images anatomiques usuelles

- ρ , T_1 , T_2 , multi-échos
- acquisition courante :
 - imageur à 1,5 Tesla
 - T_1
 - taille : environ $256 \times 256 \times 128$
 - taille de voxel : environ $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1,3\text{mm}$
- contraste variable
- pas de référence absolue de niveaux de gris
- structures cérébrales de caractéristiques très variables (régularité, taille, complexité, etc.)

Caractéristiques de l'imagerie cérébrale

- 3D
- 3D + t (imagerie fonctionnelle)
- complexité des structures
- diversité des structures
- variabilité inter-individuelle



Les problématiques de l'imagerie cérébrale

- En clinique :

- recherche de pathologies
- localisation et quantification
- diagnostic, décision thérapeutique
- suivi de l'évolution d'une pathologie ou d'un traitement
- planning chirurgical et thérapeutique
- contraintes : durée d'acquisition (patients)
- ...

- En recherche :

- cartographie anatomo-fonctionnelle
- évolution de la croissance du cerveau
- compréhension de la connectivité cérébrale
- morphométrie
- ...

Les principales classes de méthodes

Pour la segmentation et la reconnaissance

- classification
- méthodes morphologiques
- modèles déformables
- méthodes fondées sur des atlas
- méthodes ad hoc

Classification (une ou plusieurs images)

- Schéma général :
 - modélisation, estimation (souvent niveaux de gris)
 - (fusion)
 - décision
- Outils théoriques :
 - statistiques
 - flou, possibilités, théorie des fonctions de croyance de Dempster-Shafer,
 - réseaux de neurones, etc.
 - + informations a priori (lois, contexte local)
- Structures : matières grises et blanches, LCR [+ pathologies]
- Avantages : simples, peu coûteuses (sauf Markov), peu d'informations a priori sur les objets
- Inconvénients : pas assez d'informations spatiales et structurelles
- Evolution : vers des approches plus structurelles (classification comme initialisation d'une procédure de reconnaissance plus complexe)

Méthodes morphologiques

- Caractéristiques morphologiques, de taille, de contraste des structures
- Structures : cerveau, sillons et cortex, interface gris/blanc, structures internes, pathologies
- Souvent ad hoc
- Efficaces pour des structures particulières
- Servent souvent d'initialisation ou sont combinées à d'autres méthodes

Modèles déformables

- Déformation d'une surface pour minimiser une énergie :
 - propriétés de la surface (continuité, courbure, rigidité)
 - propriétés de l'image (gradient, distance aux contours, force d'expansion, etc.)
 - contraintes (topologiques, etc.)
 - modèles paramétriques / modèles implicites
- Structures : cerveau "lisse", ventricules, noyaux gris, os, peau...
- Avantages : modèles d'objets, connaissances a priori, mises en œuvre efficaces avec des ensembles de niveaux
- Inconvénients : objets de forte courbure, complexité

Méthodes fondées sur des atlas anatomiques

- Caractéristiques :
 - modèle physique modélisant les déformations
 - structures anatomiques homologues (maximisation d'une similarité)
 - mono- ou multi-résolutions
 - globales / locales / progressives
- Avantages : quasi-automatiques, caractère global
- Inconvénients : hypothèse forte de structure topologique commune, problèmes pour les sillons, les pathologies, les situations non prévues, coût important

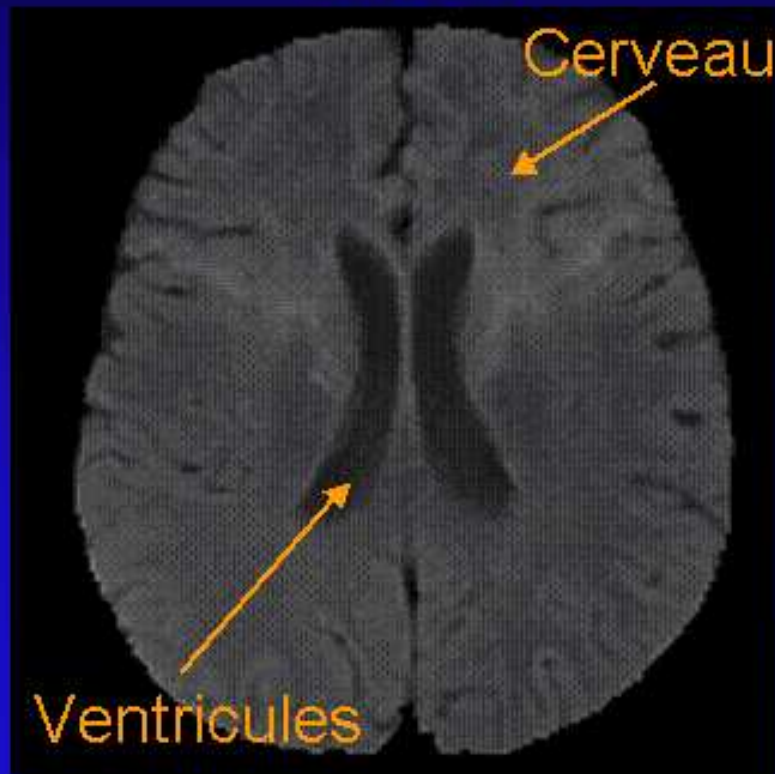
Evaluation de la segmentation

- Difficultés :
 - Vérité ?
 - Critères multiples
- Principales méthodes :
 - Comparaison avec une segmentation manuelle
 - Visible Human Project
 - Simulateur de McGill
 - Fantômes
 - Fonction des étapes ultérieures

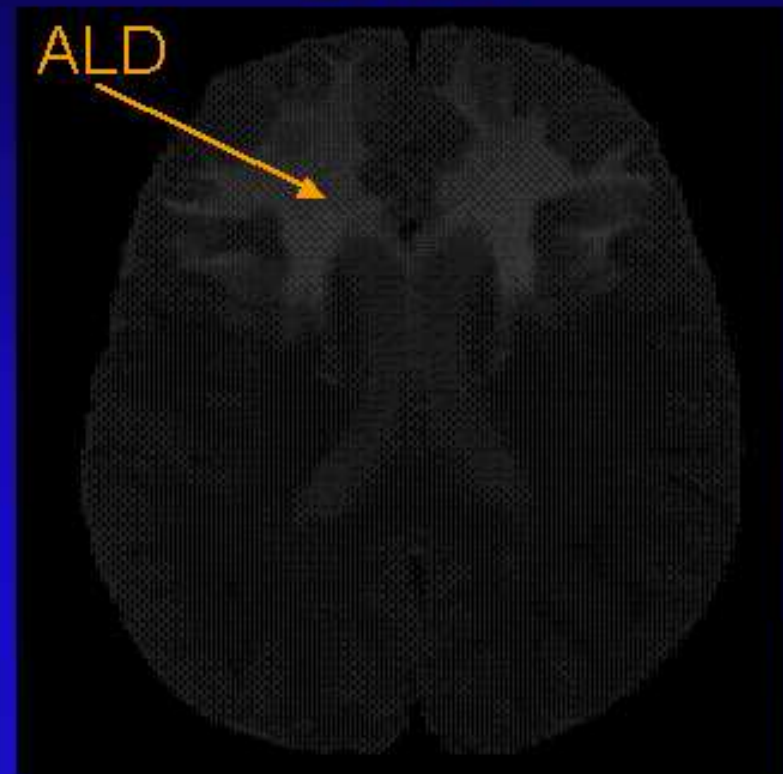
Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

L'adréno-leukodystrophie

Echo 1



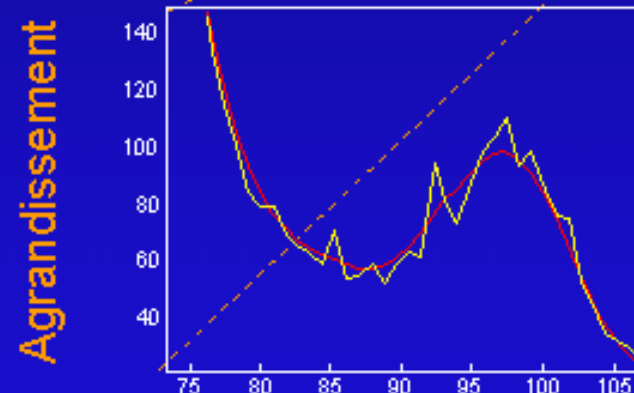
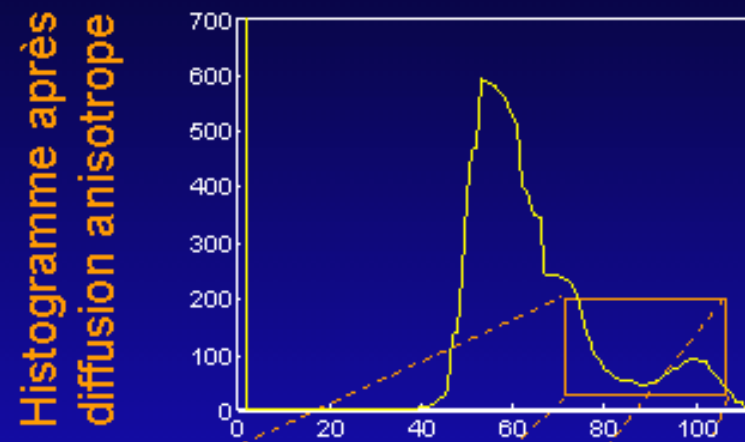
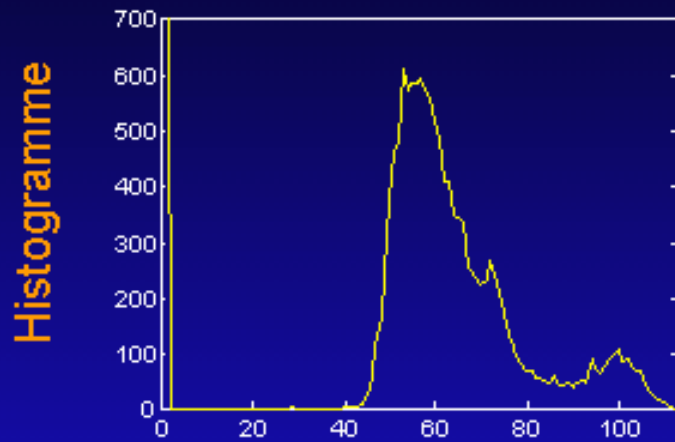
Echo 2



Segmentation markovienne de pathologies

(L. Aurdal)

Analyse multi-échelles de l'histogramme

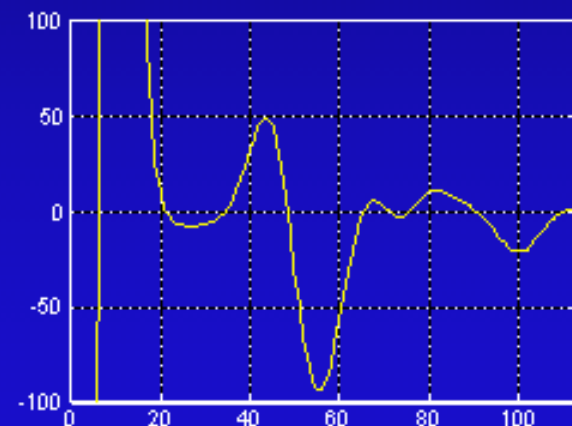
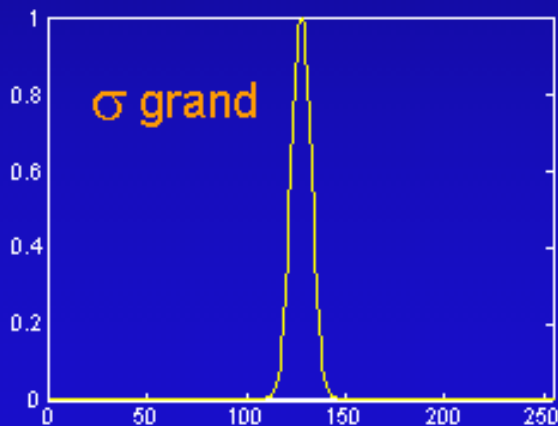
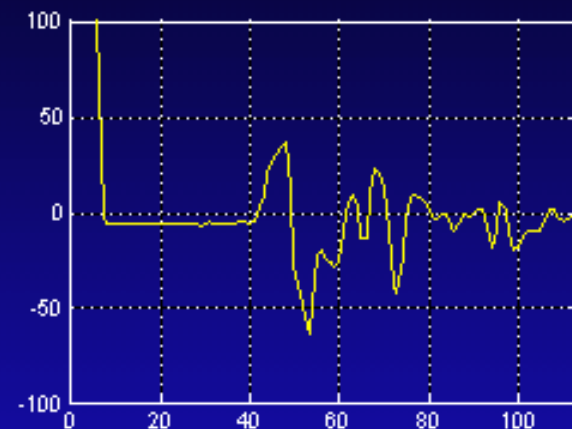
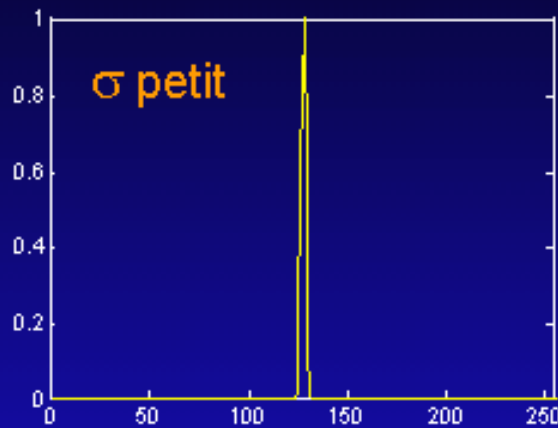


Segmentation markovienne de pathologies

(L. Aurdal)

Analyse multi-échelles de l'histogramme

Filtres gaussiens



2eme dérivée de l'histogramme
après filtrage

Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Cas discret, attache aux données

Attache aux données
en site s

Facteur de
confiance

$$E_{\{s\}}(l_s) = \prod_{m=1}^{N_i} \lambda_{m,l_s} \Phi_{m,l_s}(g_m(s))$$

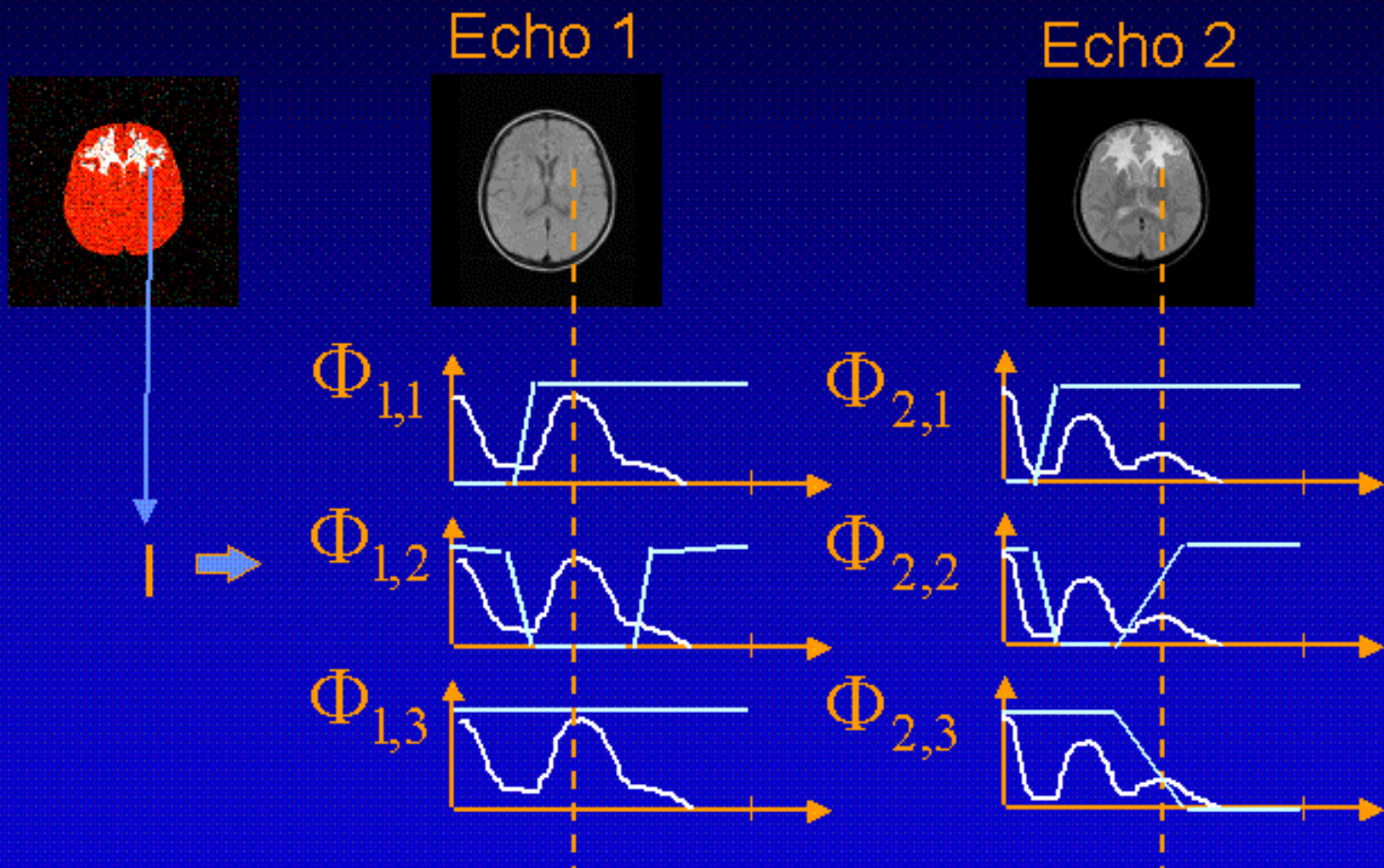
Fonction de puits
(linéaire par morceaux)

Niveau de gris
en site s

Segmentation markovienne de pathologies

(L. Aurdal)

Cas discret, attache aux données



Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Cas discret, potentiel des cliques

Potentiel des cliques
en site s

$$W_{\{s\}} =$$

$$c \ C_{2,4} C_{2,8}$$

$$s \in \mathcal{C}$$

Cliques d'ordre deux
en 4 et 8 connexité

$$\Omega = I$$

$$\omega_{1_s, 1_r}$$

s et r , sites dans un
clique d'ordre deux

Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Cas discret, potentiel des cliques

Sans régularisation

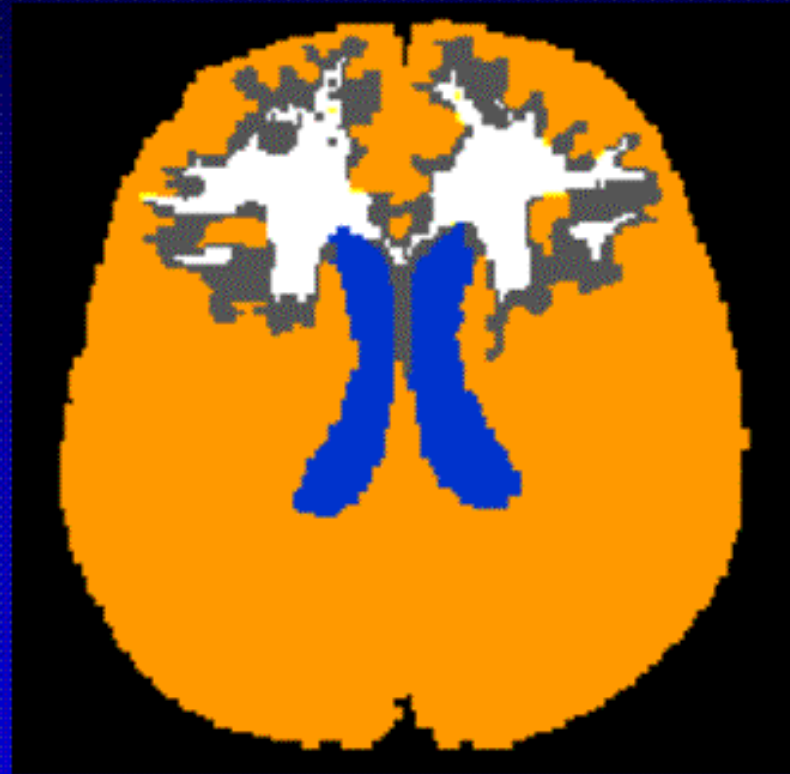


Avec régularisation



Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Etiquettes discrètes, résultats
pour l'ALD



Segmentation markovienne de pathologies

(L. Aurdal)

Etiquettes discrètes, suivi d'un cas d'ALD

Ventricules, coupe 2



Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Etiquettes discrètes, suivi d'un cas d'ALD

Maladie, coupe 2

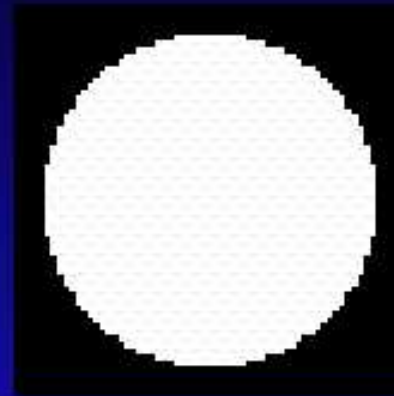


Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

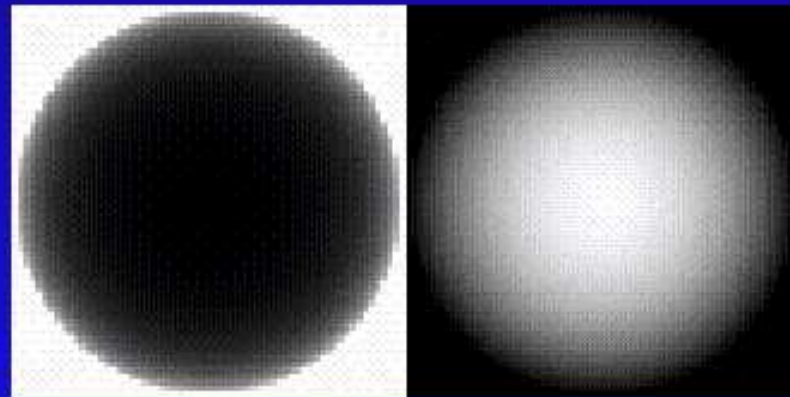
Segmentation en étiquettes continues, motivation



Discrète



Continue



Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Cas continu, attache aux données

$$E_{\{s\}}(1_s) = \sum_{m=1}^{N_i} \lambda_{m,1_s} \Phi_{m,1_s}(g_m(s))$$

$$E_{\{s\}}(\xi_s) = \sum_{m=1}^{N_i} \sum_{n=1}^{N_c} \lambda_{m,n} (1 - \Phi_{m,n}(g_m(s))) - \xi_n$$

$$\xi = (\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_{N_c}), \quad \xi_i \in [0, 1], \quad \sum_{i=1}^{N_i} \xi_i = 1$$

Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Cas continu, potentiel des cliques

$$W_{\{s\}} = \prod_{s \in C_{2,4}, C_{2,8}} \omega_{1_s, 1_r}$$

$$W_{\{s\}} = \prod_{n=1}^{N_c} \prod_{s \in C_{2,4}, C_{2,8}} d(\xi_{n_s}, \xi_{n_r})$$

$$d(\xi_{n_s}, \xi_{n_r}) = |\xi_{n_s} - \xi_{n_r}|$$

Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Etiquettes continues, résultats sur l'ALD

Image 1



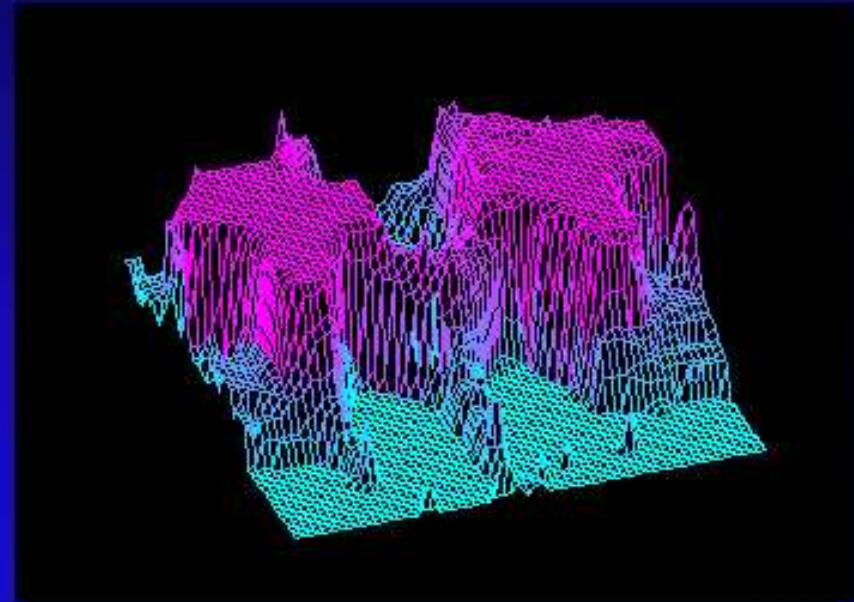
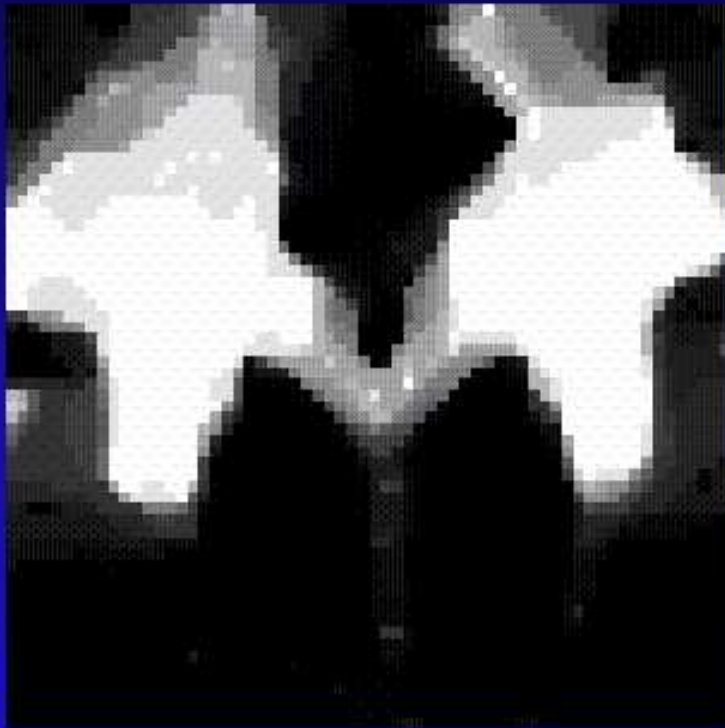
Image 2



Segmentation markovienne de pathologies (L. Aurdal)

Etiquettes continues, résultats sur l'ALD

Maladie

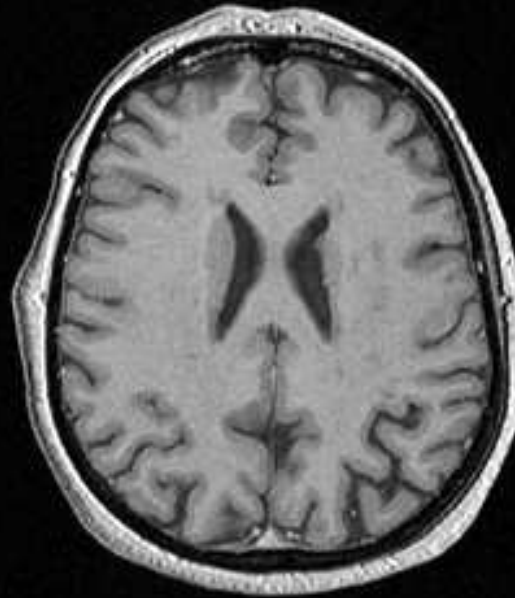


Segmentation du cerveau et du cortex (J.-F. Mangin)

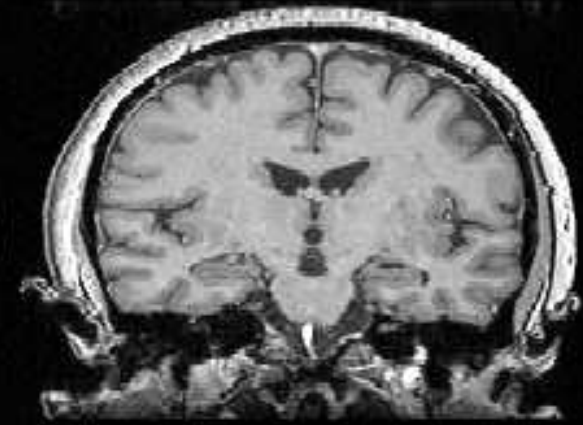
Initial 3-D MR image



SAGITTAL



AXIAL



CORONAL

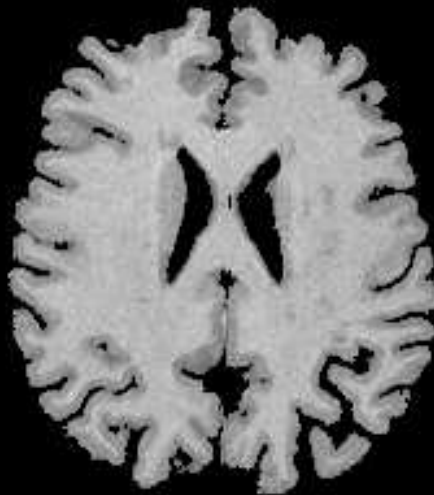
CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

Segmentation du cerveau et du cortex (J.-E. Mangin)

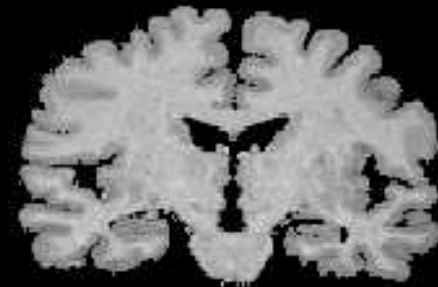
Brain Segmentation using 3-D Mathematical Morphology



SAGITTAL



AXIAL



CORONAL

CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

Segmentation du cerveau et du cortex (J.-F. Mangin)

Detection of the “Gray / White” Interface.



SAGITTAL



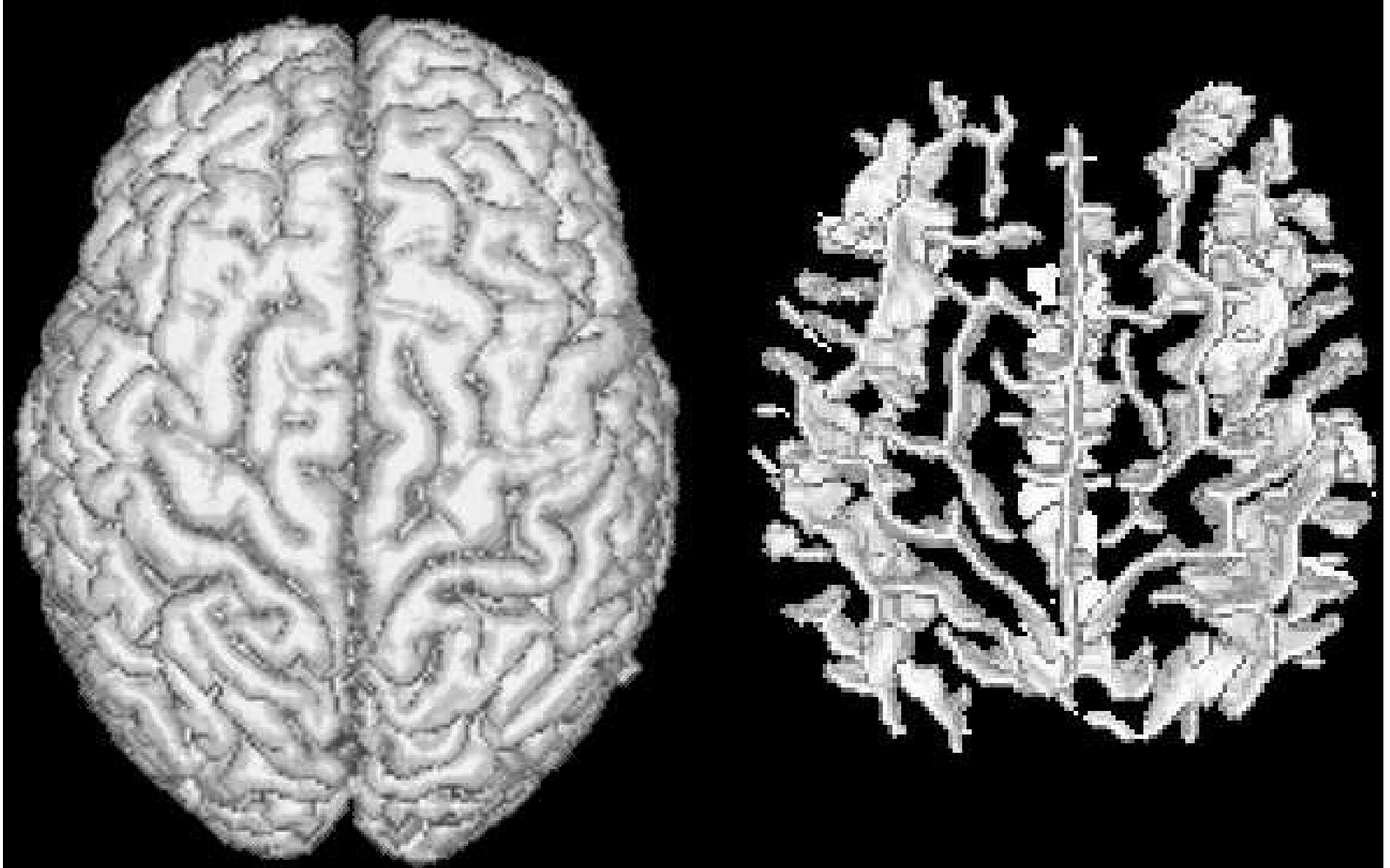
AXIAL



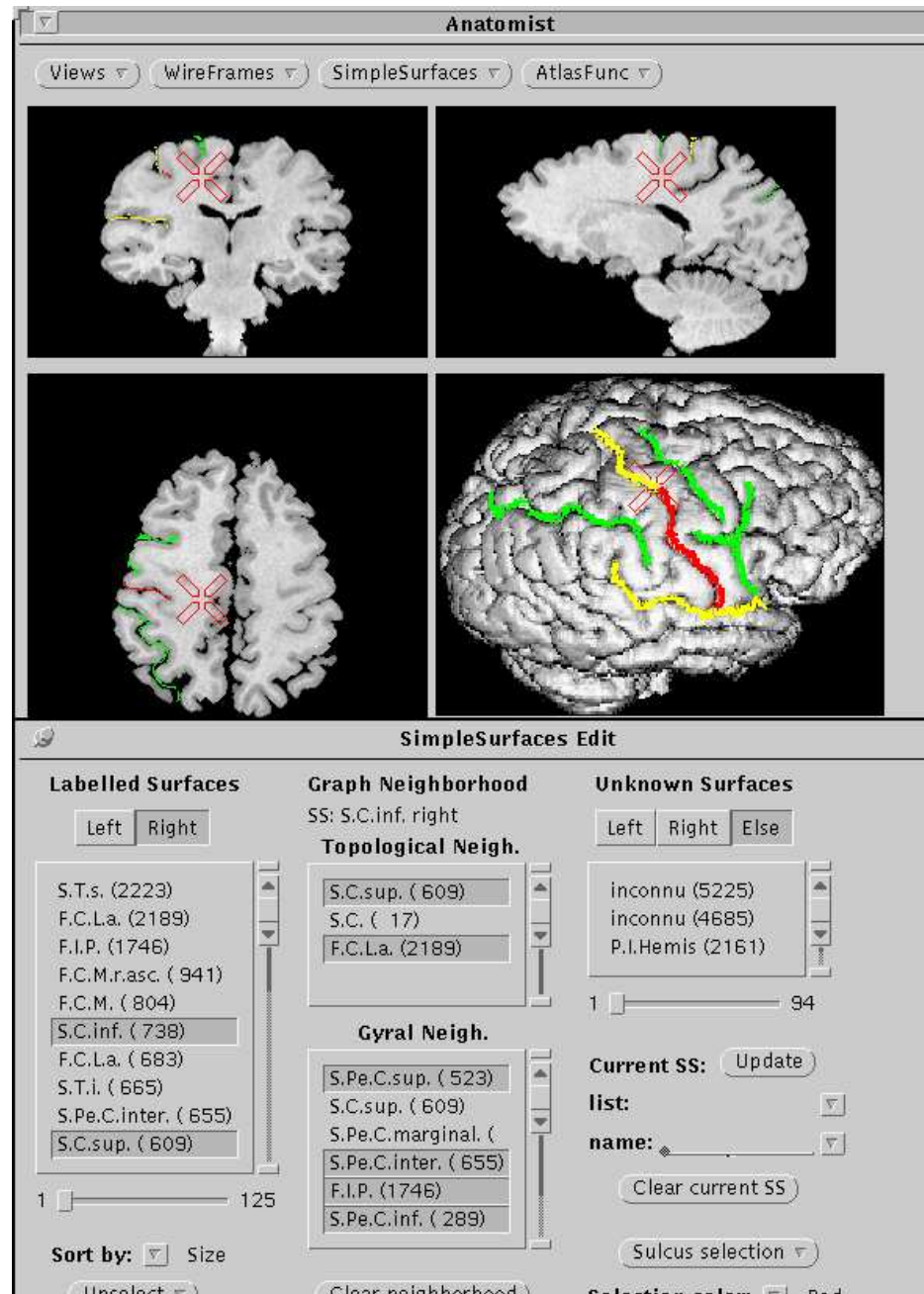
CORONAL

CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

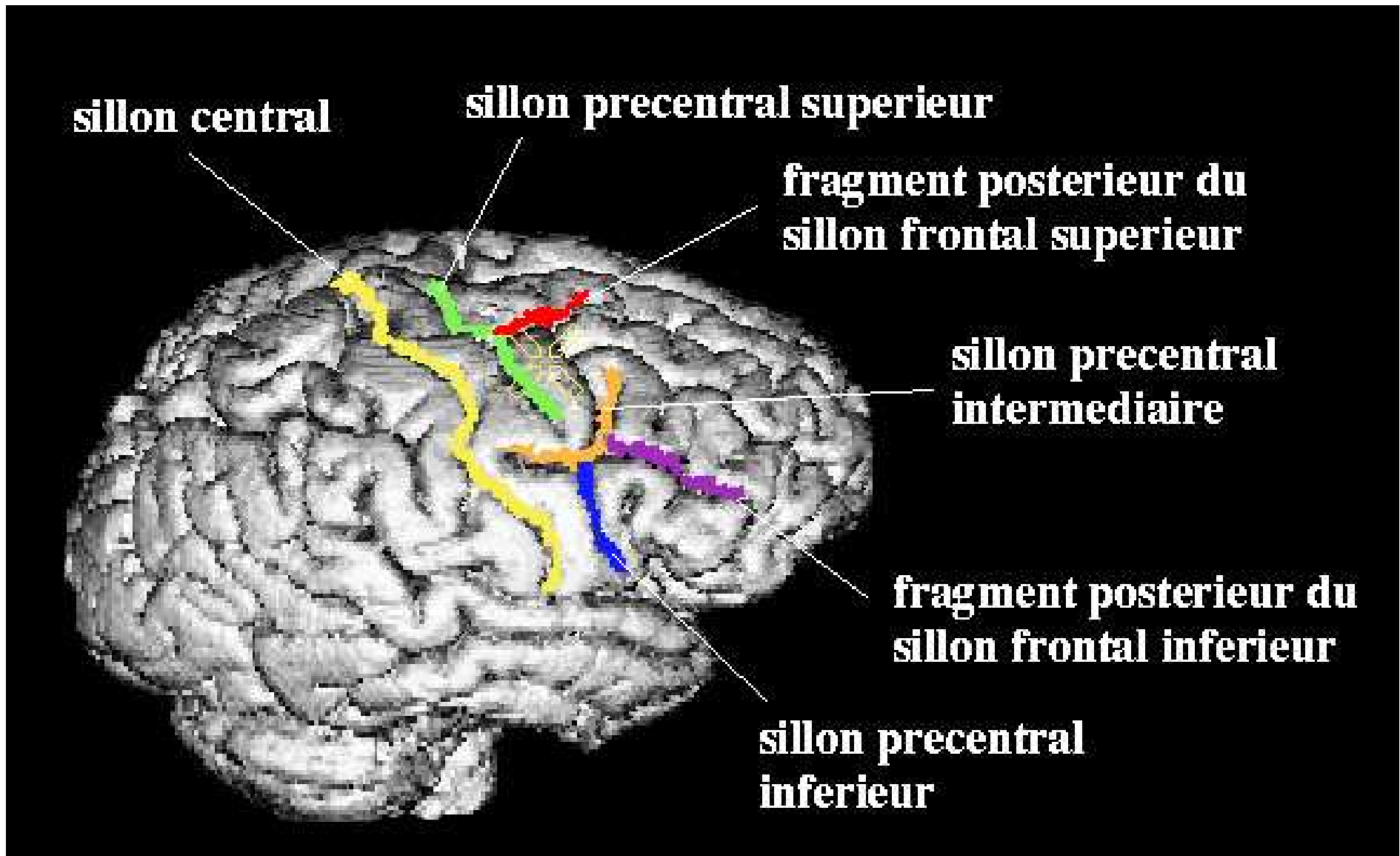
Reconnaissance des sillons corticaux (J.-F. Mangin)



Reconnaissance des sillons corticaux (J.-F. Mangin)



Reconnaissance des sillons corticaux (J.-F. Mangin)

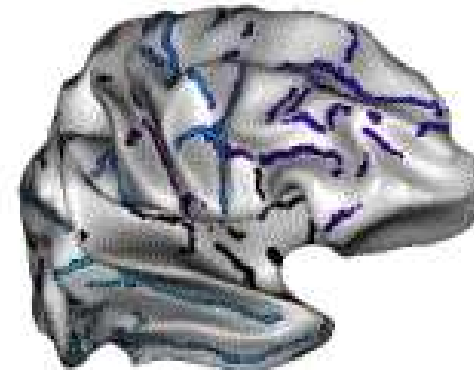


Parcellisation du cortex (A. Cachia)



Segmentation et reconnaissance automatique des **sillons**

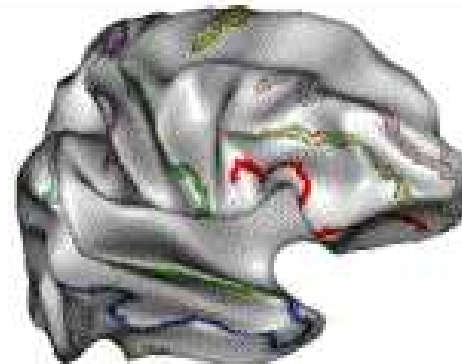
Rivière00



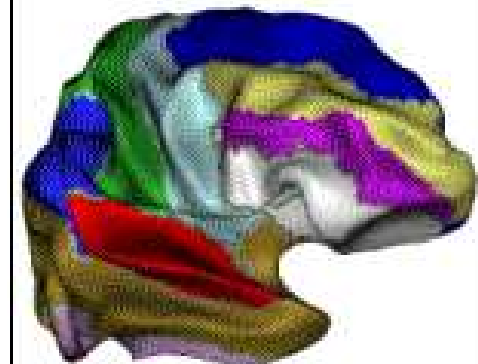
Définition sur la surface corticale des **sillons-frontières**



Calcul des **zones d'influences sulcales**

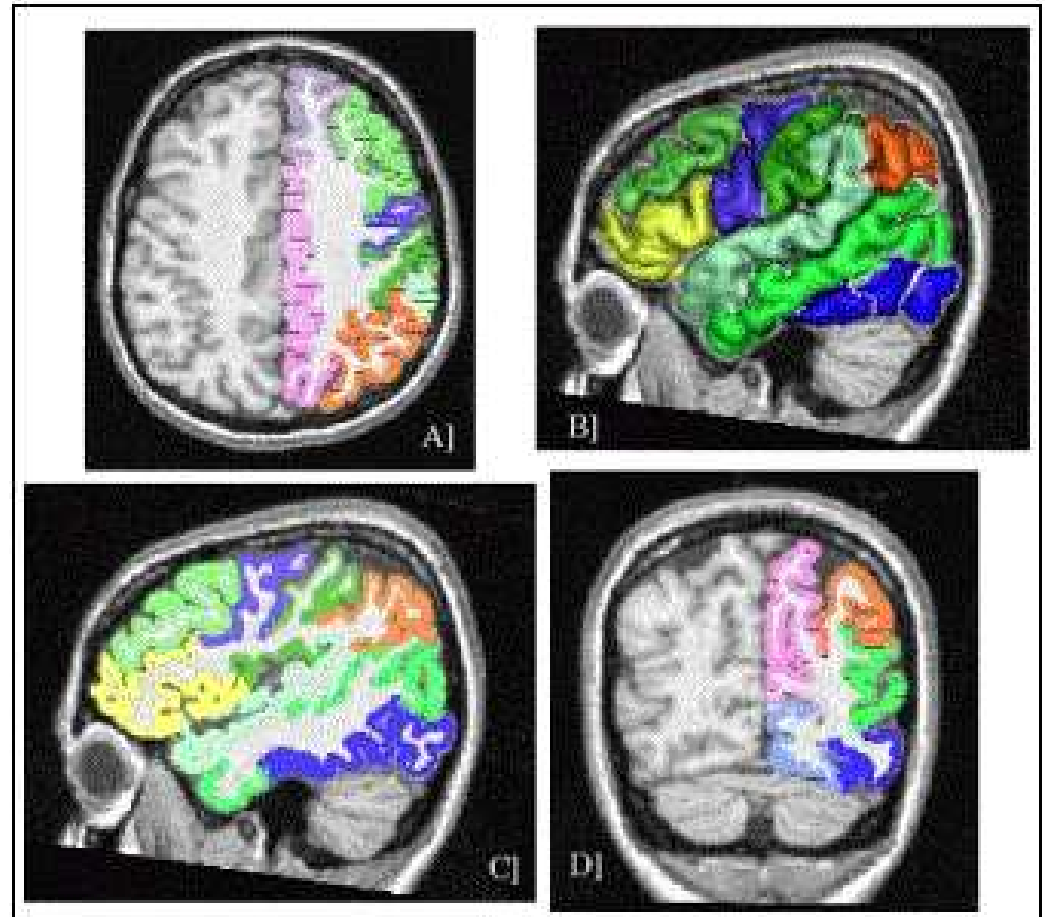
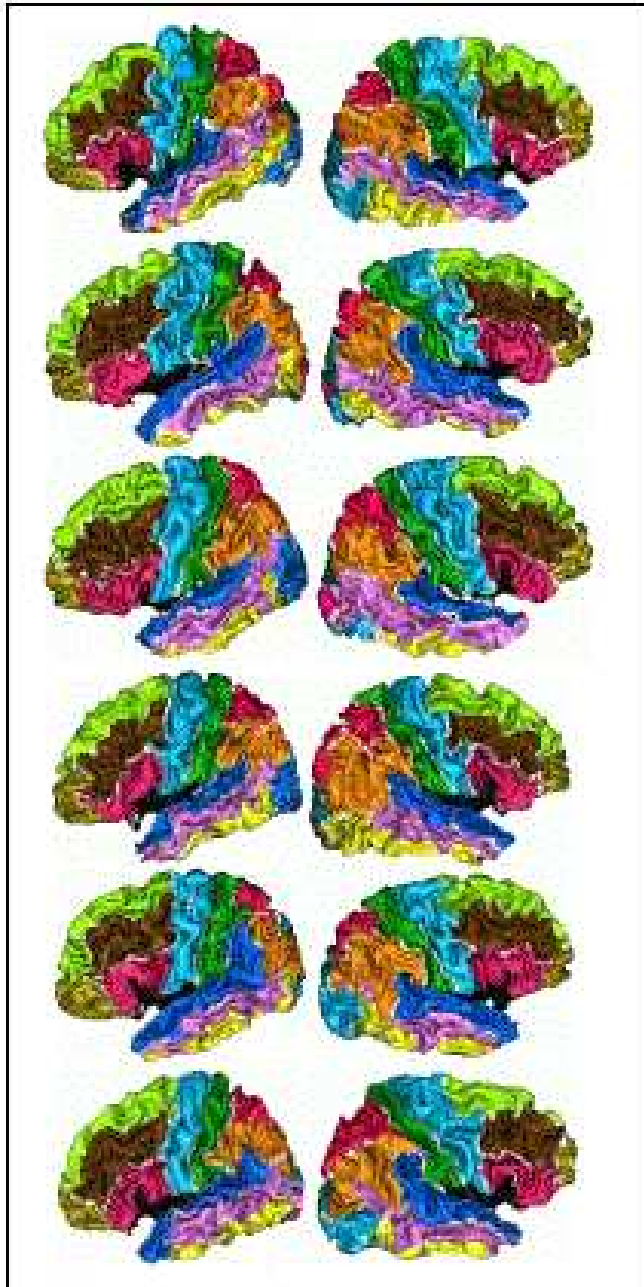


Définition des **graines gyrales**
(extraction et sélection des frontières)



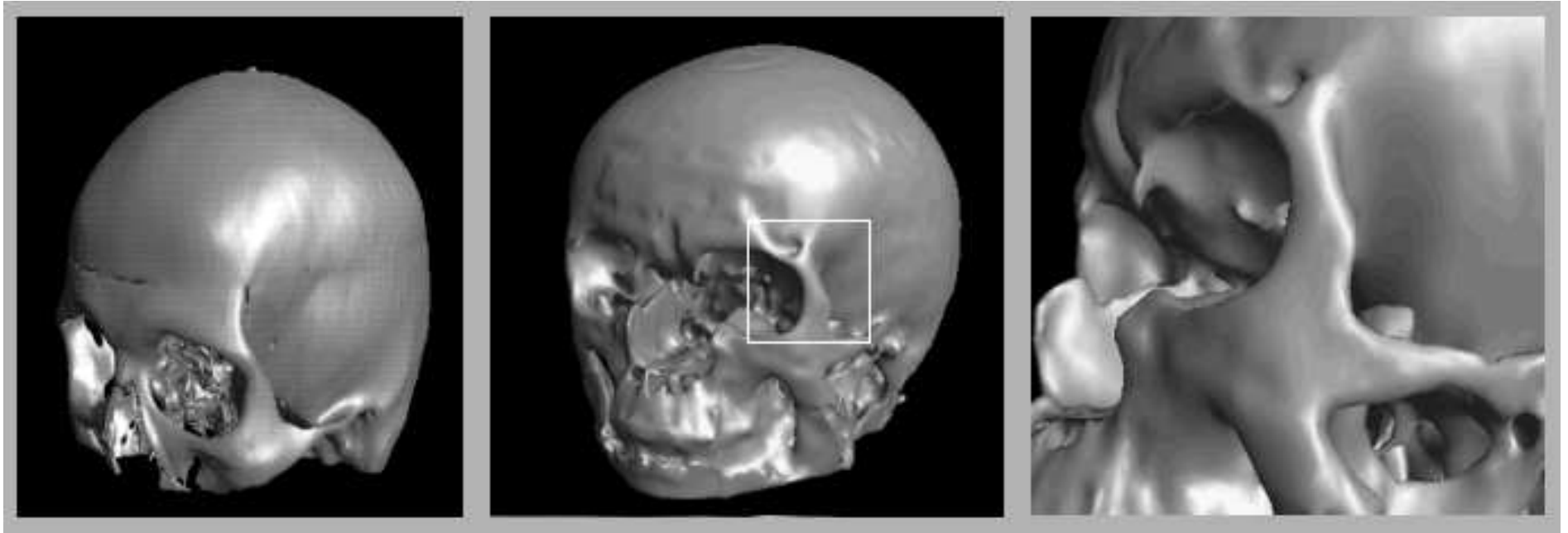
Parcellisation en **gyri**
(2D et 3D)

Parcellisation du cortex (A. Cachia)

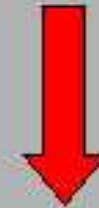
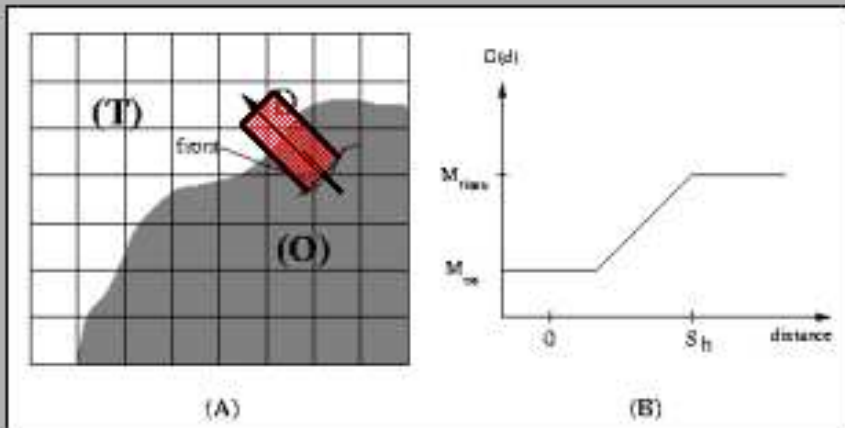
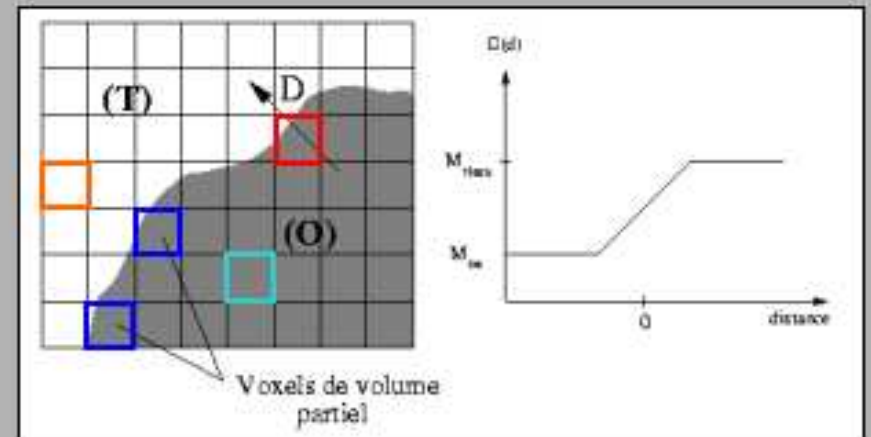
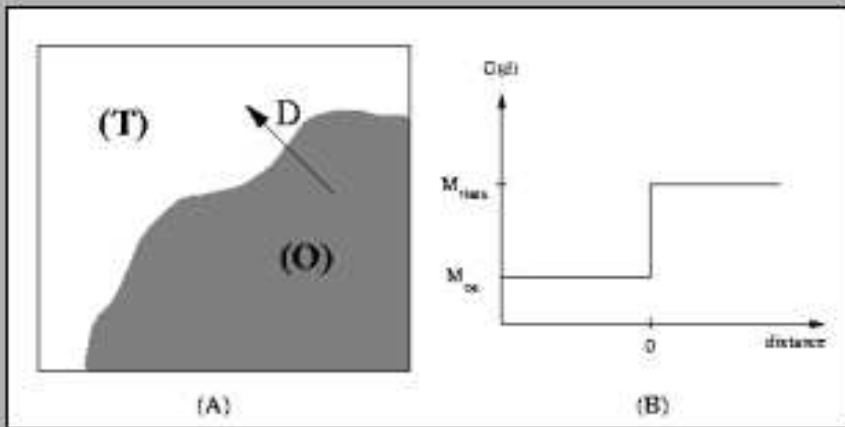


Parcellisation volumique
(diagramme de Voronoï calculé
dans le ruban cortical 3D)

Segmentation de l'os en IRM (H. Rifai)

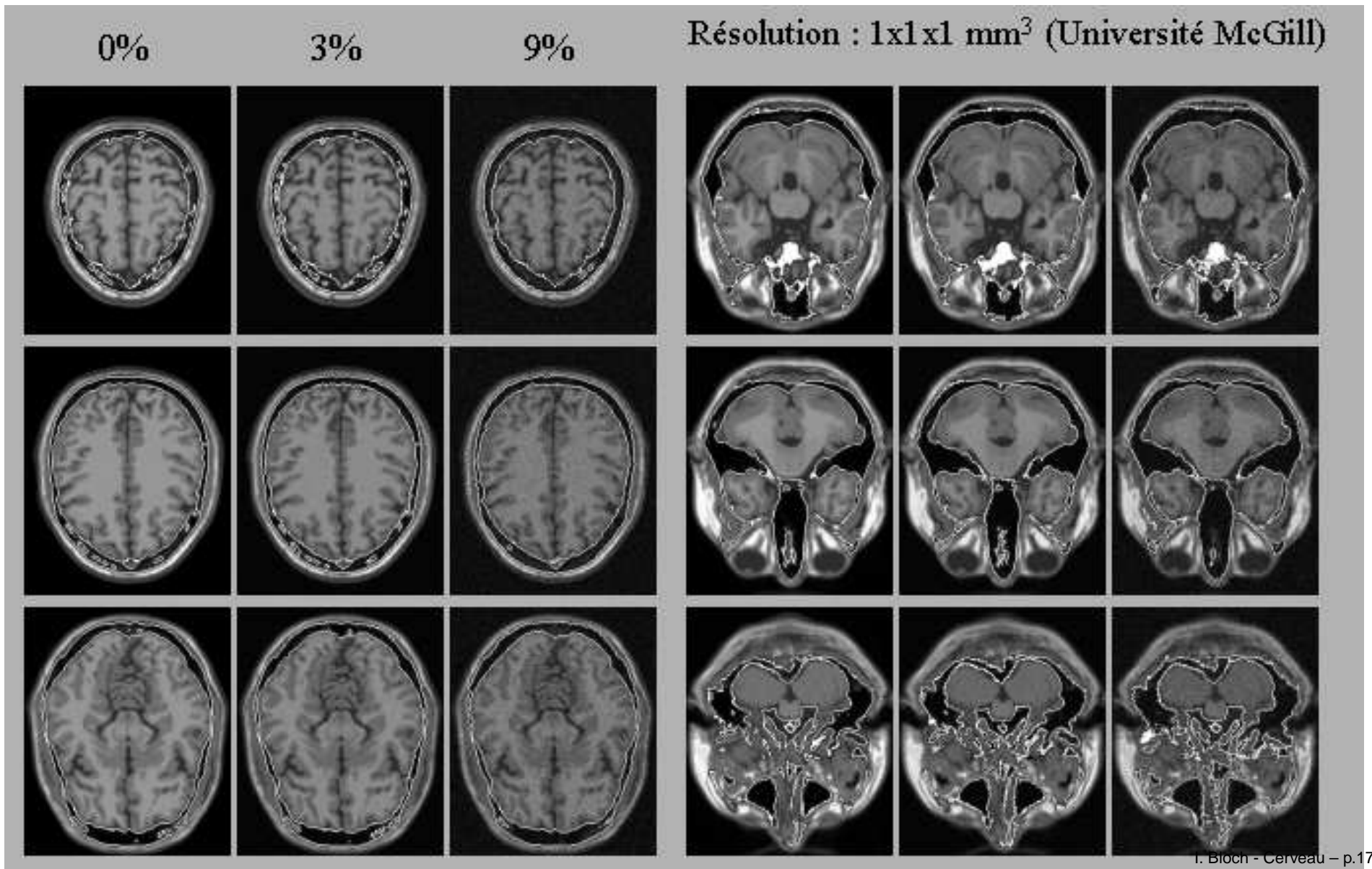


Segmentation de l'os en IRM (H. Rifai)

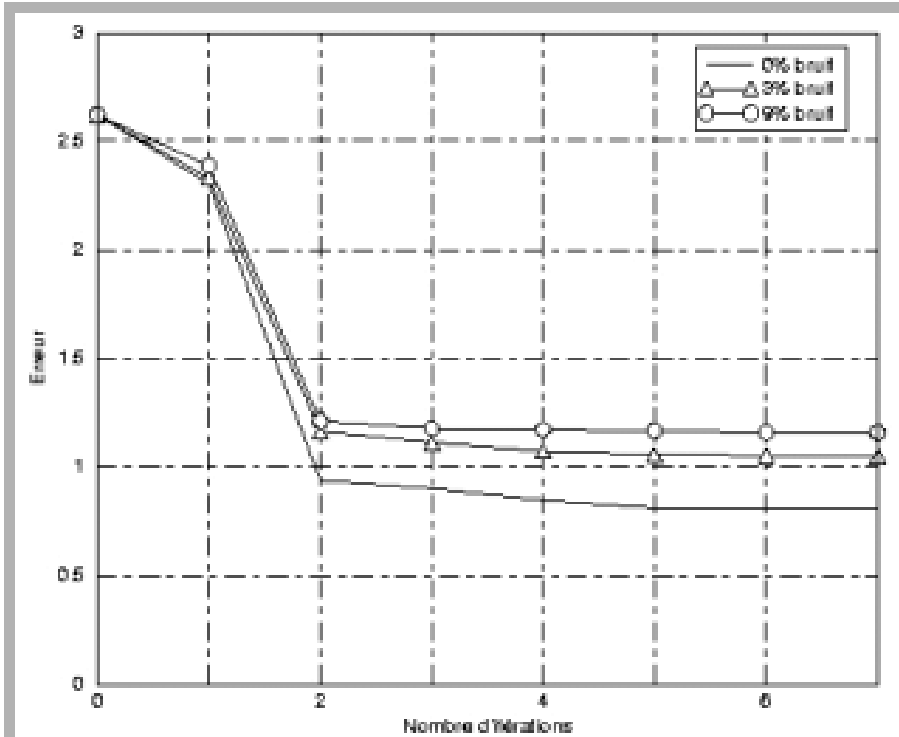


$$\alpha_{os}(V) = \frac{M_{tissus} - g(V)}{M_{tissus} - M_{os}}$$

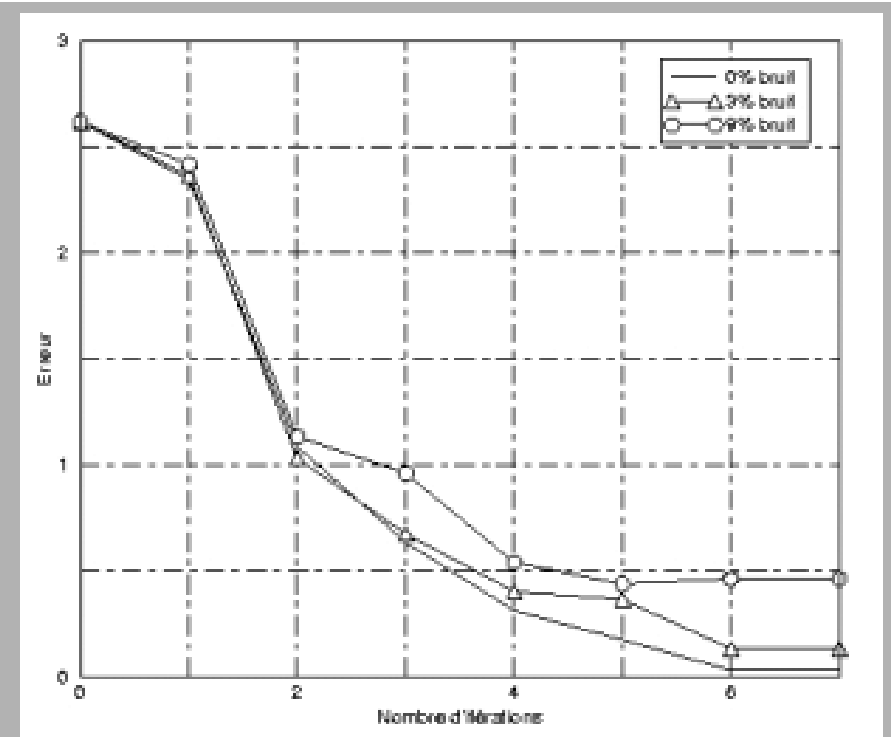
Segmentation de l'os en IRM (H. Rifai)



Segmentation de l'os en IRM (H. Rifai)

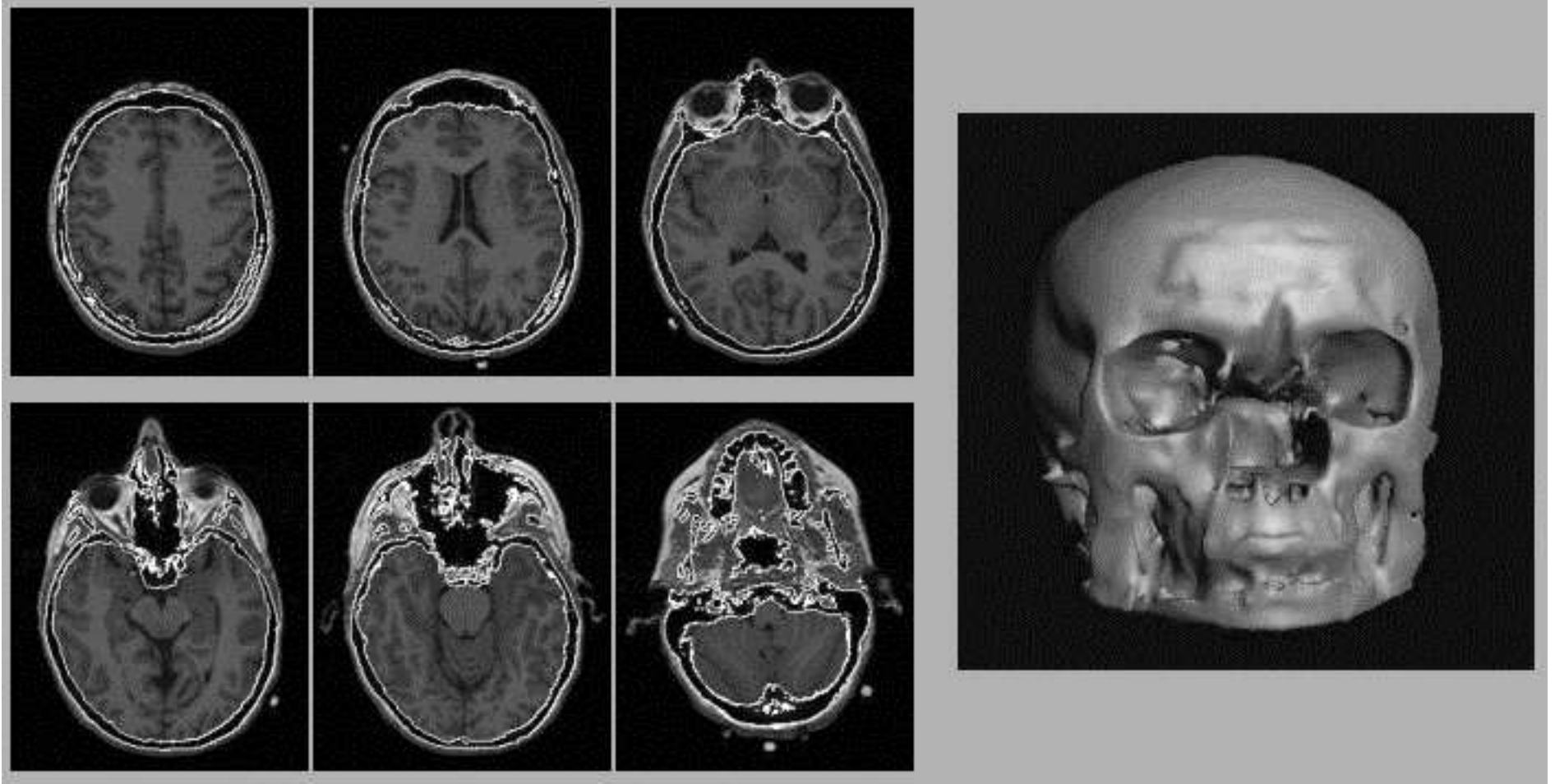


Sans estimation du volume partiel.



Avec estimation du volume partiel.

Segmentation de l'os en IRM (H. Rifai)

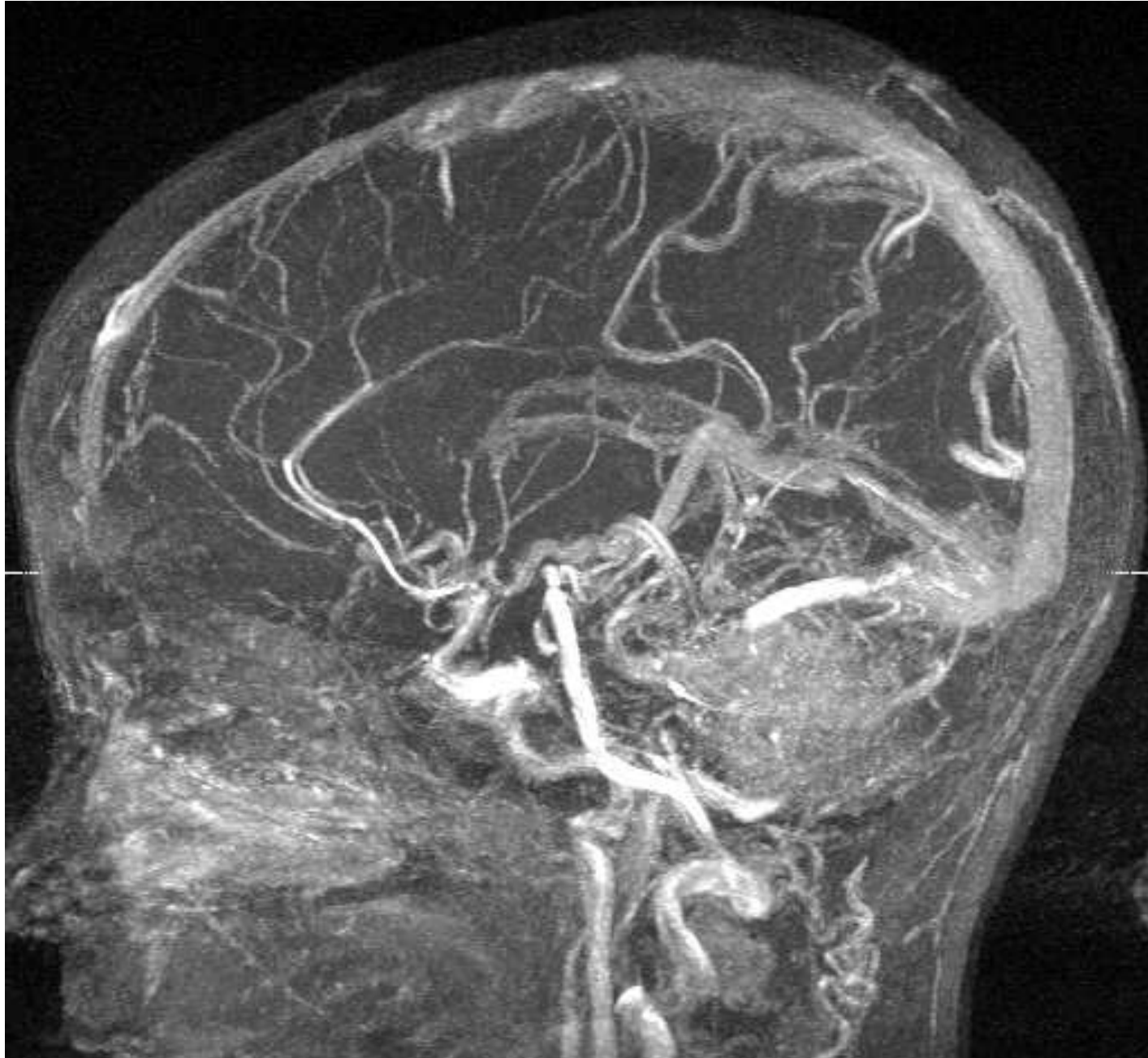


Segmentation de l'os en IRM (H. Rifai)

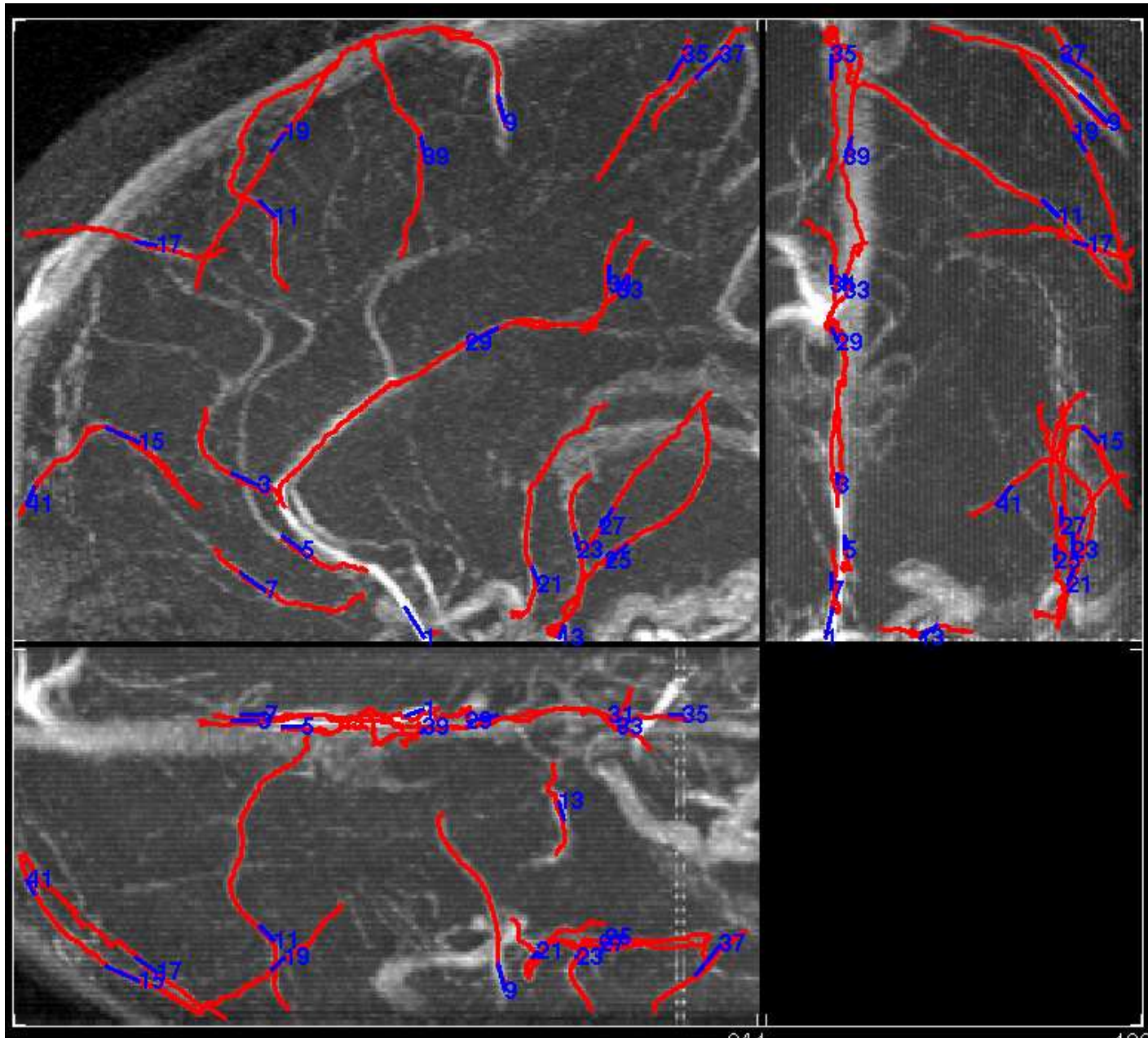
Evolution

Résultat

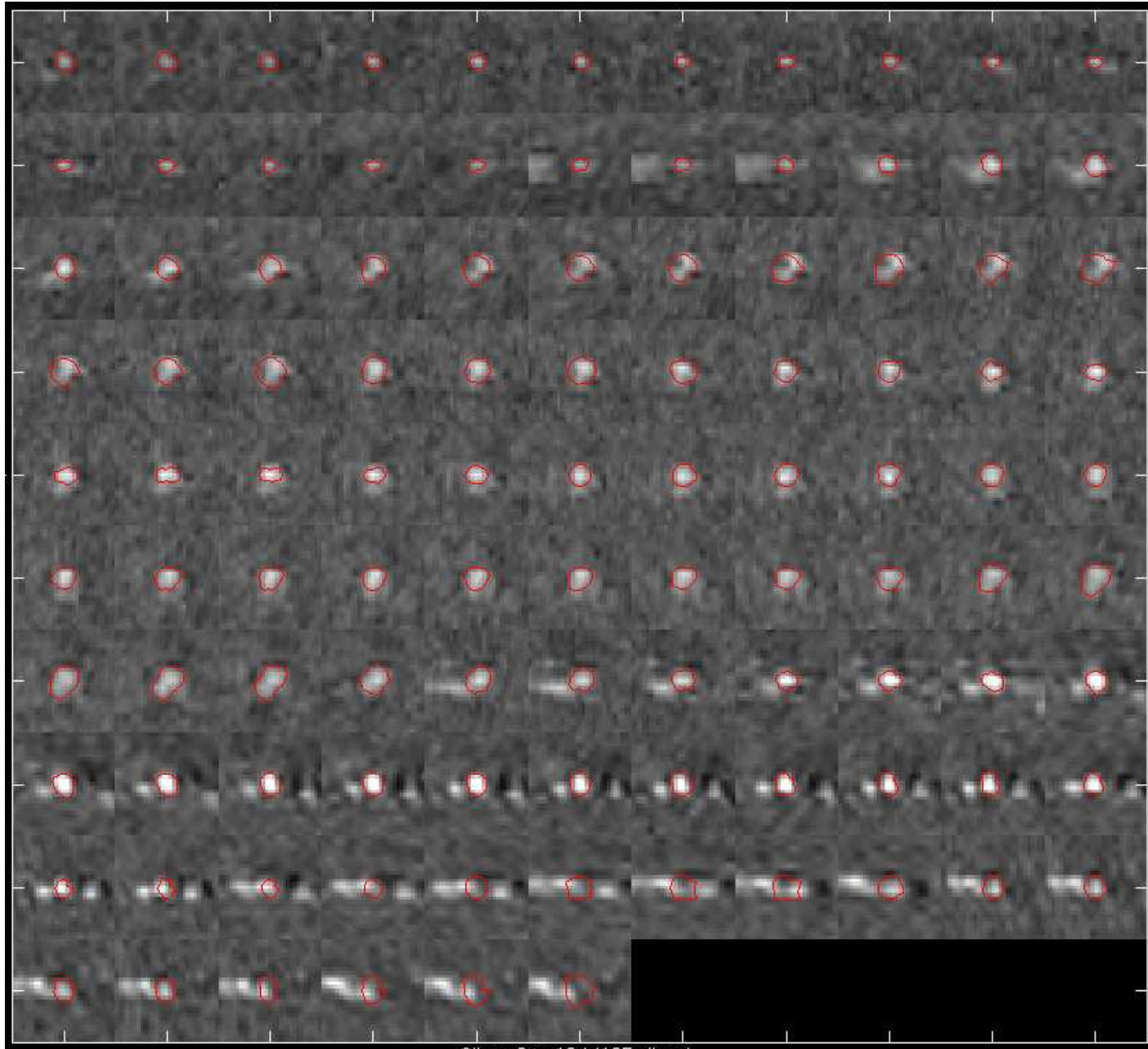
Segmentation de structures vasculaires (B. Verdonck)



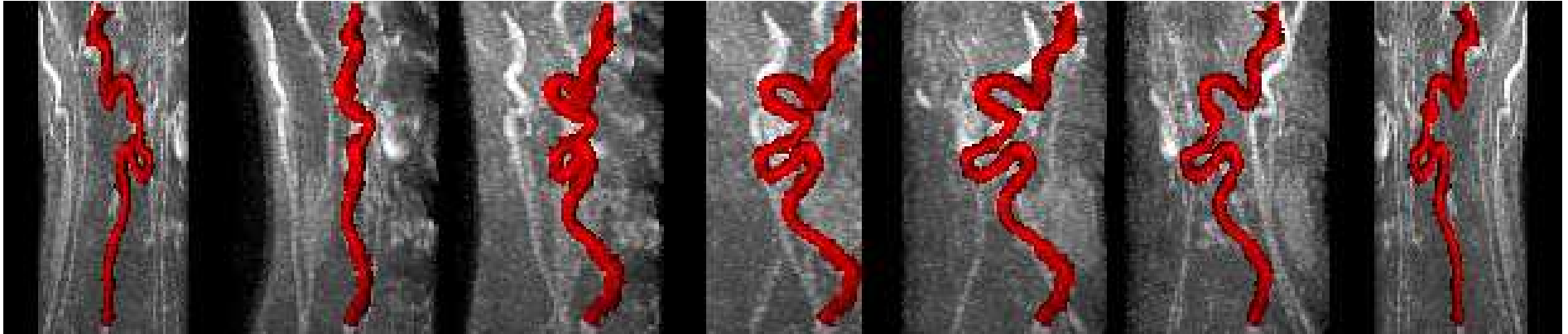
Segmentation de structures vasculaires (B. Verdonck)



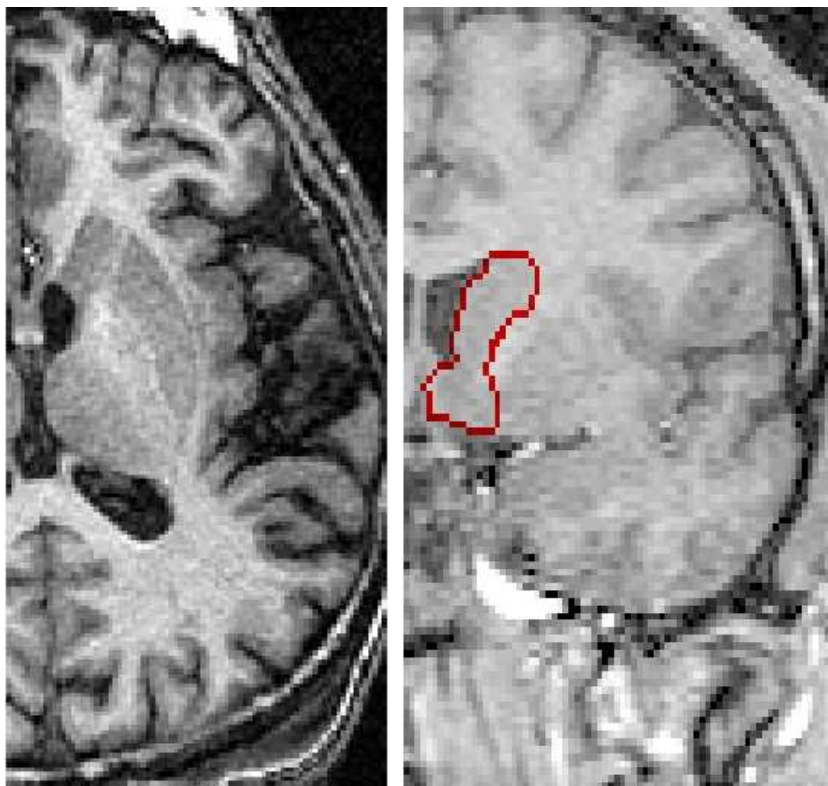
Segmentation de structures vasculaires (B. Verdonck)



Segmentation de structures vasculaires (B. Verdonck)



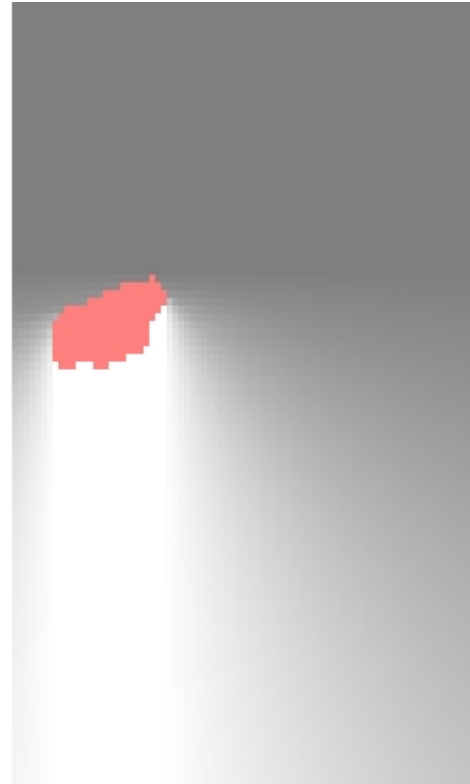
Introduction de relations spatiales dans les modèles déformables (O. Colliot)



Exemples de représentations spatiales de relations



près du ventricule latéral



en-dessous du ventricule latéral

Modèle déformable

- maillage simplexe
- évolution :

$$\gamma \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial t} = \mathbf{F}_{int}(\mathbf{X}) + \mathbf{F}_{ext}(\mathbf{X})$$

Force interne : $\mathbf{F}_{int} = \alpha \nabla^2 \mathbf{X} - \beta \nabla^2 (\nabla^2 \mathbf{X})$

Force externe : $\mathbf{F}_{ext} = \lambda \mathbf{v} + \nu \mathbf{F}_R$

- \mathbf{v} : Gradient Vector Flow (GVF)

$$\frac{\partial v}{\partial t} = g(\|\nabla f\|) \nabla^2 v - h(\|\nabla f\|)(v - \nabla f)$$

- \mathbf{F}_R : force associée aux relations spatiales

Force associée aux relations spatiales

Contraintes :

- nulle là où la relation R est satisfaite, non nulle ailleurs (y compris hors du support de μ_R)
- dirigée vers les points où la relation est satisfaite
- norme proportionnelle à $1 - \mu_R$

1- à partir de μ_R : $P_R^1(x, y, z) = 1 - \mu_R(x, y, z) + d_{supp(R)}(x, y, z)$,

puis $\mathbf{F}_R^1 = -(1 - \mu_R) \frac{\nabla P_R^1(x, y, z)}{\|\nabla P_R^1(x, y, z)\|}$

2- à partir d'une distance : $P_R^2(x, y, z) = g(d_{Ker(R)}(x, y, z))$

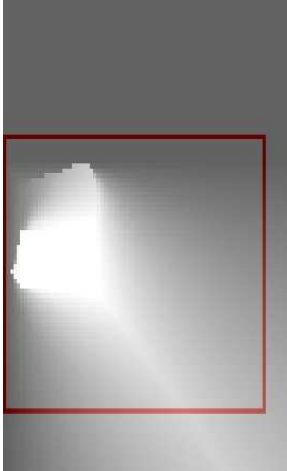
(puis normalisation)

3- à partir du GVF \mathbf{u} de μ_R : $\mathbf{F}_R^3 = (1 - \mu_R) \frac{\mathbf{u}}{\|\mathbf{u}\|}$

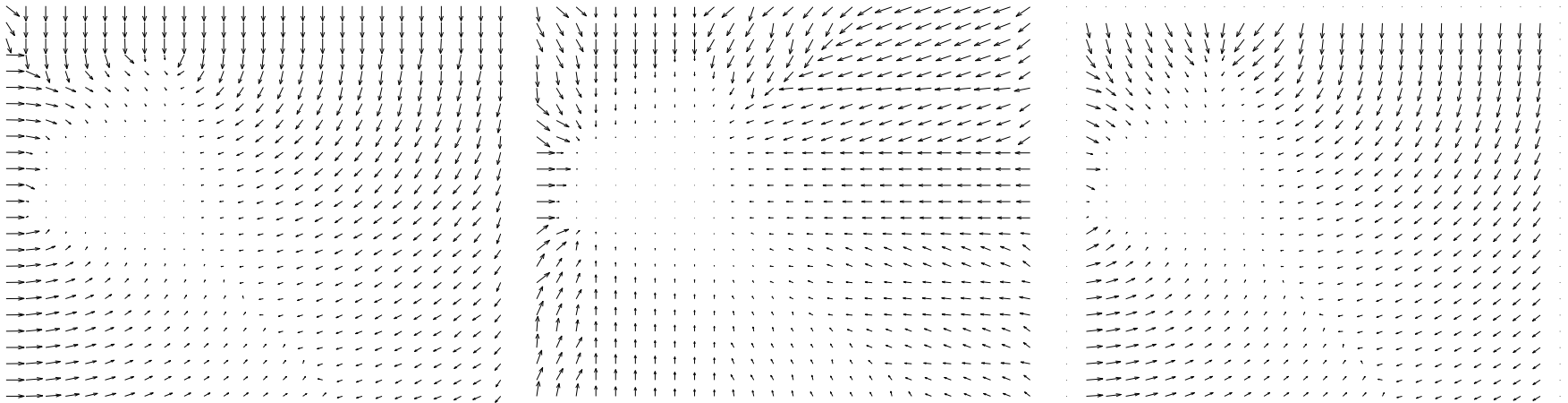
(plus de calcul mais plus de régularisation)

Force associée aux relations spatiales :

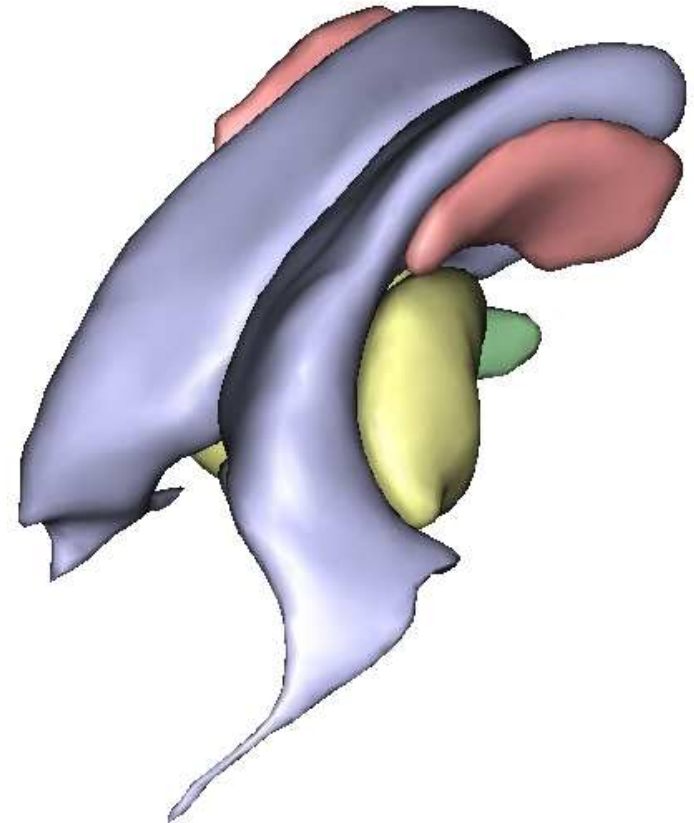
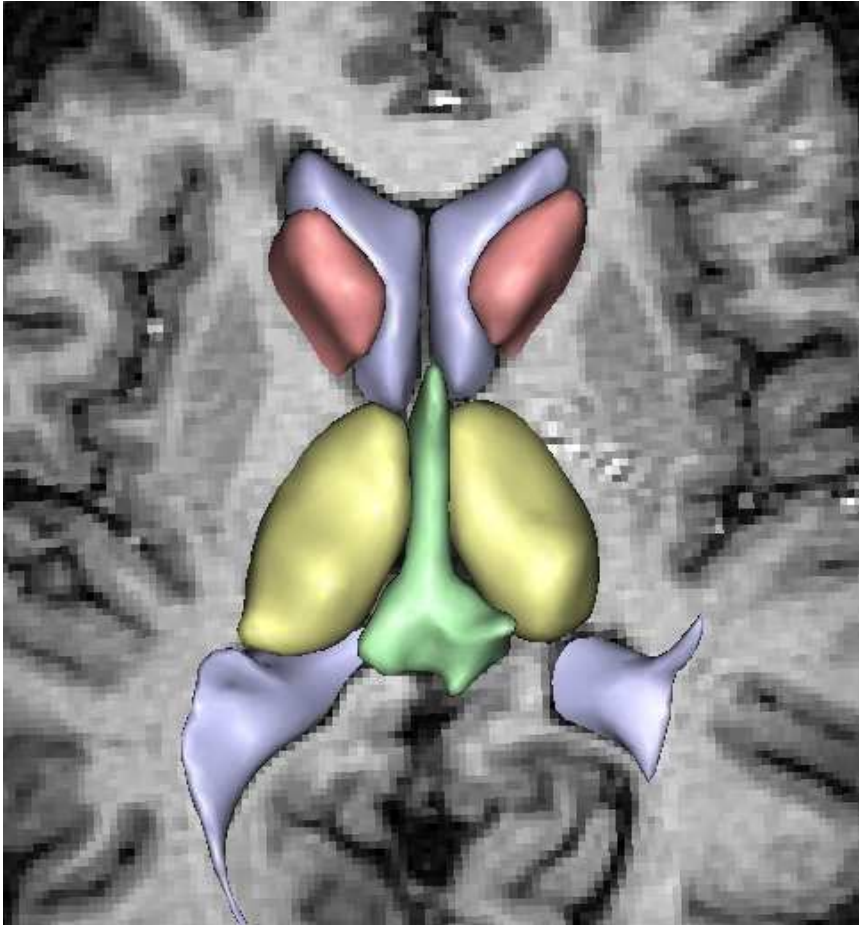
exemple



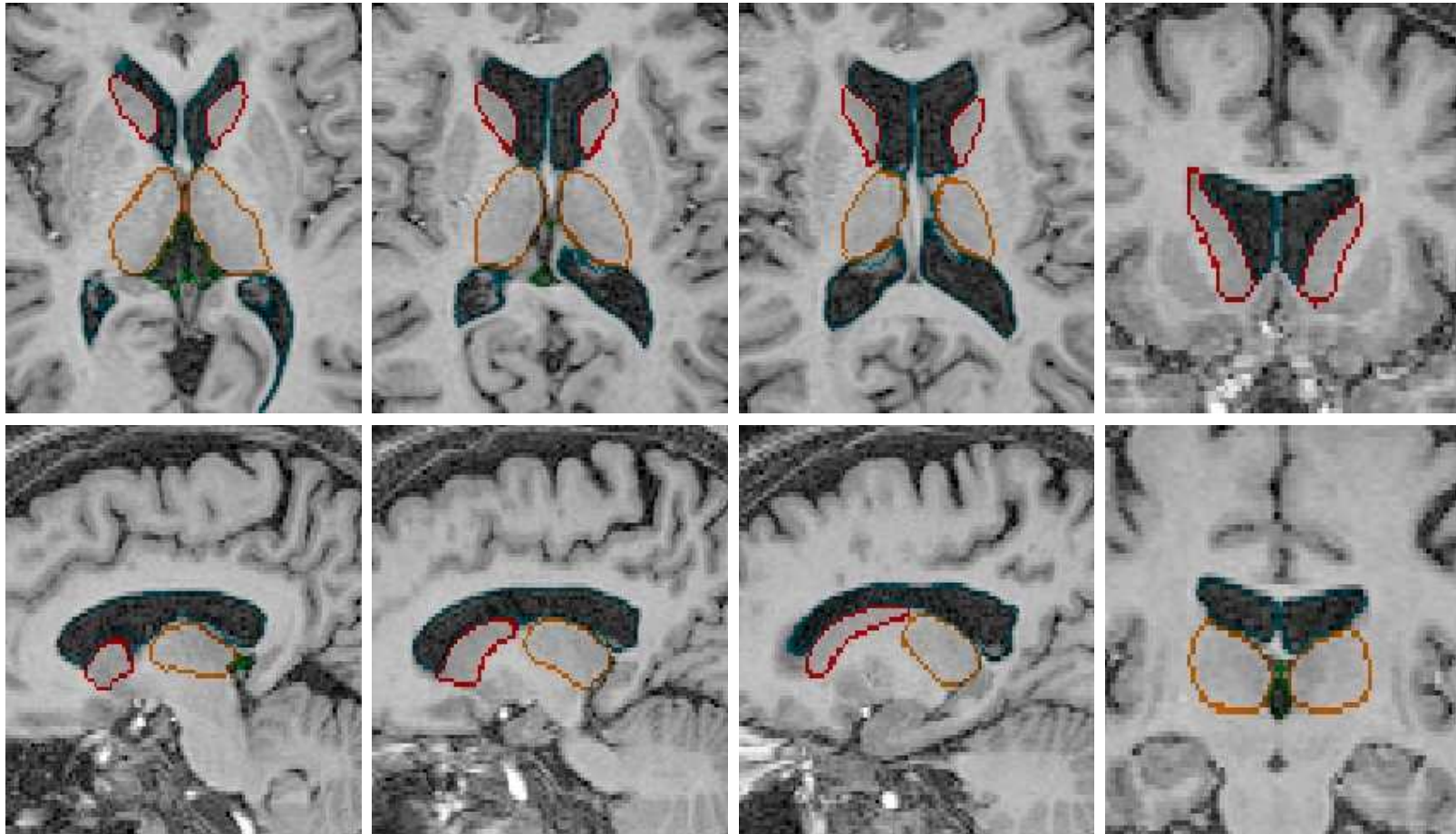
R = en dehors du troisième ventricule et en-
dessous du ventricule latéral
(fusion conjonctive)



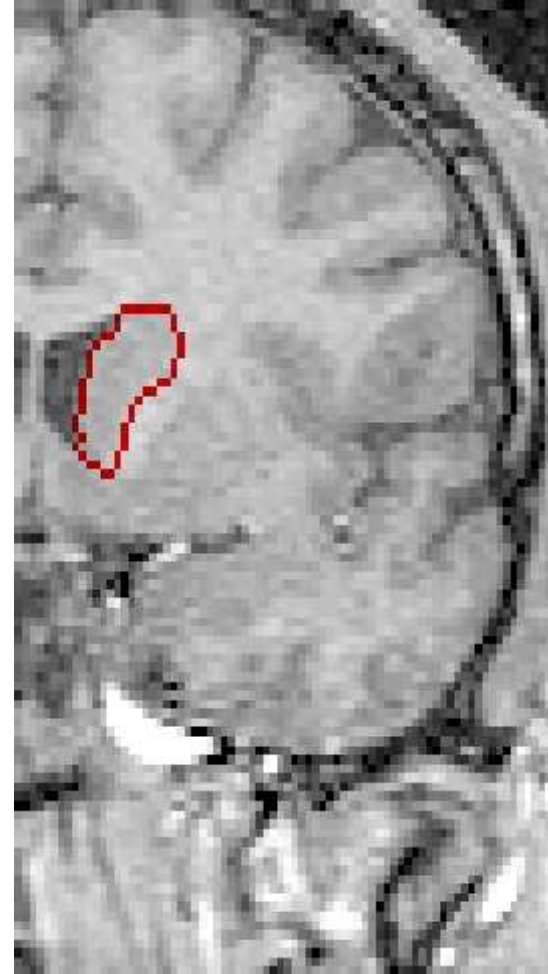
Résultats



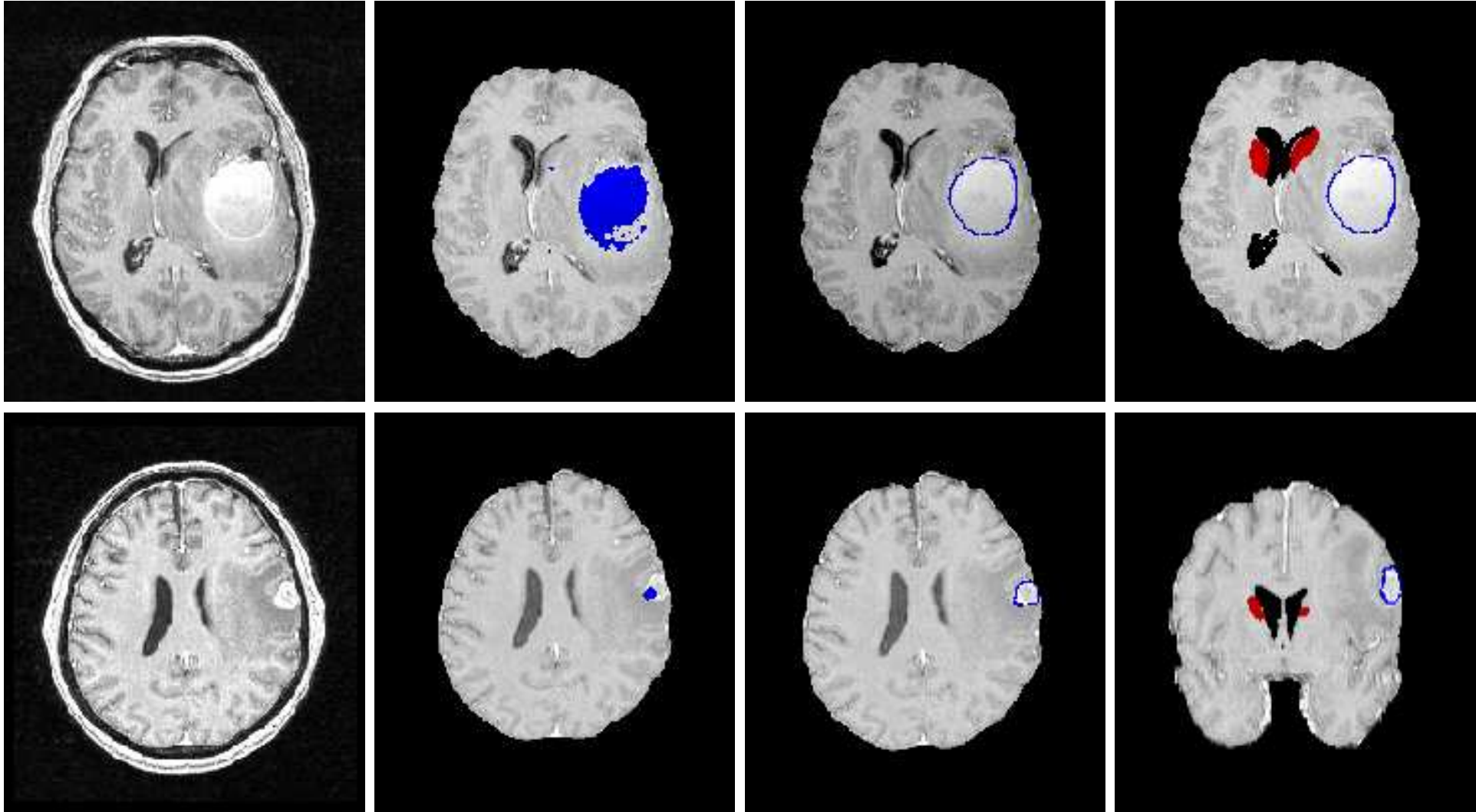
Résultats (quelques coupes)



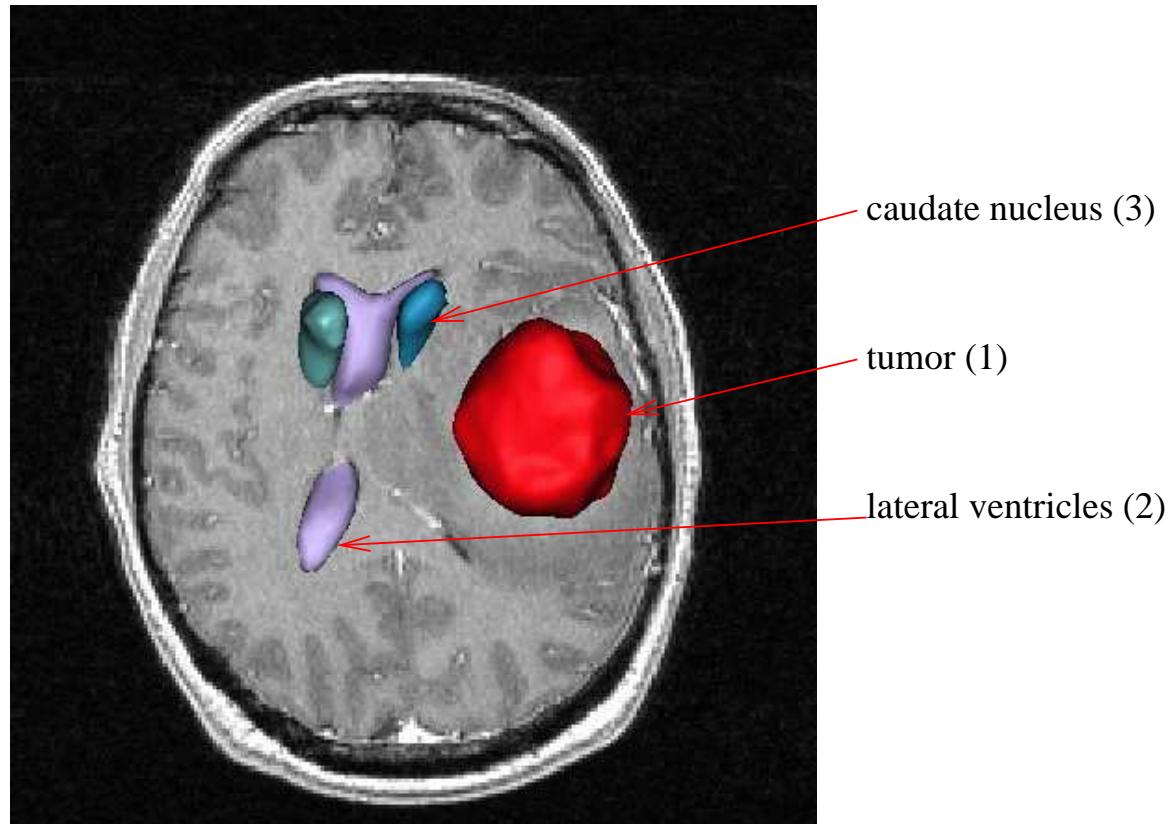
Résultats : importance des relations spatiales



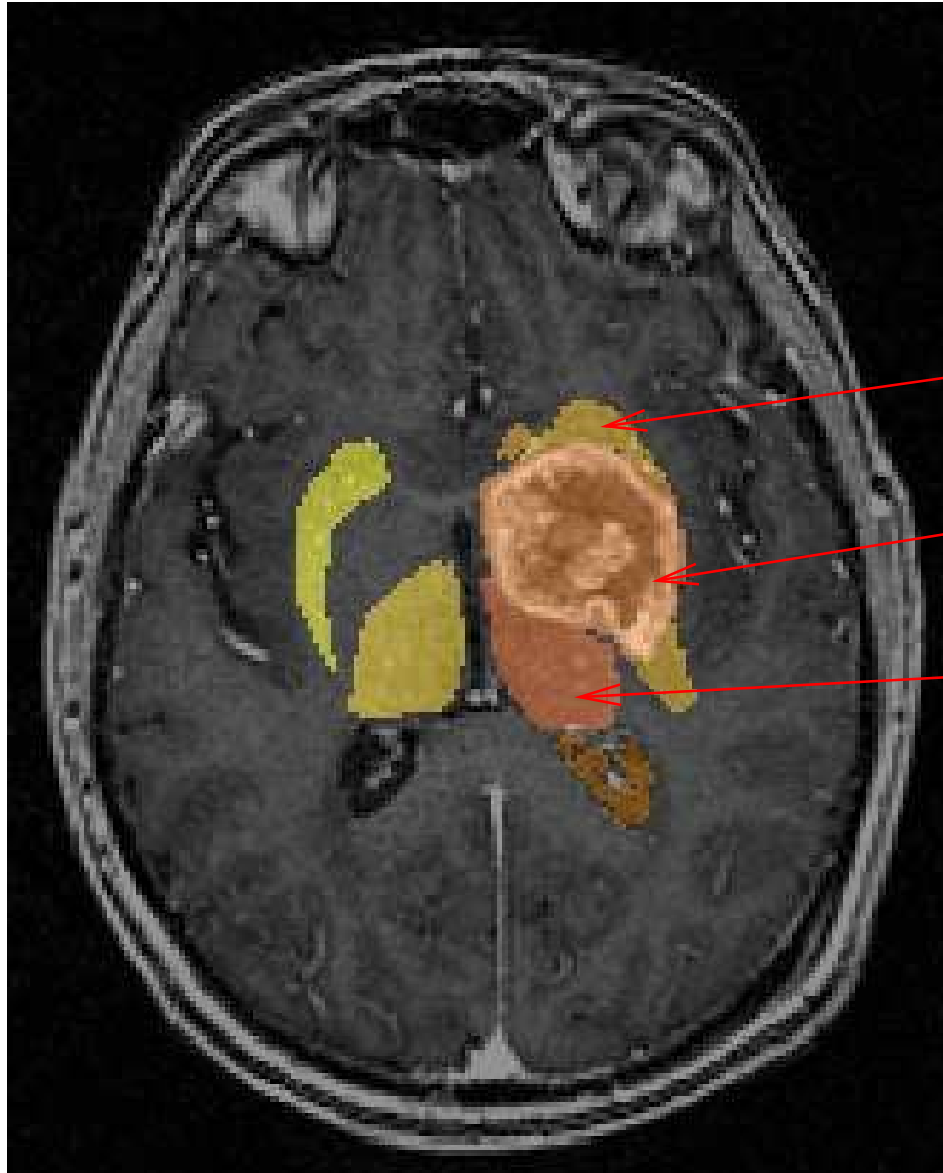
Extension aux cas pathologiques (H. Khotanlou, J. Atif, O. Nempont)



Extension aux cas pathologiques (H. Khotanlou, J. Atif, O. Nempont)



Extension aux cas pathologiques (H. Khotanlou, J. Atif, O. Nempont)

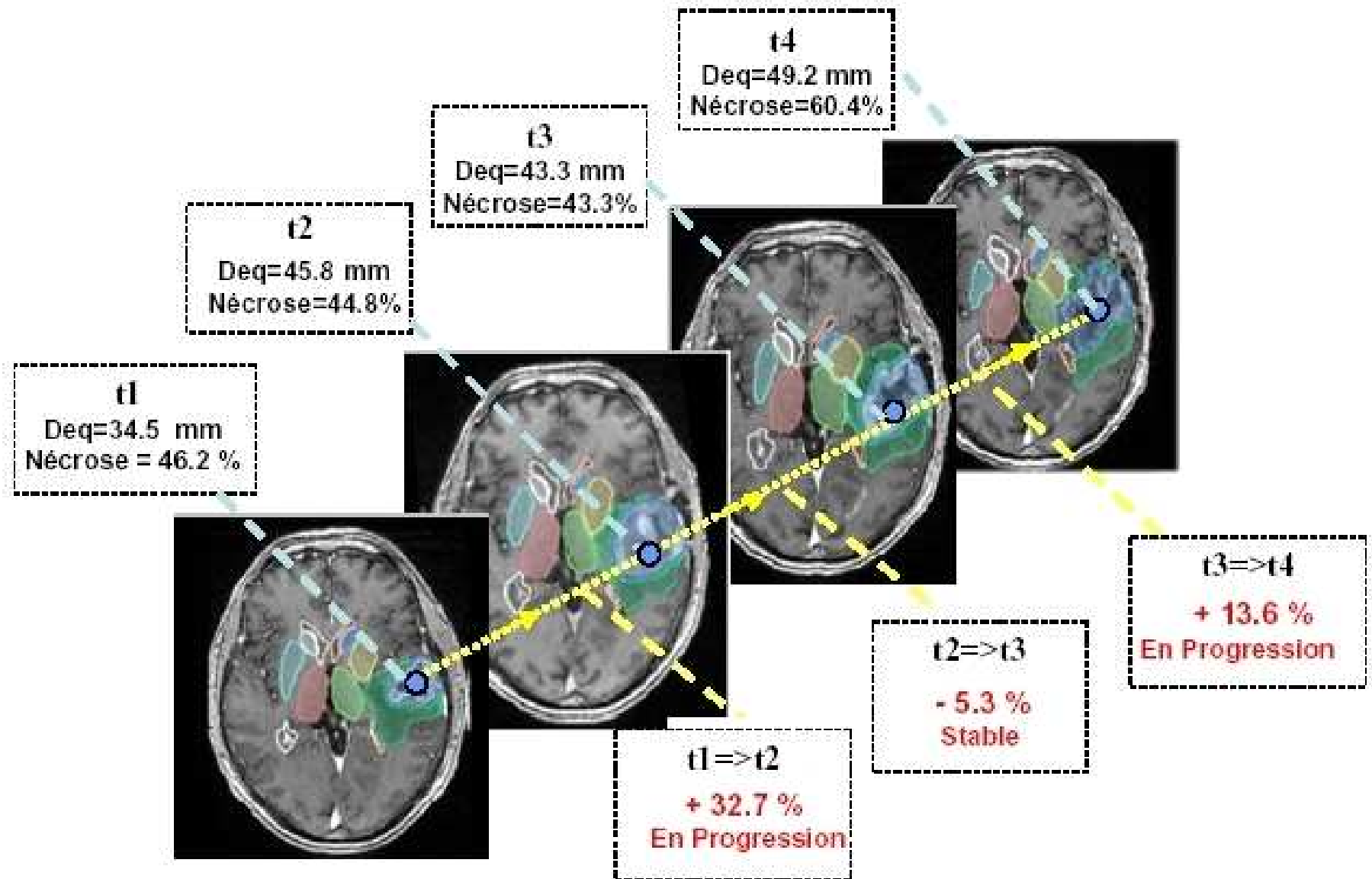


putamen (3)

tumor (1)

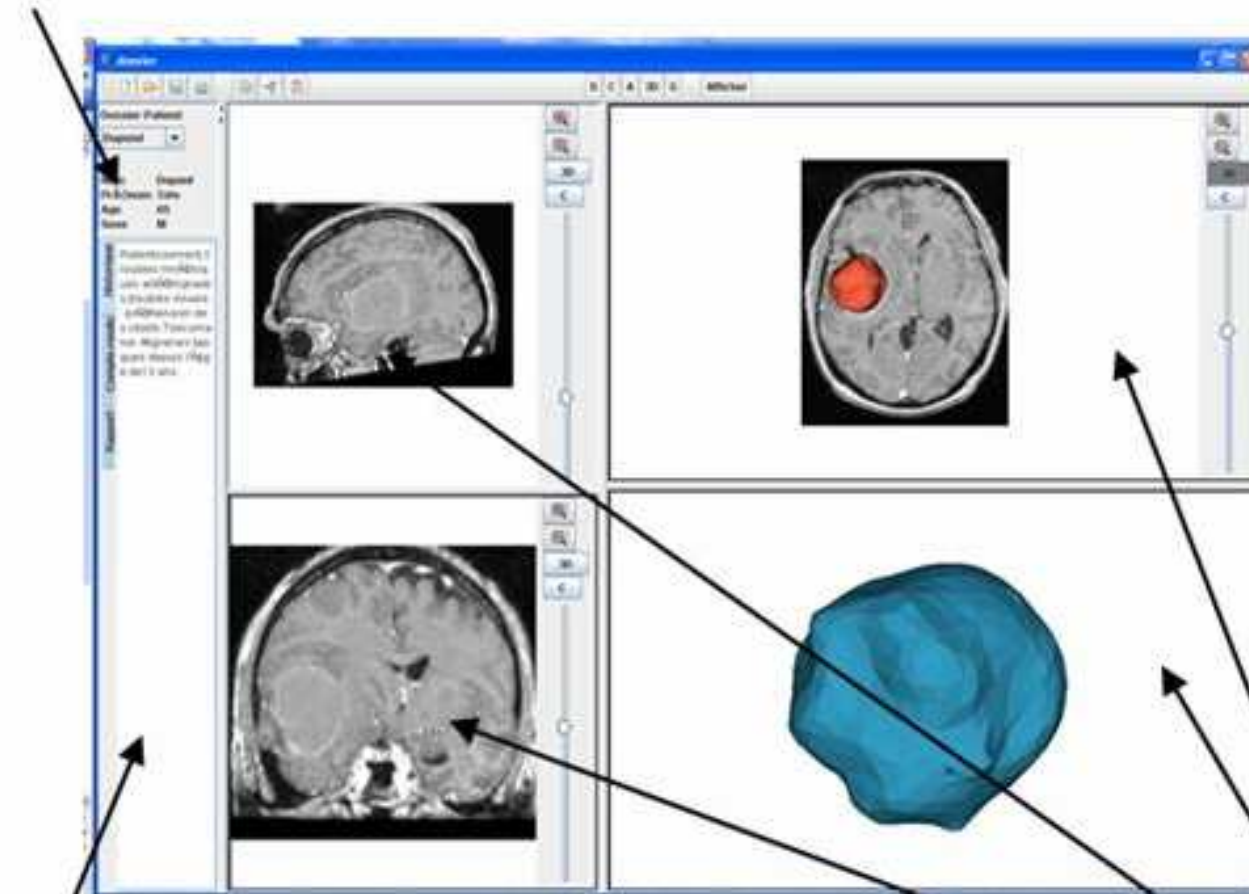
thalamus (2)

Suivi longitudinal (N. Richard)



Dossier Patient

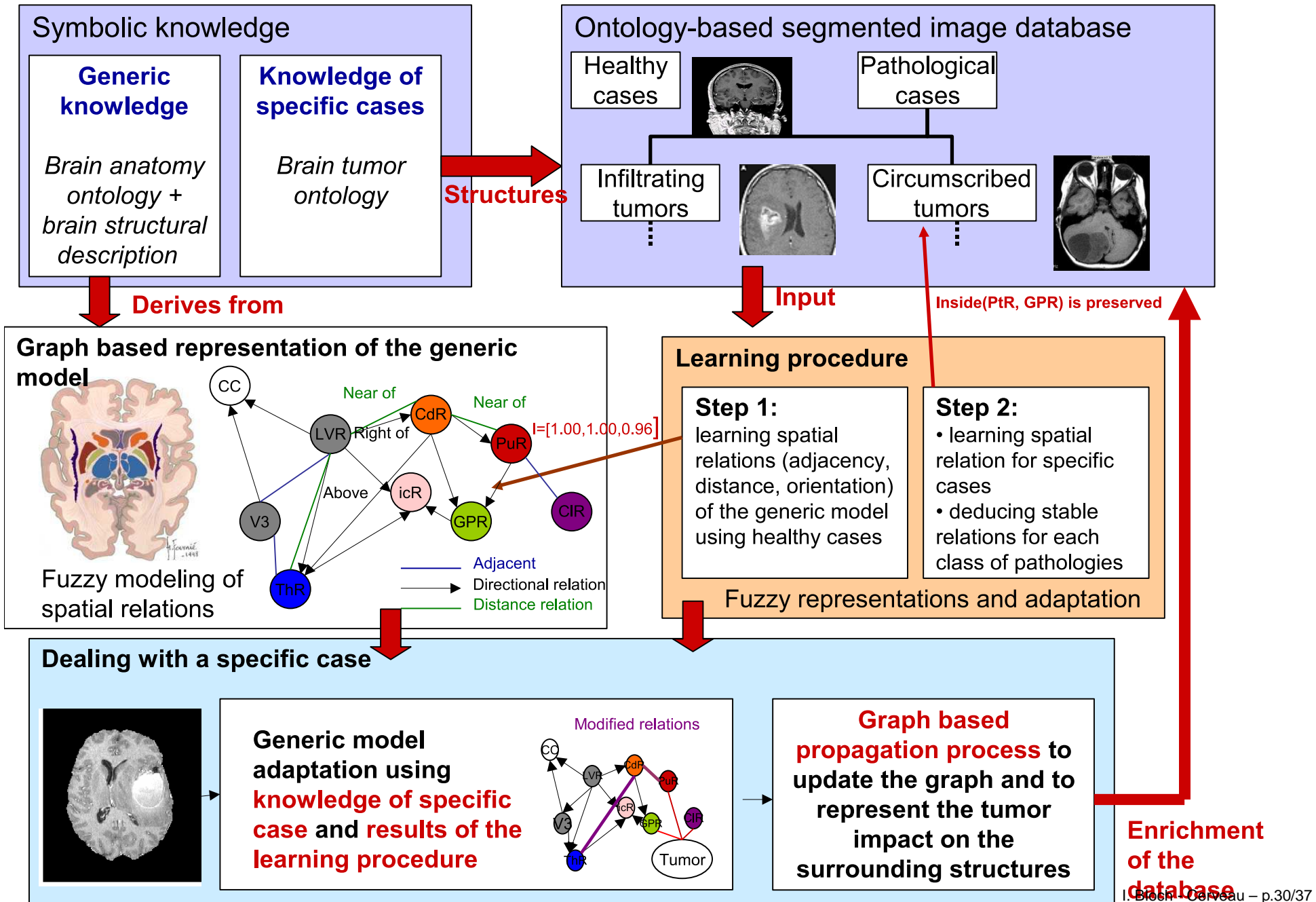
Patient
Information



Medical Information

Visual components
display panels

Schéma général

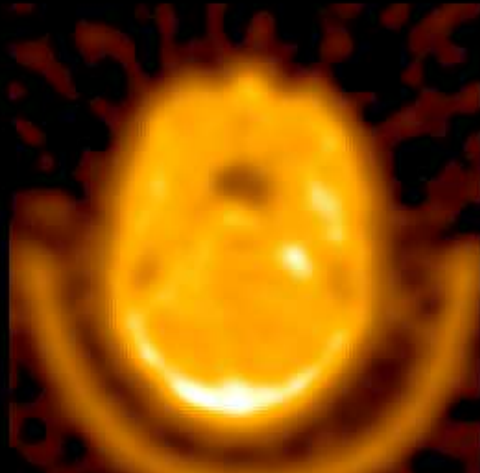


Recalage (J.-F. Mangin)

HEAD SURFACE EXTRACTION



MRI



**Transmission
data**

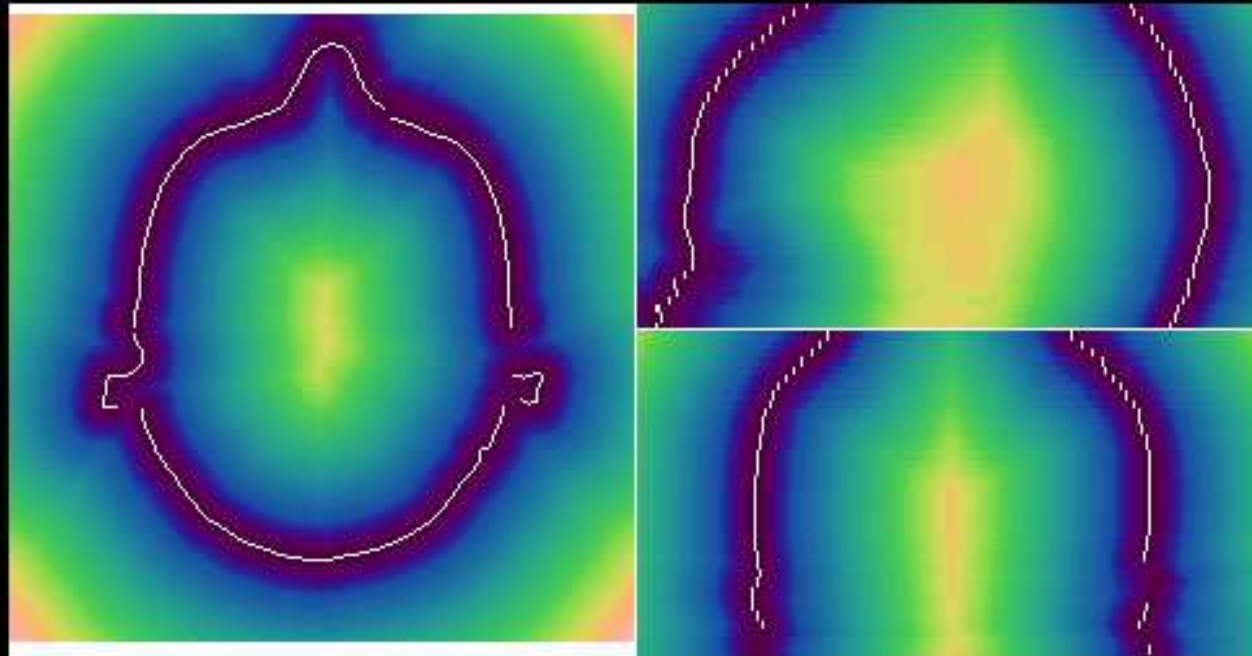
Recalage (J.-F. Mangin)

3D DISTANCE MAP TO THE MRI HEAD SURFACE

AXIAL

SAGITTAL

CORONAL

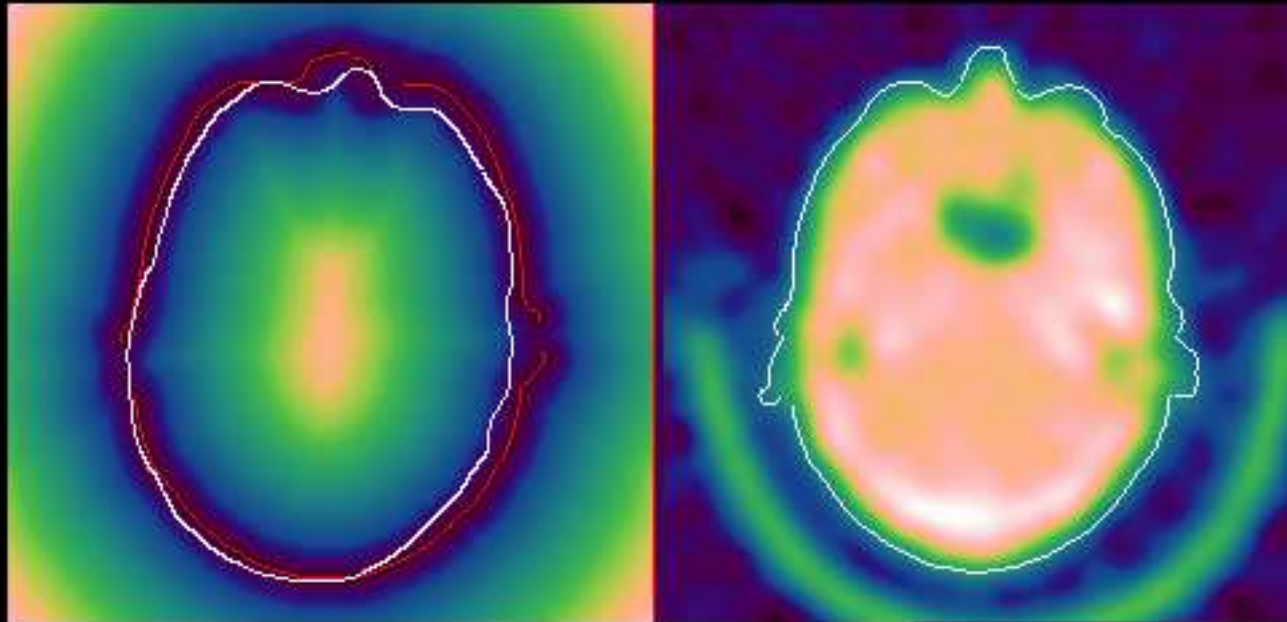


Recalage (J.-F. Mangin)

SURFACE MATCHING

**GENERALIZED DISTANCE
MINIMIZATION:
A POSITION OF THE
MOBILE SURFACE IN
THE 3D DISTANCE MAP**

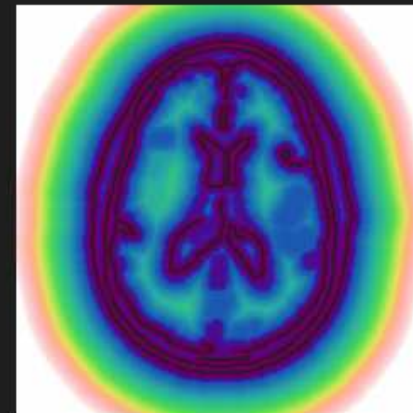
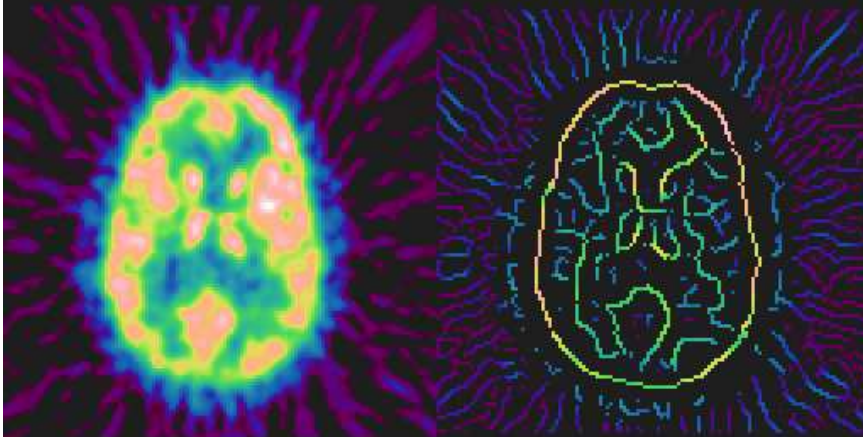
**RESULT :
PET TRANSMISSION
+
MRI HEAD SURFACE**



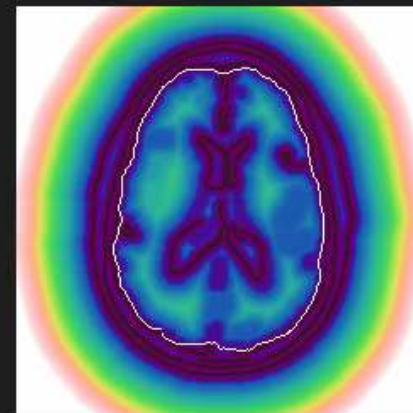
Recalage (J.-F. Mangin)

SECOND REGISTRATION

Extraction of the brain surface (PET)



Precomputation
of a
3D distance map
to the
MRI edges



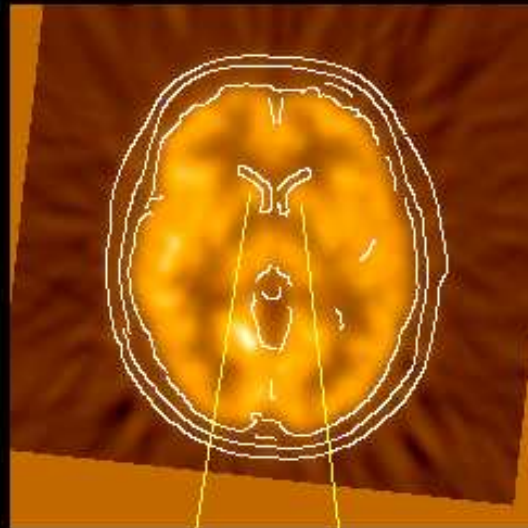
Brain surface
matching

CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

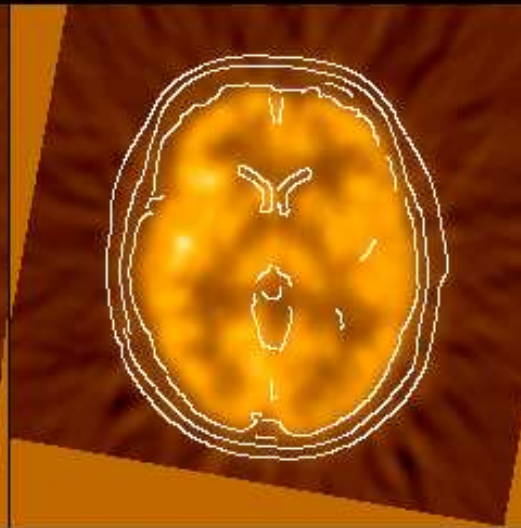
Recalage (J.-F. Mangin)

MOTION BETWEEN PET TRANSMISSION AND EMISSION ACQUISITIONS

BRAIN
SURFACE
MATCHING

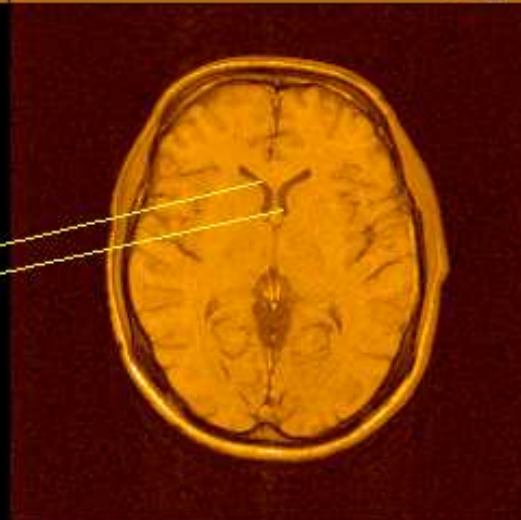


HEAD
SURFACE
MATCHING



Caudate nucleus head

Anterior part
of the
lateral
ventricles



Recalage (J.-F. Mangin)

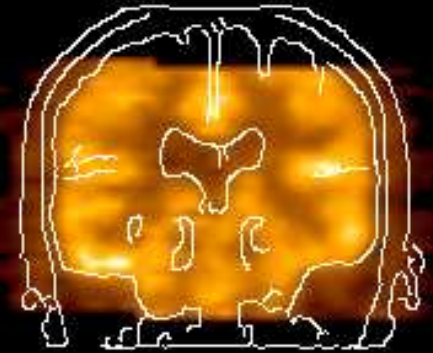
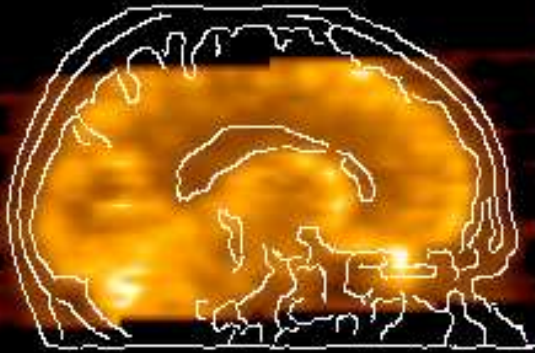
MRI / PET 3D REGISTRATION : FDG

PET + MRI EDGES

SAGITTAL

AXIAL

CORONAL

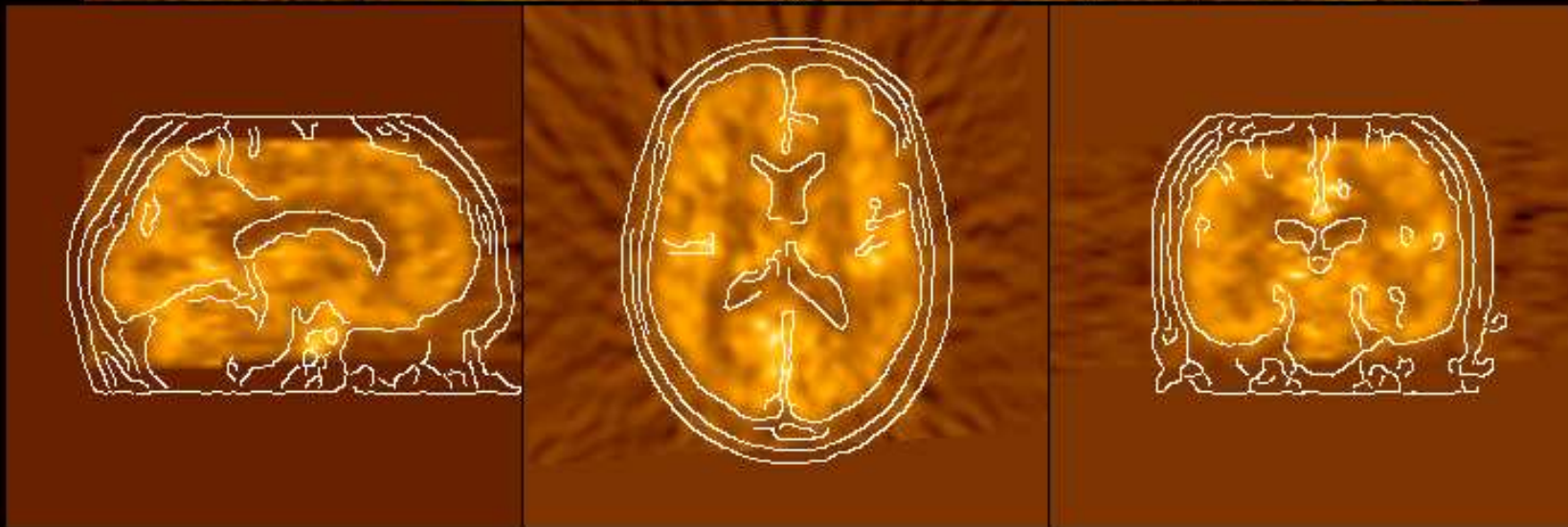
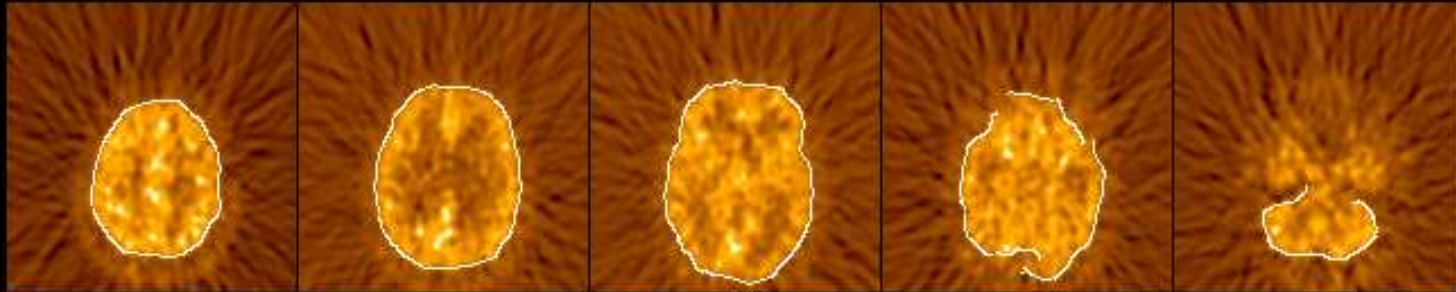


CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

Recalage (J.-F. Mangin)

MRI / PET 3D REGISTRATION : H₂O¹⁵

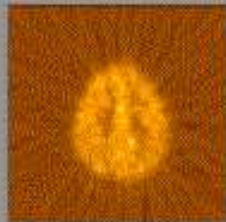
PET + PET BRAIN SURFACE : A FEW SLICES



PET + MRI EDGES : SAGITTAL, AXIAL AND CORONAL SLICES

Activations en imagerie fonctionnelle (O. Coulon)

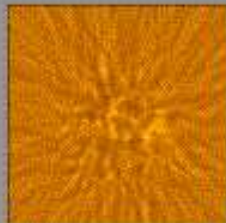
Démarche générale



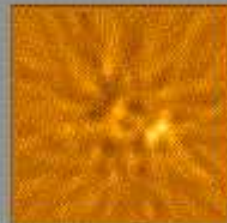
contrôle



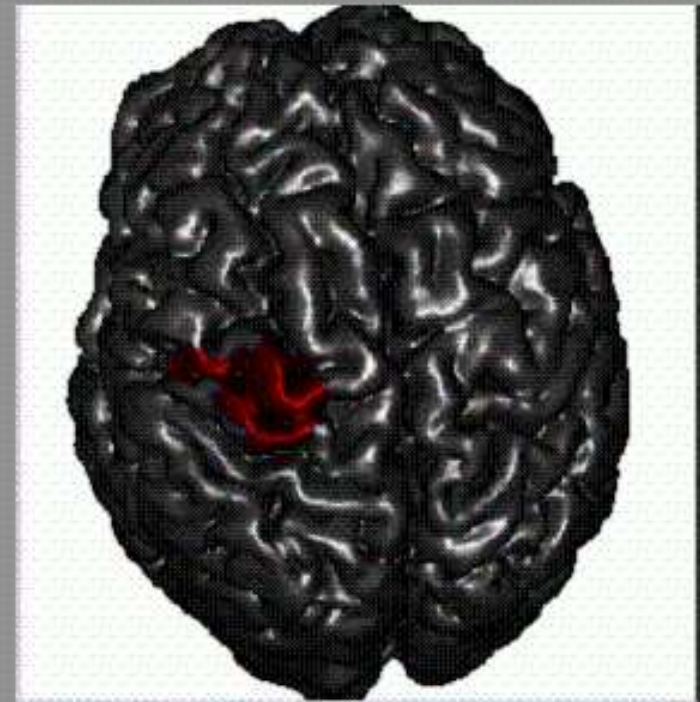
vibration main droite



difference



difference lissée



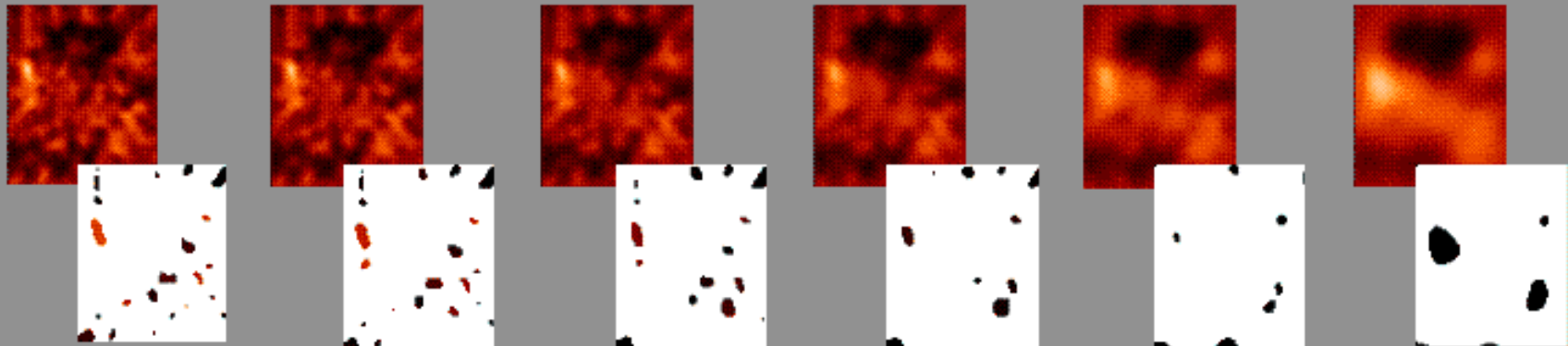
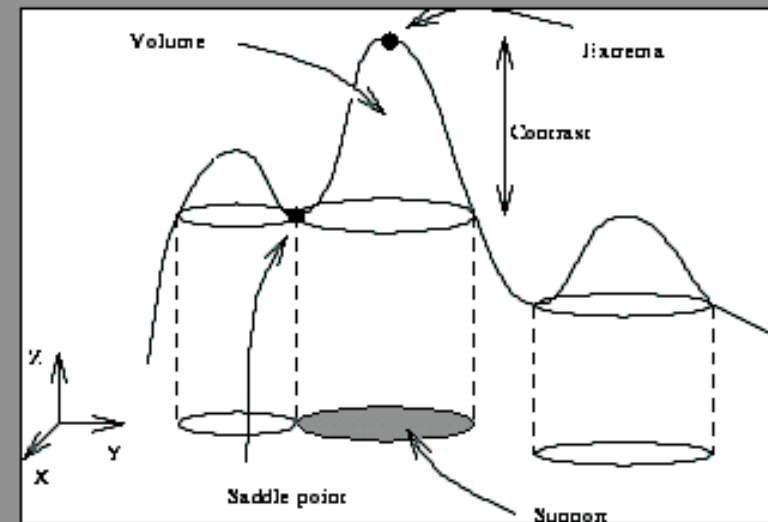
extraction de la zone et localisation sur l'anatomie.

Activations en imagerie fonctionnelle (O. Coulon)

Les blobs en niveaux de gris

- Définis à partir des points singuliers dans l'image :
 - maxima locaux
 - points selles

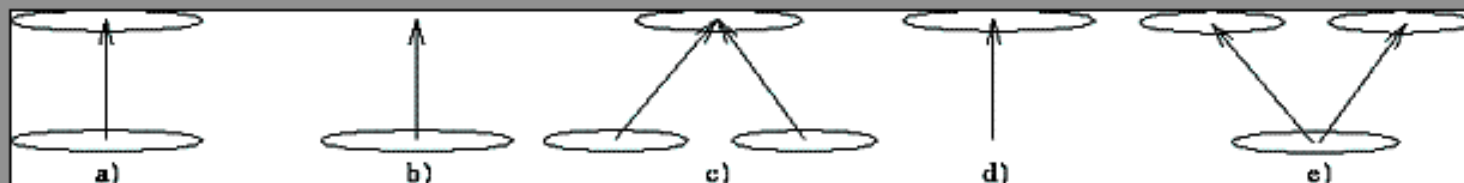
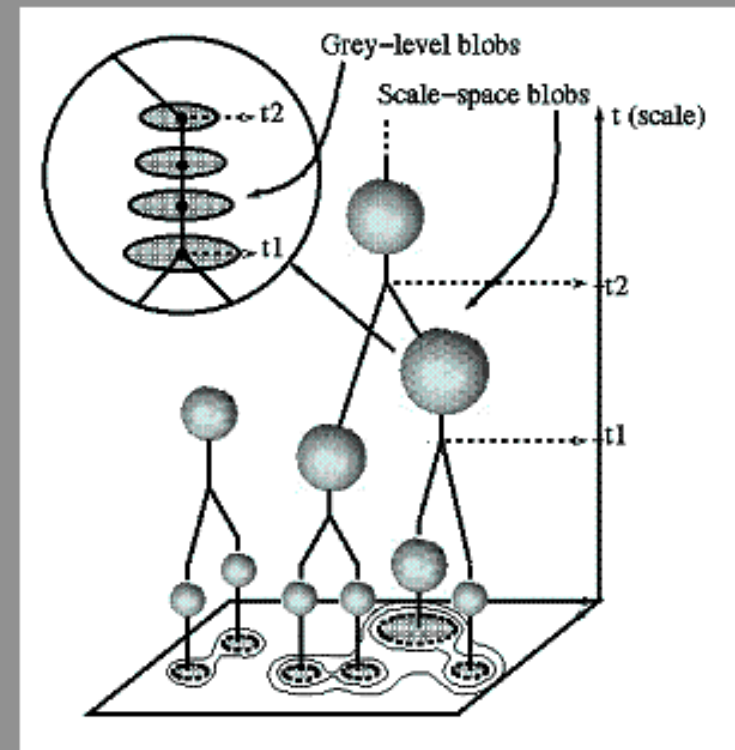
➔ Extraction automatique



Activations en imagerie fonctionnelle (O. Coulon)

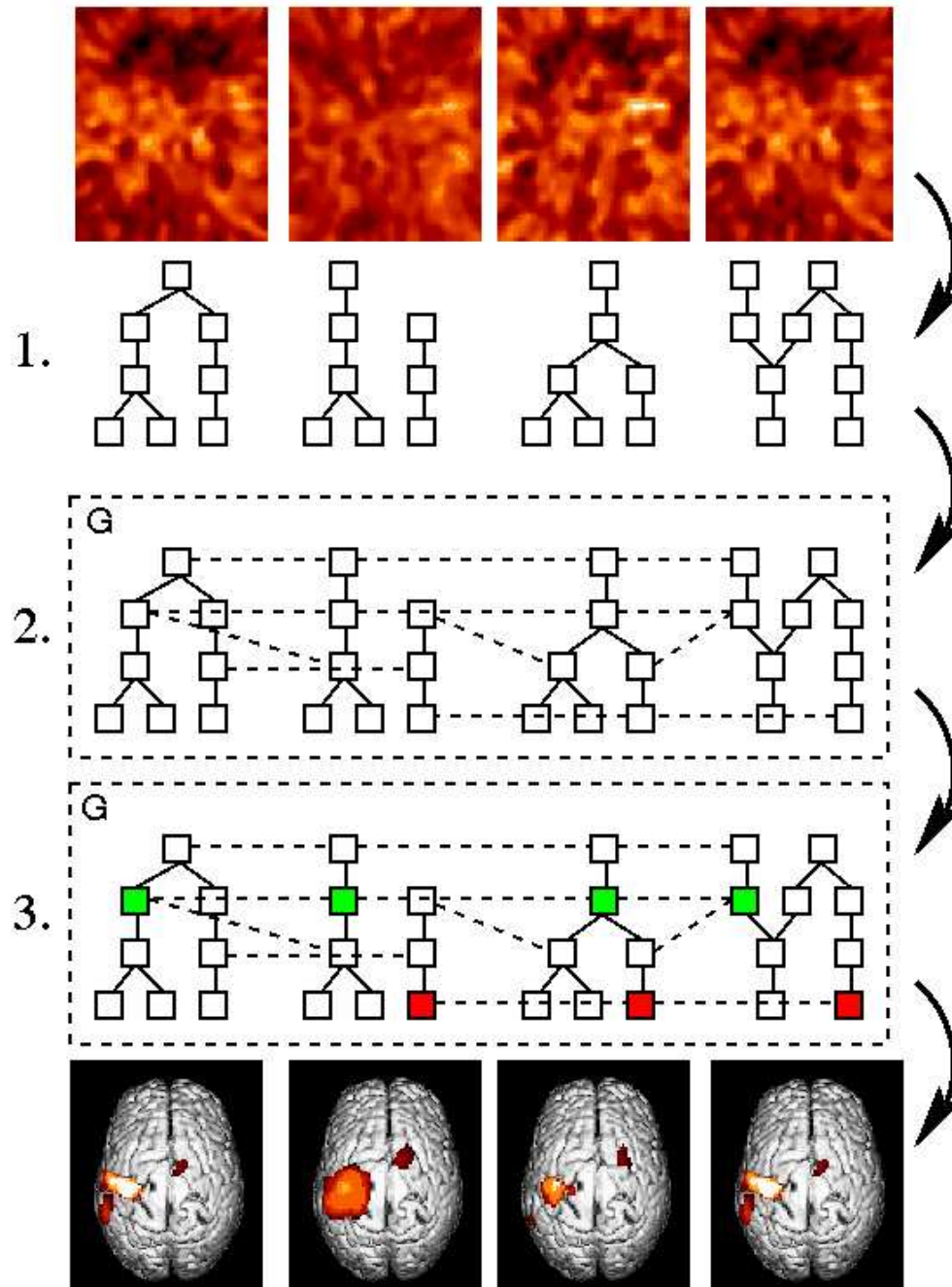
Les blobs multi-échelles

- Mise en correspondance d'une échelle à l'autre, à l'aide d'un critère de recouvrement spatial.
- Événements dans l'espace multi-échelles : bifurcations.
- Blob multi-échelle : un blob en NdG évoluant dans les échelles entre deux bifurcations.



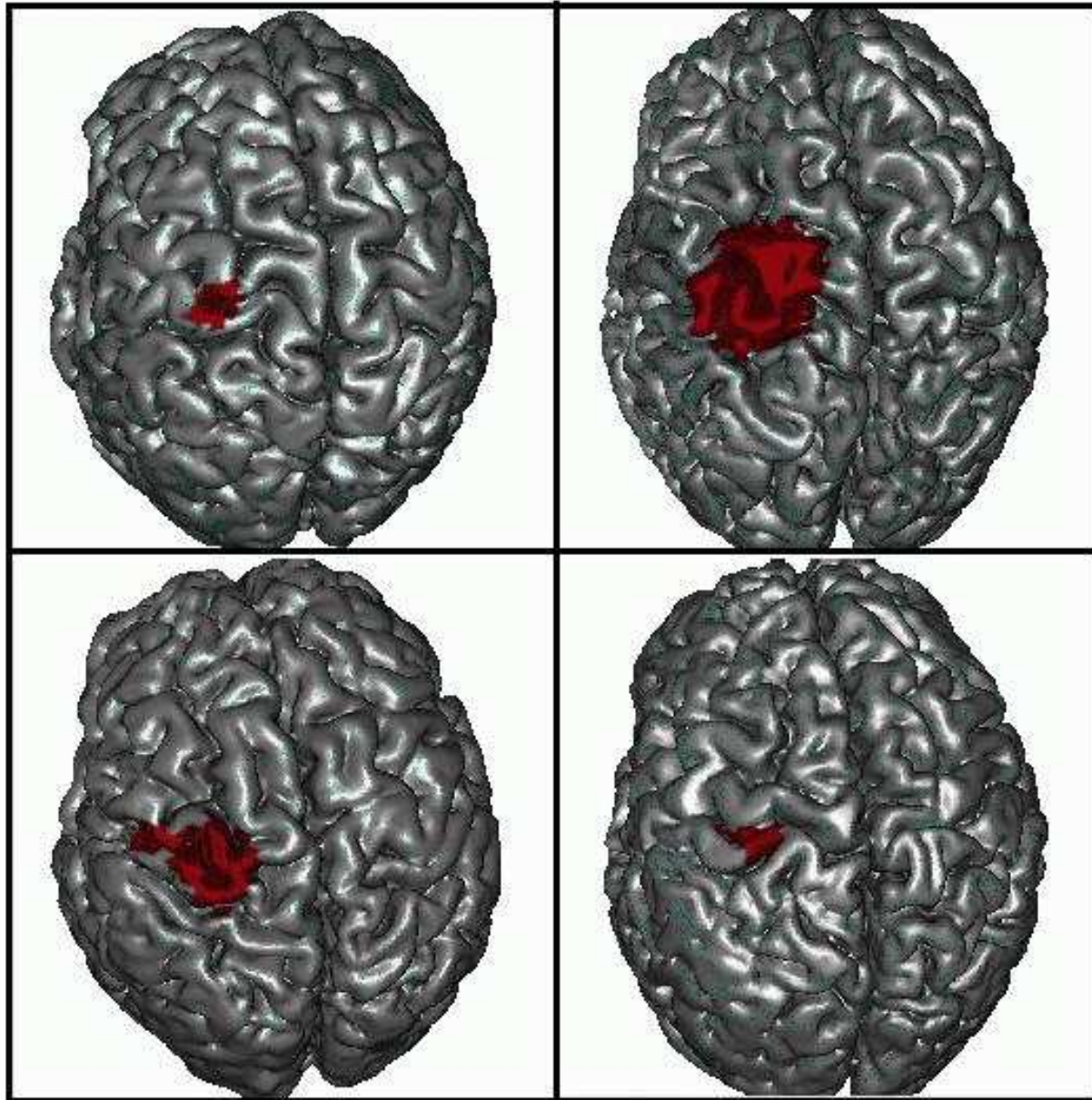
Activations en imagerie fonctionnelle

(O. Coulon)

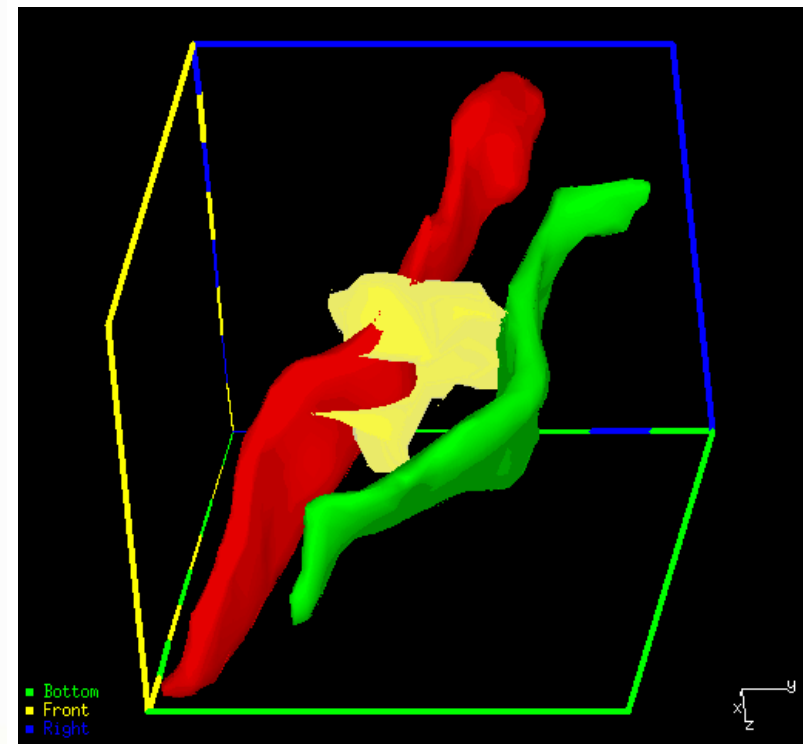
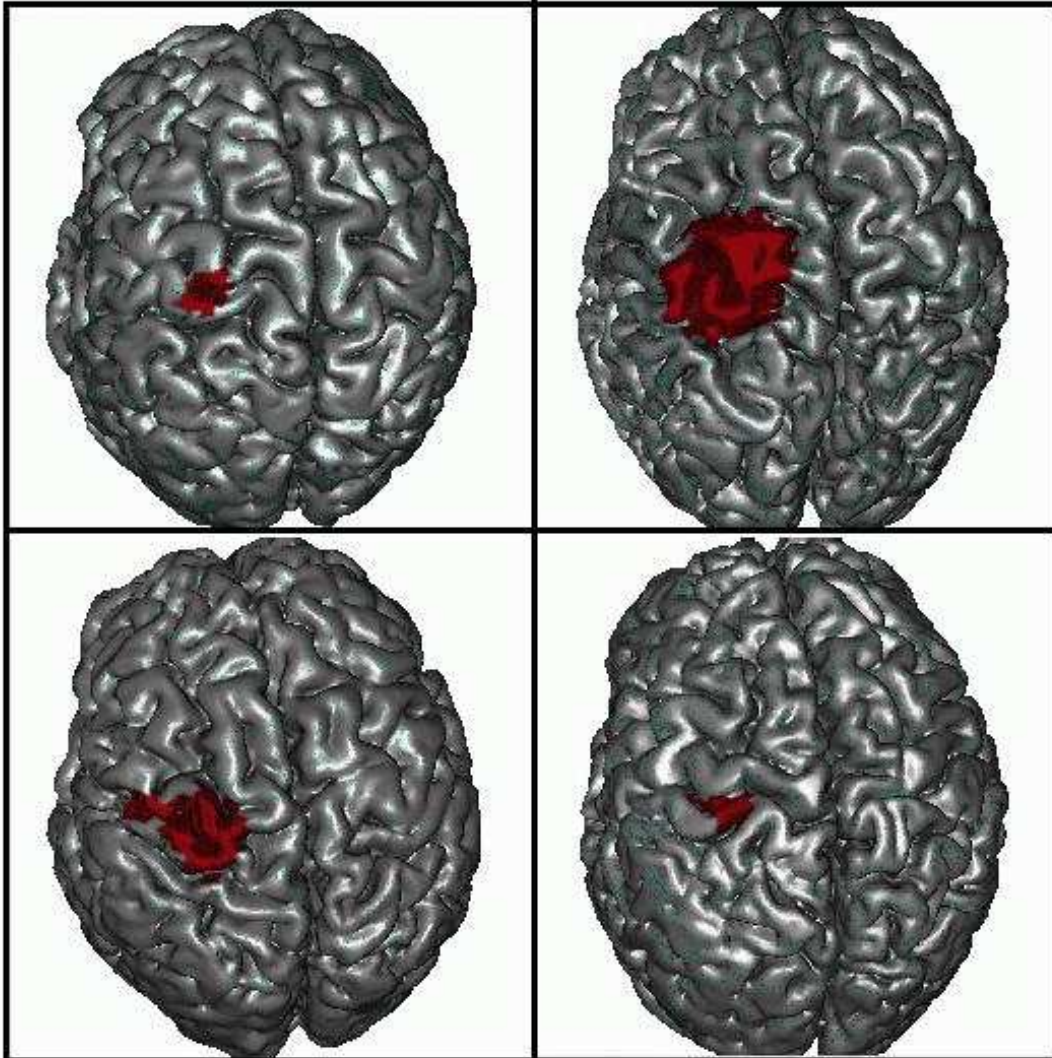


Activations en imagerie fonctionnelle

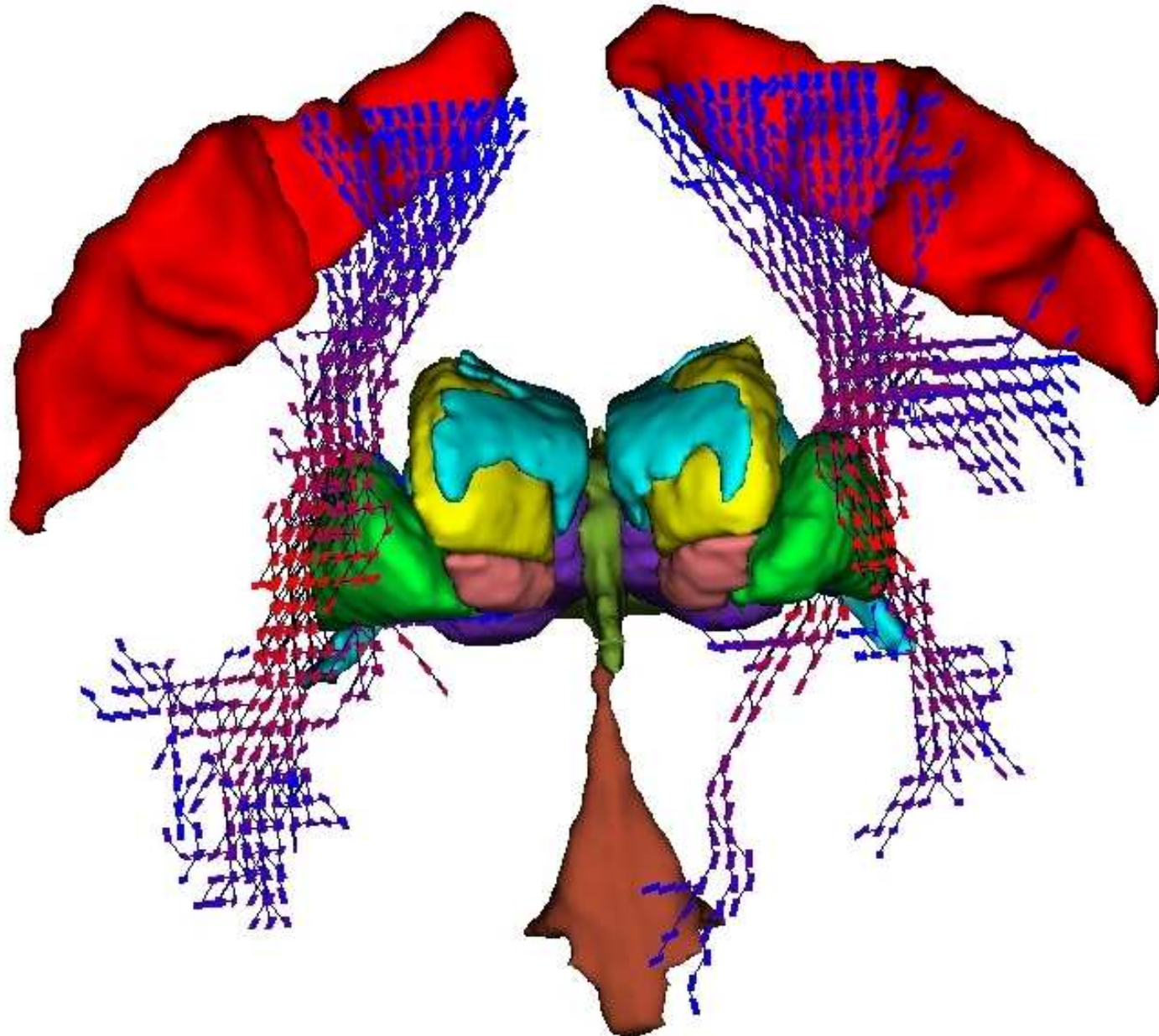
(O. Coulon)



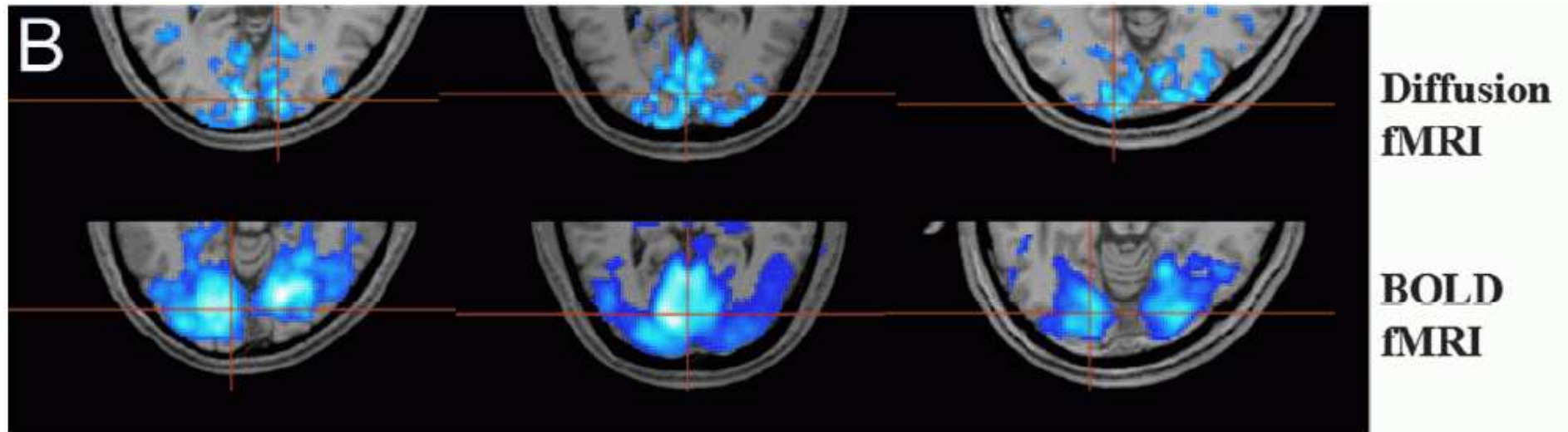
Recalage anatomo-fonctionnel



Fibres de matière blanche en imagerie de diffusion (C. Poupon)



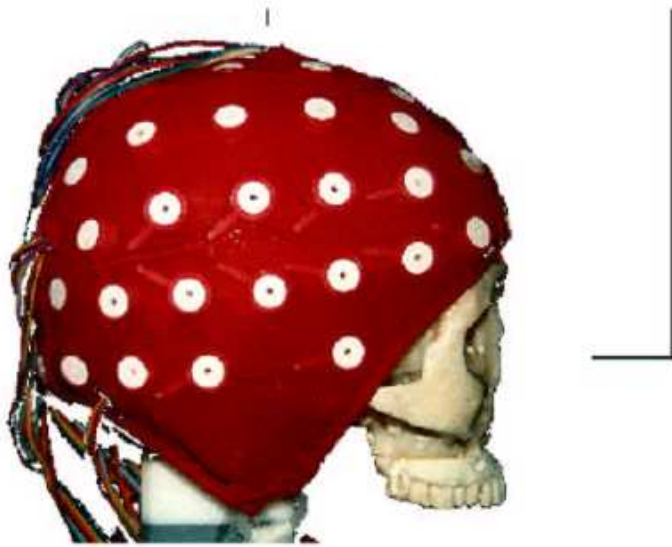
IRM fonctionnelle de diffusion



Source : D. Le Bihan et al., PNAS 2006.

Electro-encéphalographie (EEG) et magnéto-encéphalographie (MEG)

Mesurent l'activité électrique neuronale
Imagerie non invasive
Résolution temporelle $\sim 1\text{ms}$



EEG : mesure du Potentiel électrique.
Ordre de grandeur : quelques microvolts
Capteurs : électrodes
Appareillage très répandu

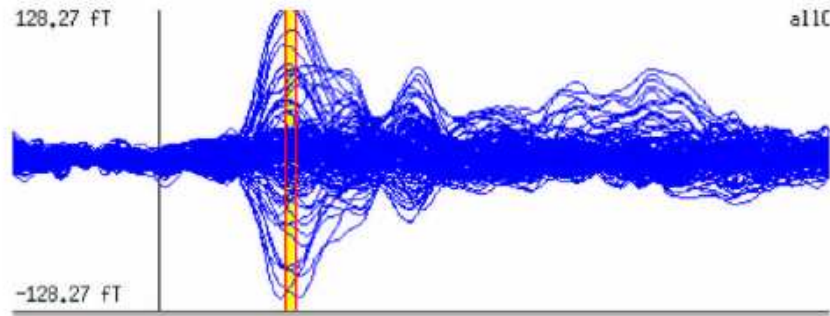


MEG : mesure du champ magnétique.
Ordre de grandeur : 10^{-13} tesla
Capteurs : SQUID couplés à des bobines
Appareillage très coûteux

Source : Line Garnero, LENA

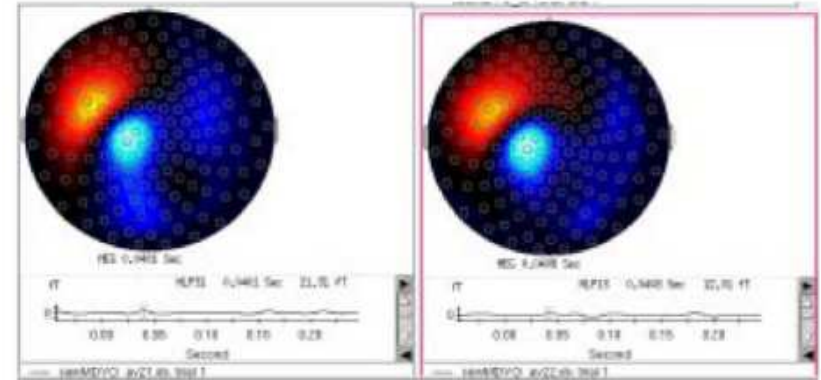
Somatotopie

Paradigme : Stimulations sensibles des doigts (400 par doigt) en MEG

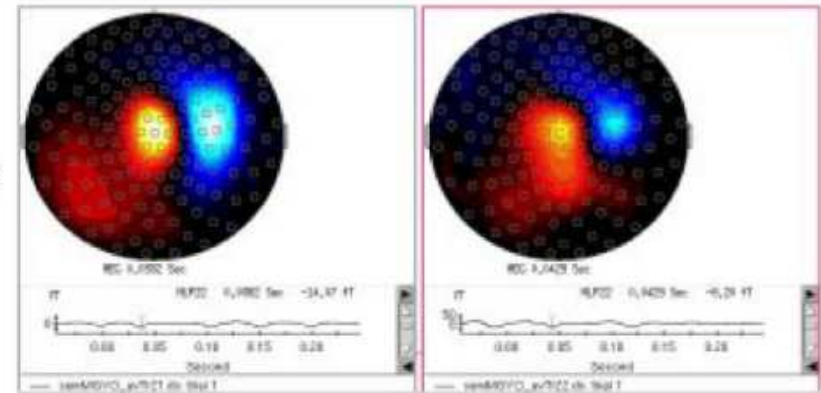


Latence à 40 ms

Droit



Gauche



Index

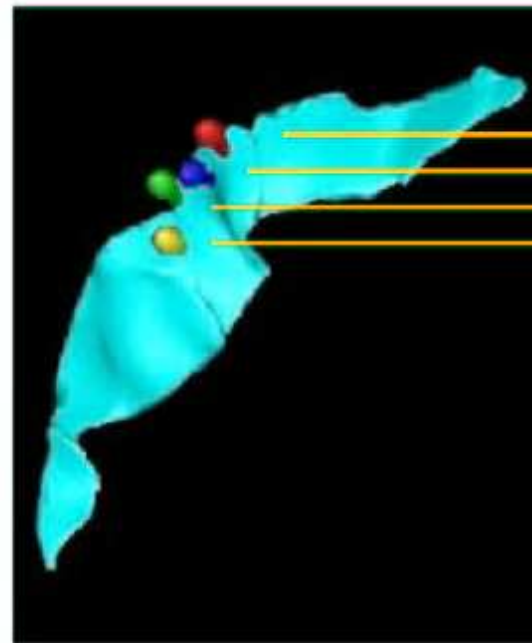
Petit Doigt

Source : Line Garnero, LENA

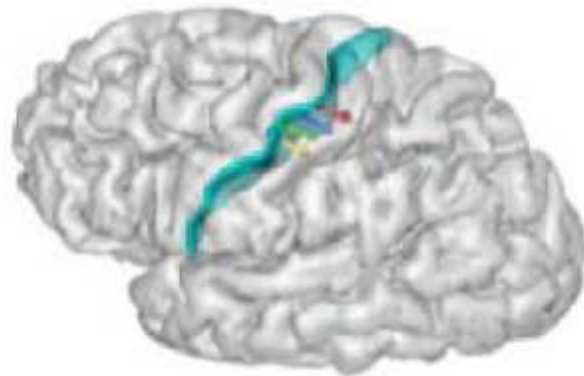
Somatotopie



Distance entre doigt ~ 0.9 cm
Distance I - V ~ 1.5 cm



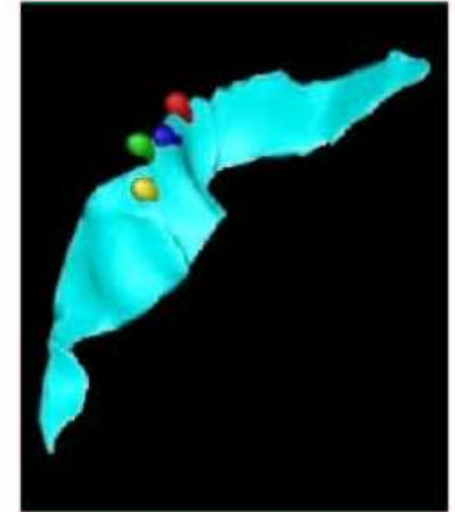
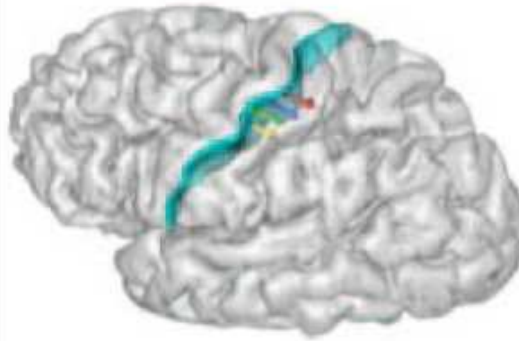
petit doigt
majeur
index
pouce



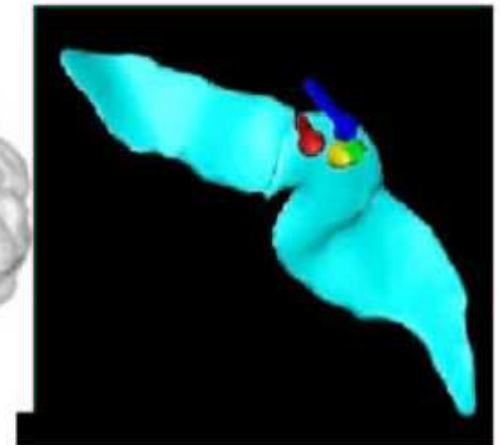
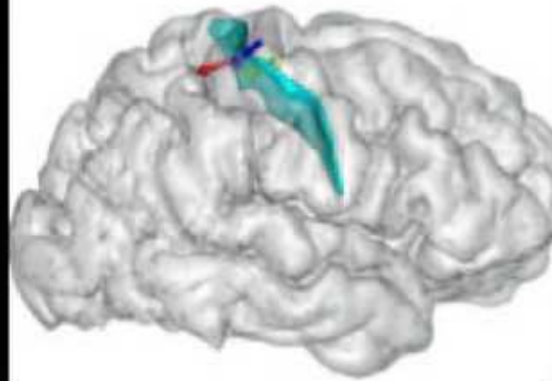
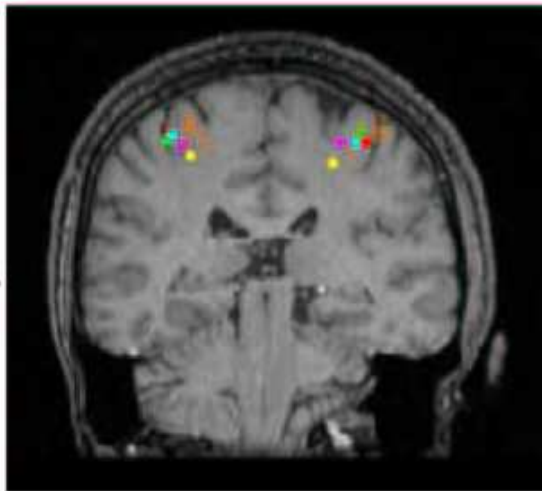
Source : Line Garnero, LENA

Somatotopie

Contrôle



*Patient
Dystonique*



Source : Line Garnero, LENA