

Recalage et fusion d'images médicales

Isabelle Bloch

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

Télécom ParisTech - CNRS UMR 5141 LTCI

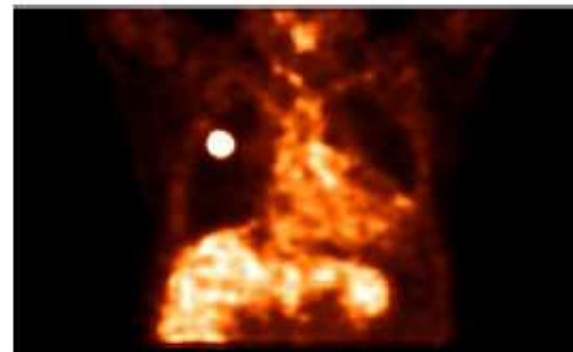
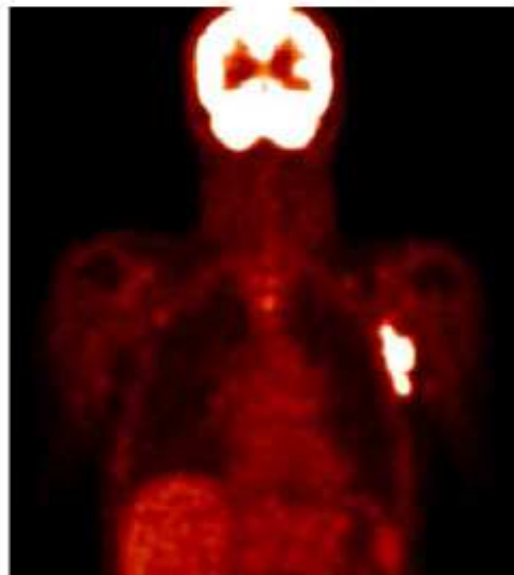
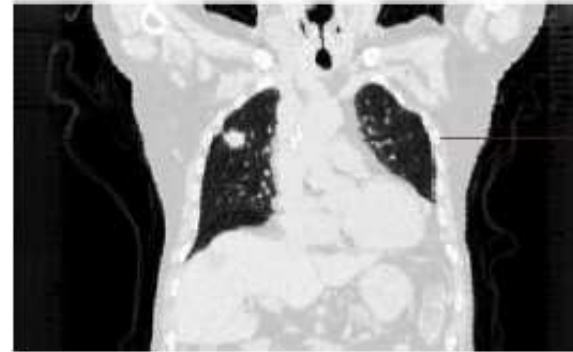
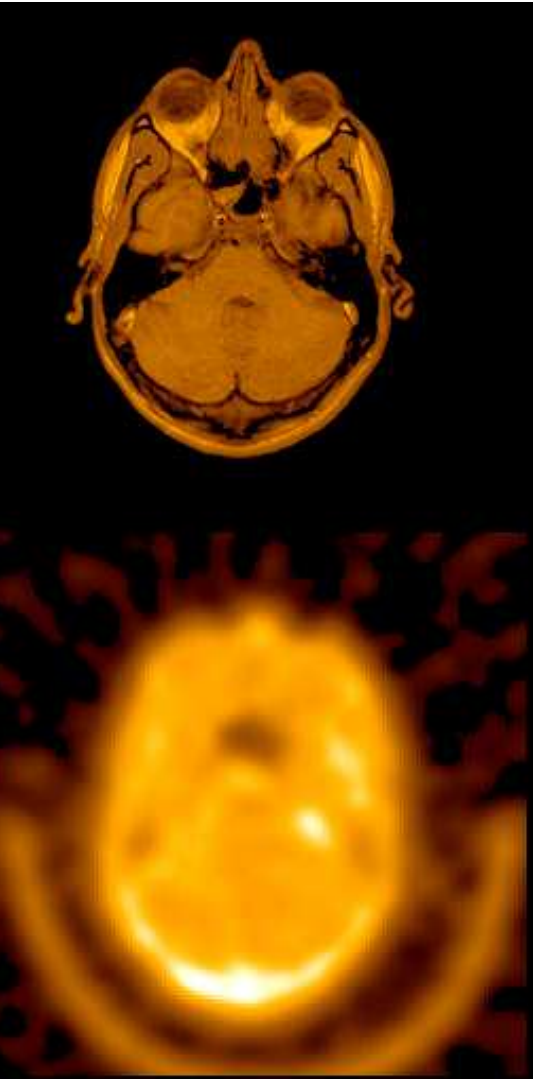
Paris - France



Introduction

- Intérêt et nécessité du recalage
- Imagerie multi-modale
- Informations complémentaires
- Prétraitement pour la fusion
- Plus d'information et meilleures décisions

Comment faire ?



Définition du recalage

Mise en correspondance spatiale

Formulation générale :

$$\min_{t \in \mathcal{T}} f(I_1, t(I_2))$$

- I_1 et I_2 images à recaler (ou informations extraites de ces images)
- t : transformation
- \mathcal{T} : ensemble des transformations possibles / admissibles
- f : distance (ou similarité $\Rightarrow \max f$)

Composantes d'un système de recalage

- nature de la transformation (t et son domaine de définition \mathcal{T})
- primitives utilisées (sur quoi portent t et f)
- critère de similarité f
- méthode d'optimisation

non indépendants entre eux
non indépendants du type d'images, des modalités,
et du problème de recalage posé

Difficultés liées

- à la complexité des problèmes
- à la discrétisation des images
- à l'évaluation de la qualité du recalage

Les types de problèmes de recalage

- 2D/2D, 2D/3D, 3D/3D
- recalage d'images mono-modales
- recalage d'images multi-modales
- recalage modalité / modèle (ex : carte, atlas)
- recalage inter-patients

Les transformations admissibles

- Rigide : uniquement translation et rotation

$$X' = RX + T$$

- Affine : transforme des lignes parallèles en lignes parallèles

$$X' = SRX + T$$

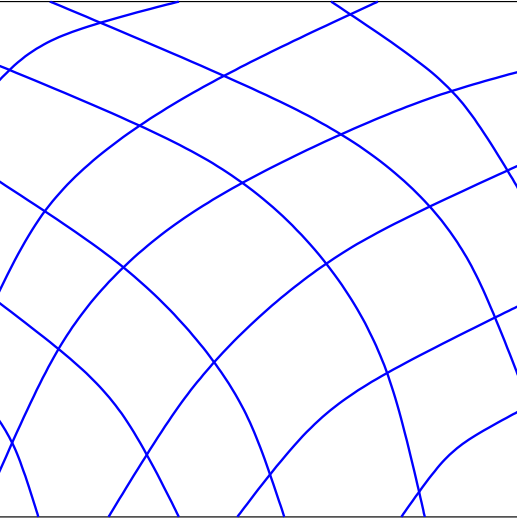
- Projective : met en correspondance des lignes non parallèles
- Déformable : transforme des lignes droites en courbes
 - transformations polynomiales
 - fonctions de base (combinaison) : polynômes, splines...
 - déformations de forme libre
 - déformations élastiques

$$\mu \nabla^2 u(x, y, z) + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot u(x, y, z)) + f(x, y, z) = 0$$

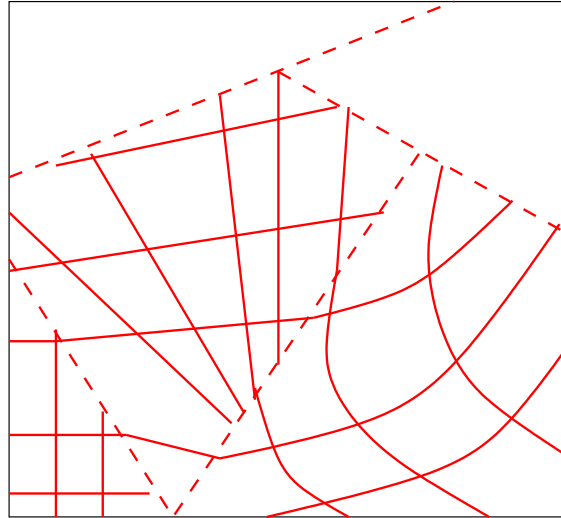
$u(x, y, z)$: champ de déformation, f : forces externes, λ et μ : constantes d'élasticité

- transformations fluides (u est remplacé par le champ de vitesse)

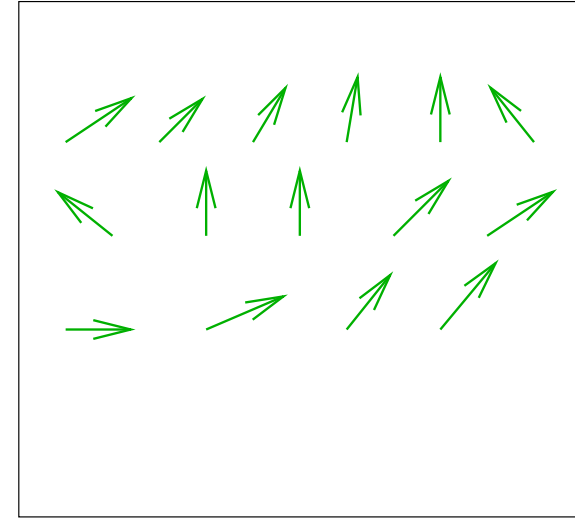
Modèle global / local



modèle global



modèle par morceaux
(régional)



modèle local

Calcul d'une transformation géométrique

$$(x', y') = t(x, y)$$

Problèmes :

- (x, y) = coordonnées entières $\Rightarrow (x', y')$?
- Calcul ?
- Propriétés ?

Exemple : rotation de $\pi/4$

$$x' = (x - y) \frac{\sqrt{2}}{2} \quad y' = (x + y) \frac{\sqrt{2}}{2}$$

	a	b	c	
	d	e	f	
	g	h	i	

	e			
b		f		
ad	e	h	i	
	g			

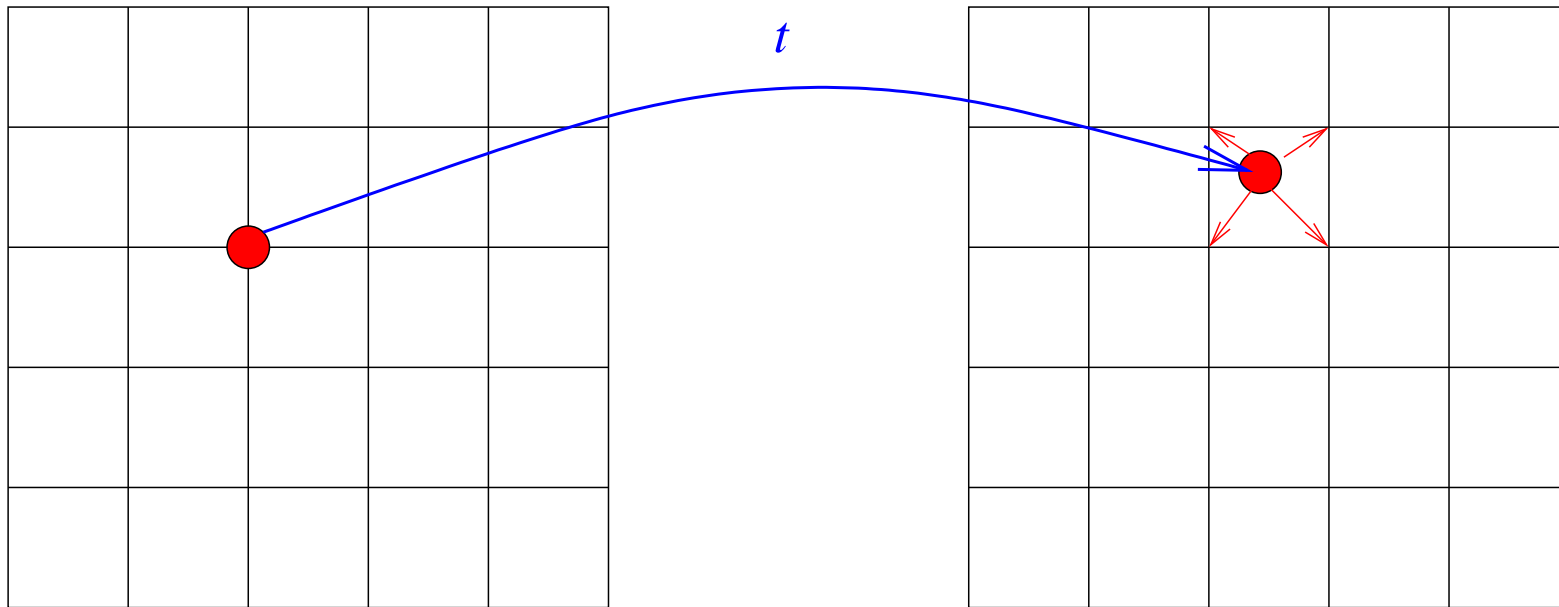
	c			
b	e	f		
d	e	h		
	g			

Transformation directe

Transformation inverse
(interpolation au plus proche voisin)

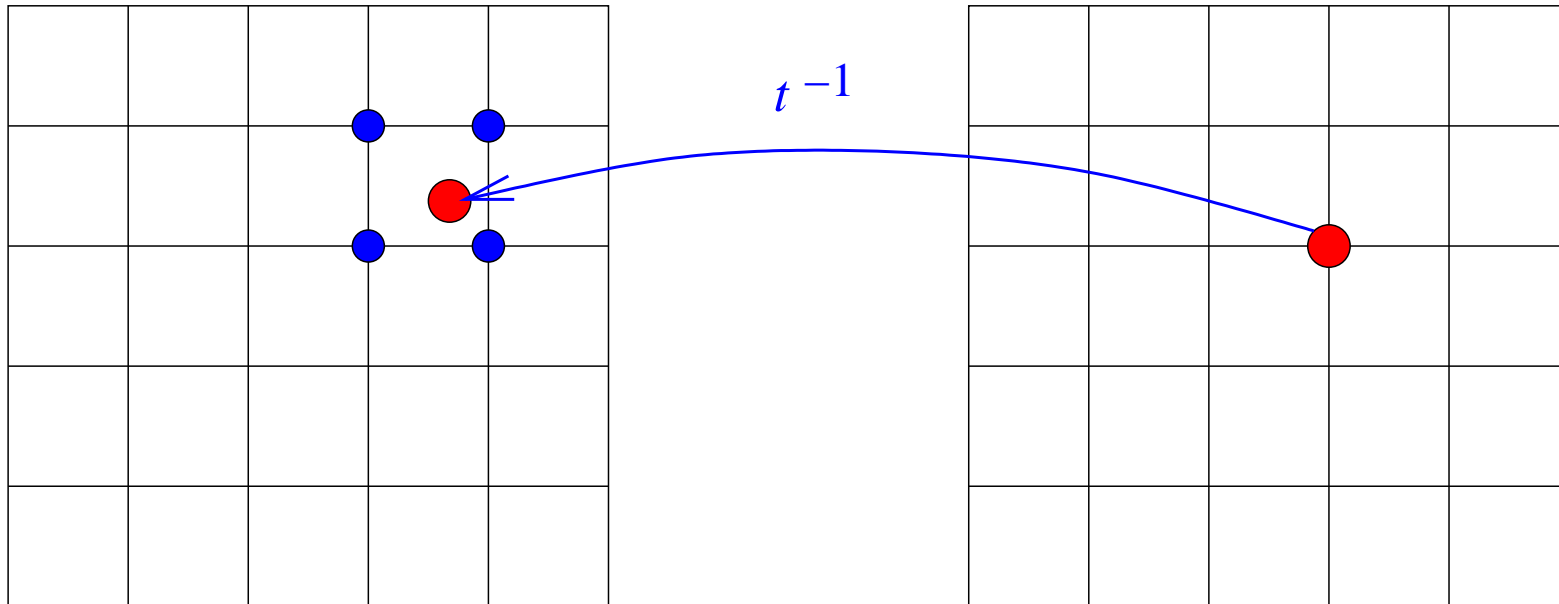
Rééchantillonnage

Transformation directe :



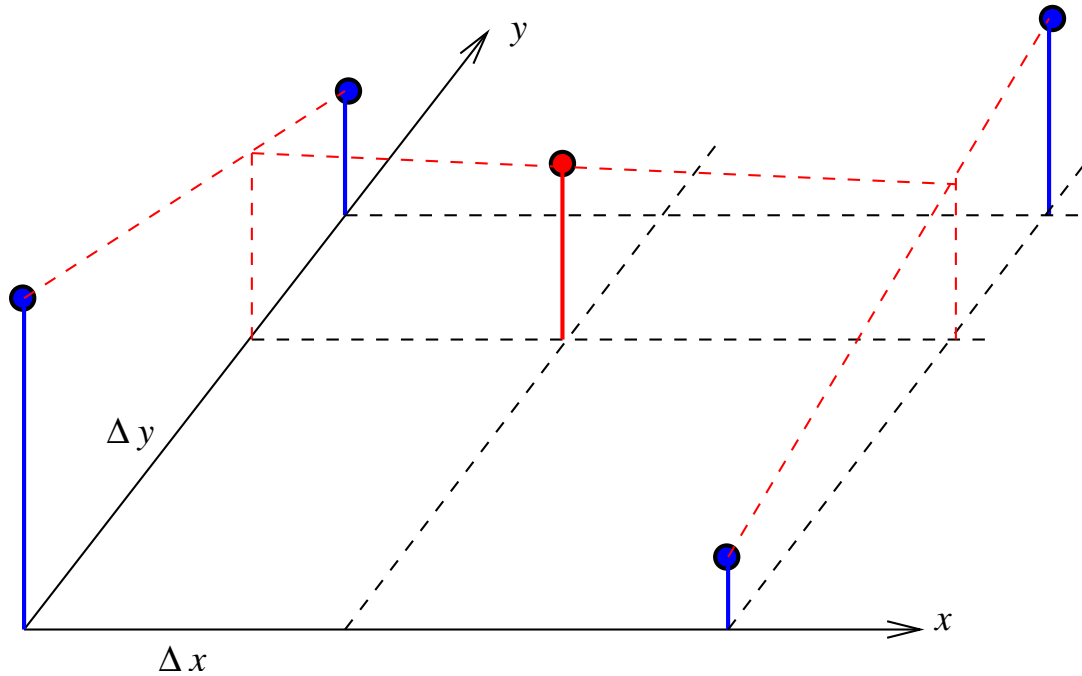
Rééchantillonnage

Transformation inverse (mieux) :



Interpolation

- Plus proche voisin
- Linéaire



$$f(x, y)[(1 - \Delta x)(1 - \Delta y)] + f(x + 1, y)[\Delta x(1 - \Delta y)] +$$
$$f(x, y + 1)[(1 - \Delta x)\Delta y] + f(x + 1, y + 1)[\Delta x\Delta y]$$

- Ordre supérieur

Exemple

10 rotations de 36 degrés de l'image originale, avec différentes interpolations :

Originale



Plus proche voisin



Linéaire



Bspline de degré 4



Source : <http://bigwww.epfl.ch/demo/jaffine/index.html> (Michael Unser)

Les primitives utilisées

- extrinsèques :
 - cadre stéréotaxique
 - marqueurs
 - calibration des systèmes d'acquisition
- intrinsèques : contenu de l'image
 - extraites de l'image :
 - points de repères anatomiques
 - structures anatomiques
 - primitives géométriques et différentielles (lignes de crête, etc.)
 - intensités des pixels ou voxels

Choix : modalités, influence sur le critère de similarité

Fonctions de similarité / dissimilarité

- recherche du point le plus proche
- minimisation de la distance entre points de repère
- maximisation de l'aire d'intersection de surfaces
- alignement des axes d'inertie
- corrélation entre les deux images (spatial / Fourier)
- fonction de similarité quadratique
- minimisation de la variance des rapports d'intensité
- minimisation de la variance dans des partitions de l'image de référence projetées sur l'image à recalcr
- maximisation de l'information mutuelle de l'histogramme conjoint
- minimisation de la dispersion de l'histogramme conjoint
- comptage des changements de signe
- minimisation de la médiane du carré des erreurs
- minimisation de mesures fondées sur la matrice de co-occurrence
- utilisation de la transformée de distances
- critères bayésiens
- ...

Similarité entre points en correspondance

Hypothèses :

- même nombre de points n
- correspondance entre x_i et y_i connue
- dimension quelconque
- pas de points aberrants (robuste au bruit gaussien)

Définition du critère :

$$E = \sum_{i=1}^n \|x_i - (r(y_i) + t)\|^2$$

Translation optimale : mise en correspondance des centres d'inertie des deux ensembles de points

Rotation optimale : formule directe en 2D, méthode des quaternions en 3D

Quaternions

- Définition

$$q = (q_1, q_2, q_3, q_4)^t = (s, v)$$

s = partie réelle

v = partie imaginaire

- Produit :

$$q \times q' = (ss' - v \cdot v', sv' + s'v + v \wedge v')$$

- Conjugué : $\bar{q} = (s, -v)$

- Norme :

$$|q|^2 = \bar{q} \times q = q \times \bar{q} = (s^2 + \|v\|^2, 0) = (\|q\|^2, 0)$$

- \mathcal{Q}_1 = ensemble des quaternions de norme 1

Représentation des rotations par des quaternions

Représentation d'une rotation d'axe \vec{u} et d'angle θ : (s, v) et $(-s, -v)$ avec :

$$s = \cos \frac{\theta}{2}$$

$$v = \sin \frac{\theta}{2} \vec{u}$$

Relation d'équivalence : $\mathcal{R}(q, q') \Leftrightarrow q = -q'$

\mathcal{R}^3 est isomorphe à Q_1/\mathcal{R}
 \mathcal{R}^3 est isomorphe à \mathcal{P}^3

$$Rx = q \times x \times \bar{q}$$

Application au recalage rigide

Minimisation de $E = \sum_{i=1}^n \|x_i - (r(y_i) + t)\|^2$

$$\begin{aligned} E &= \sum_{i=1}^n |x_i - q \times y_i \times \bar{q}|^2 \\ &= \sum_{i=1}^n |x_i - q \times y_i \times \bar{q}|^2 |q|^2 \\ &= \sum_{i=1}^n |x_i \times q - q \times y_i \times \bar{q} \times q|^2 \\ &= \sum_{i=1}^n |x_i \times q - q \times y_i|^2 = \sum_{i=1}^n q^t A_i^t A_i q \end{aligned}$$

La rotation optimale s'obtient en calculant les valeurs propres de la matrice A :

$$A = \sum_{i=1}^n A_i^t A_i.$$

Solution du problème de minimisation aux moindres carrés = **quaternion qui est le vecteur propre de norme 1 correspondant à la plus petite valeur propre de A**

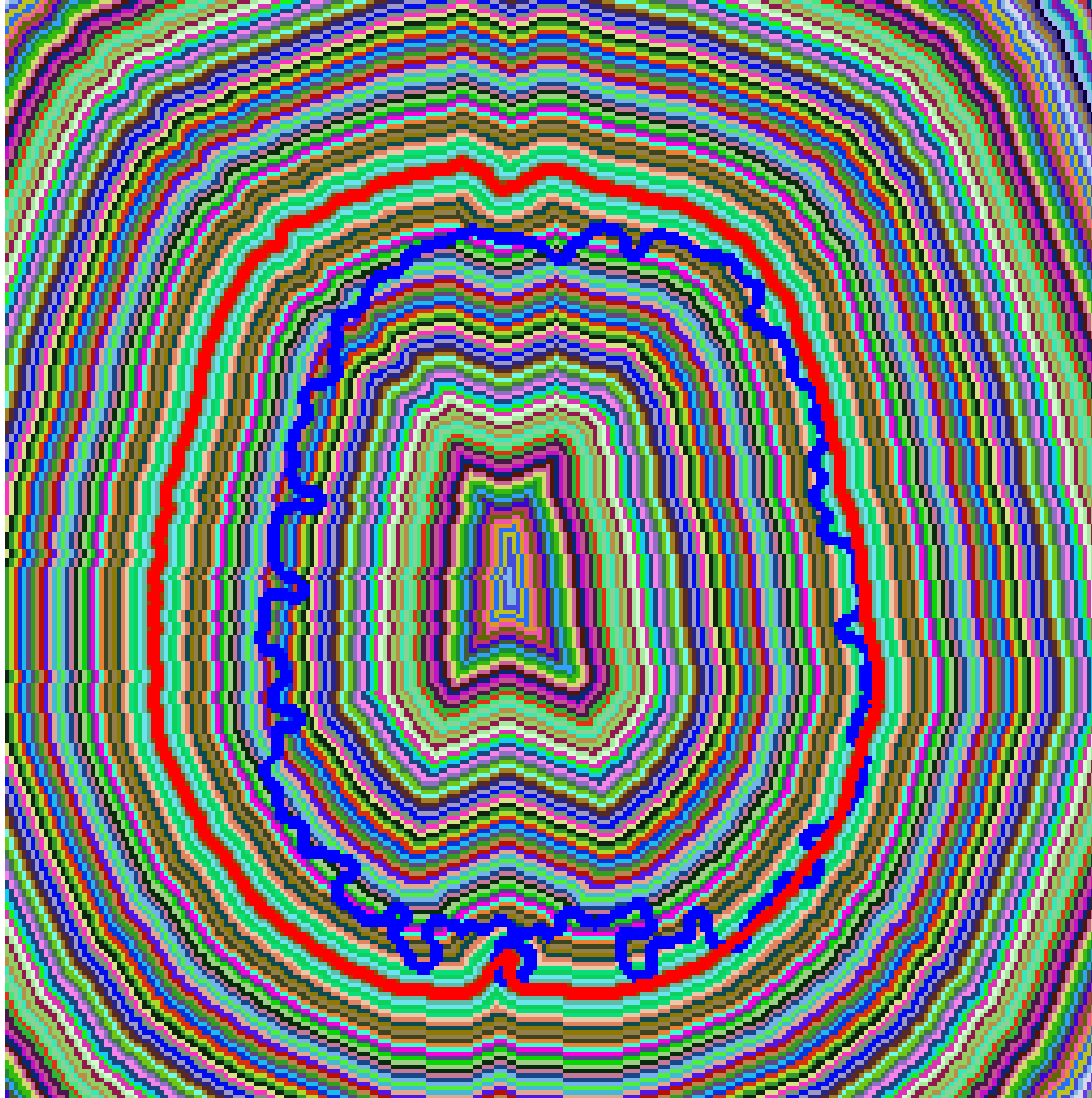
Correspondance inconnue

- Méthode de Fourier en 2D :

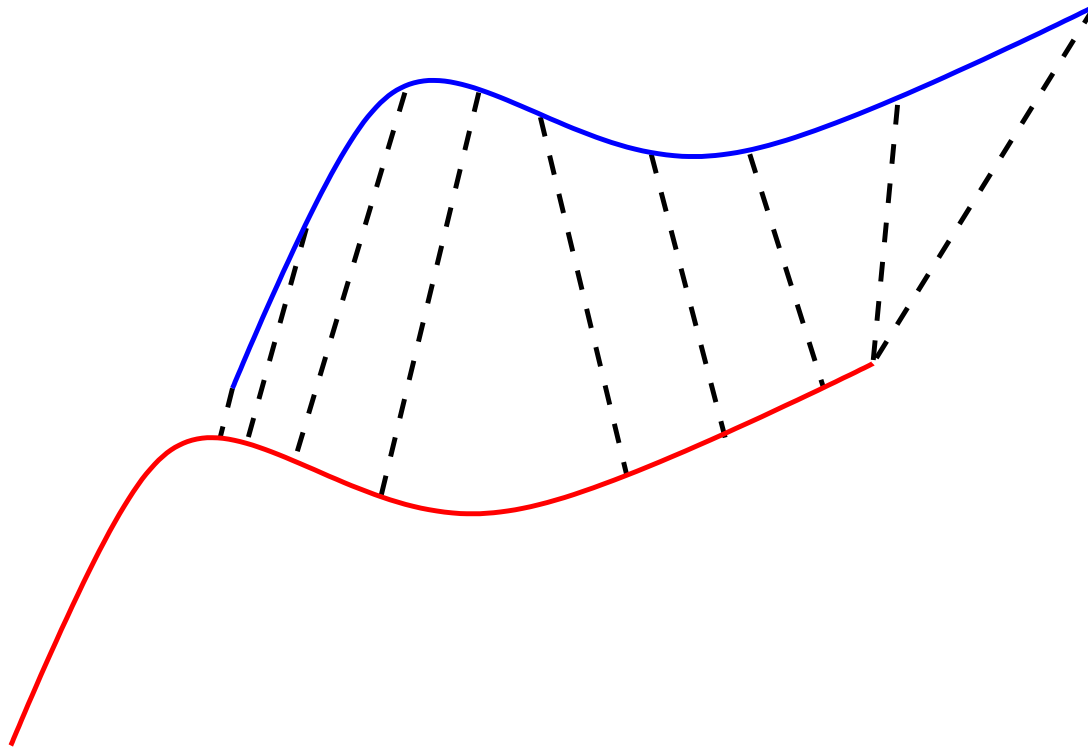
$$I_2 = I_1 + t \Rightarrow TF^{-1}[TF(I_2)TF^*(I_1)/|TF(I_2)TF^*(I_1)|] = \delta(x_0, y_0)$$

- Réduire la complexité :
 - associations progressives entre primitives
 - recalage entre les primitives les plus pertinentes, puis ajout progressif des autres
 - contraintes géométriques, topologiques, etc.
- mise en correspondance de graphes
- distance entre surfaces

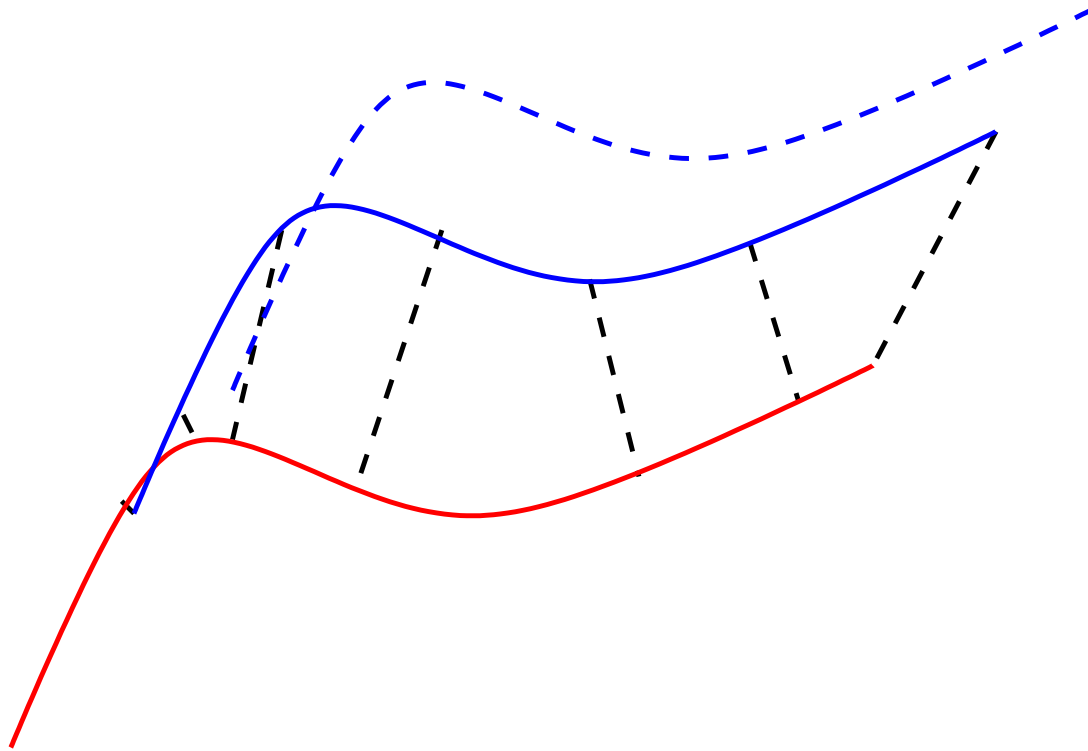
Carte de distances



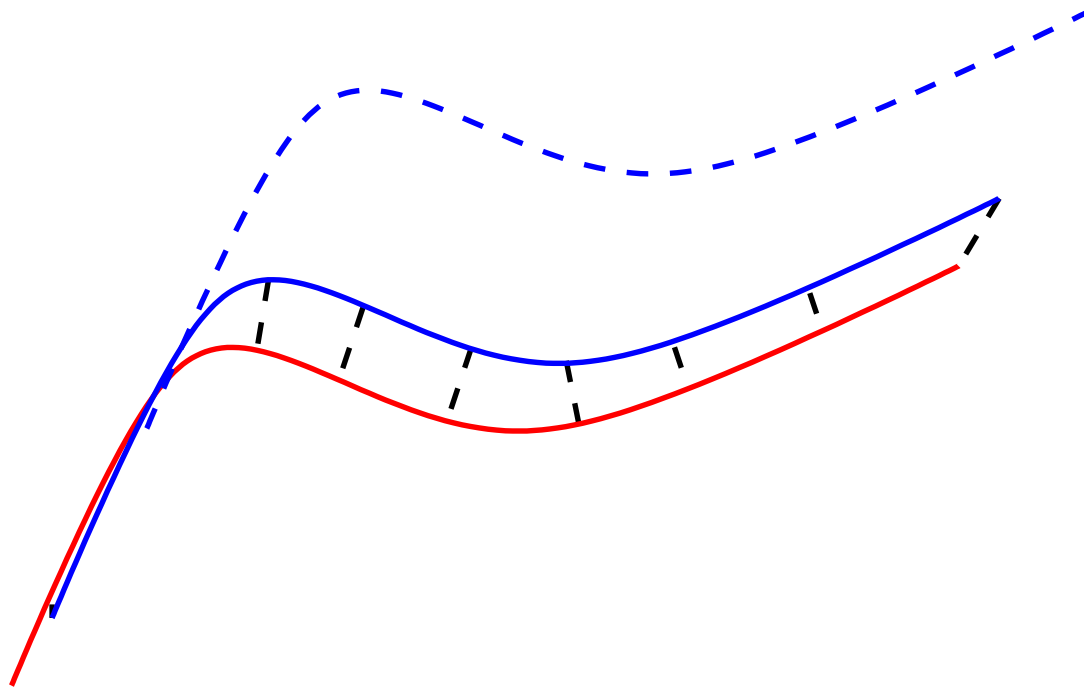
ICP



ICP



ICP



Similarités entre intensités (recalage mono-modal)

Quadratique :

$$E(\Theta) = \sum_x [I_{ref}(x) - I_{rec}(T_{\Theta}(x))]^2$$

Quadratique avec normalisation d'intensité :

$$E(\Theta) = \sum_x \left[\frac{\bar{I}_{rec}}{\bar{I}_{ref}} I_{ref}(x) - I_{rec}(T_{\Theta}(x)) \right]^2$$

Corrélation :

$$R(\Theta) = \frac{\sum_x [I_{ref}(x) - \bar{I}_{ref}][I_{rec}(T_{\Theta}(x)) - \bar{I}_{rec}]}{\sqrt{\sum_x [I_{ref}(x) - \bar{I}_{ref}]^2 \sum_x [I_{rec}(T_{\Theta}(x)) - \bar{I}_{rec}]^2}}$$

(maximum de corrélation pour la bonne transformation)

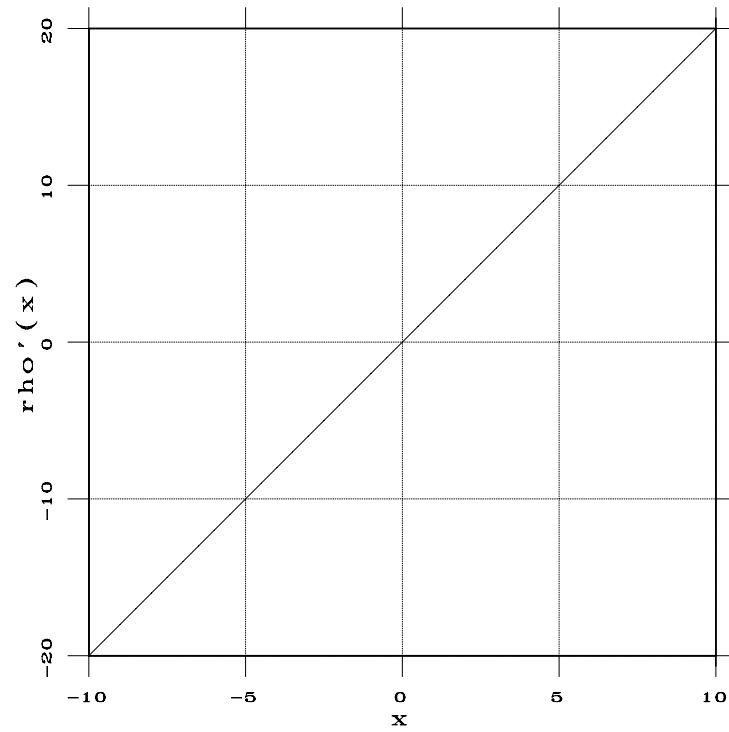
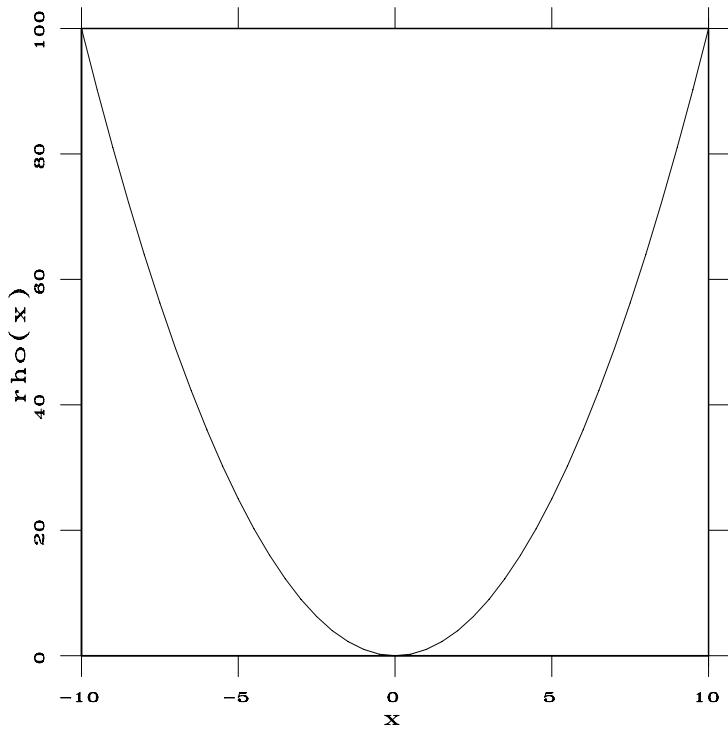
Similarité robuste :

$$E(\Theta) = \sum_x \rho[I_{ref}(x) - I_{rec}(T_{\Theta}(x))]$$

ρ = M-estimateur

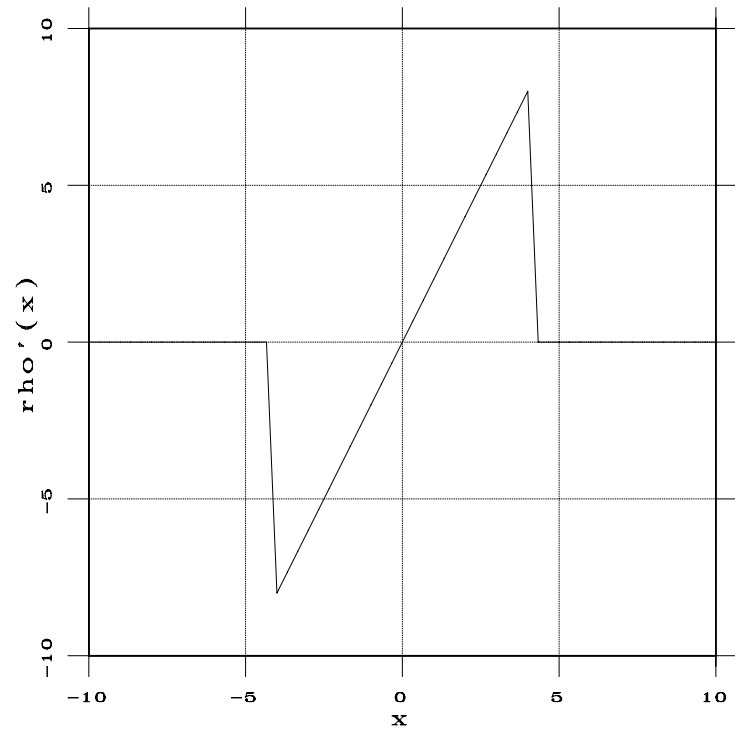
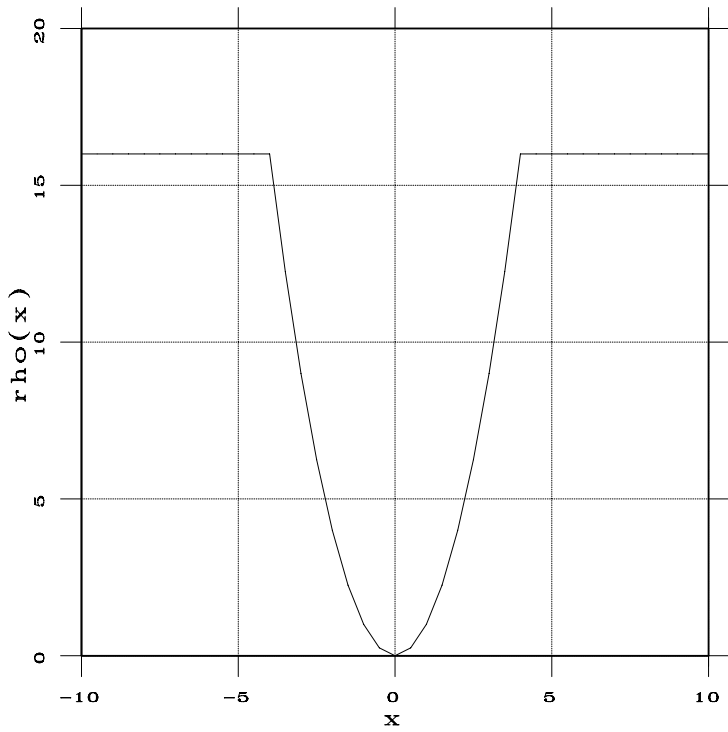
Exemples d'estimateurs robustes

Quadratique :



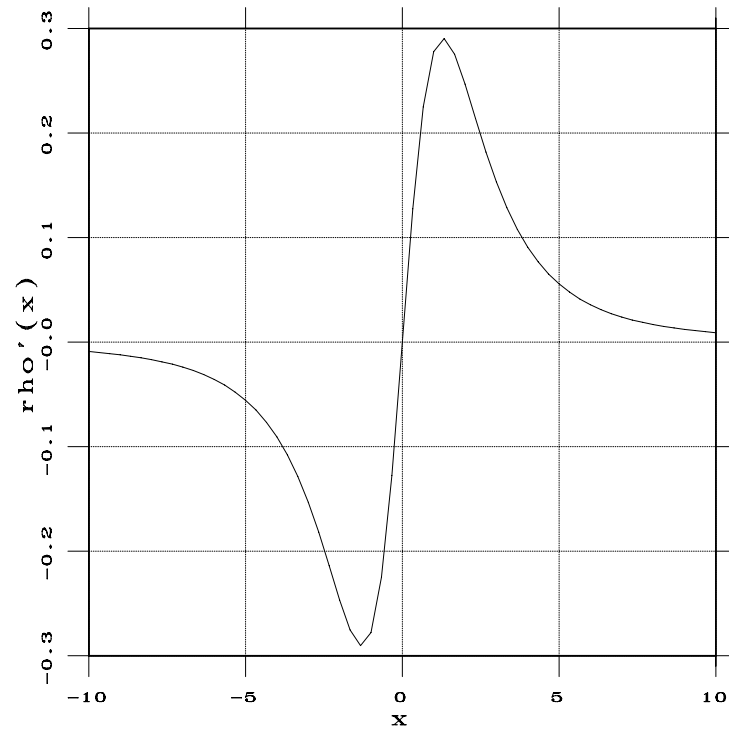
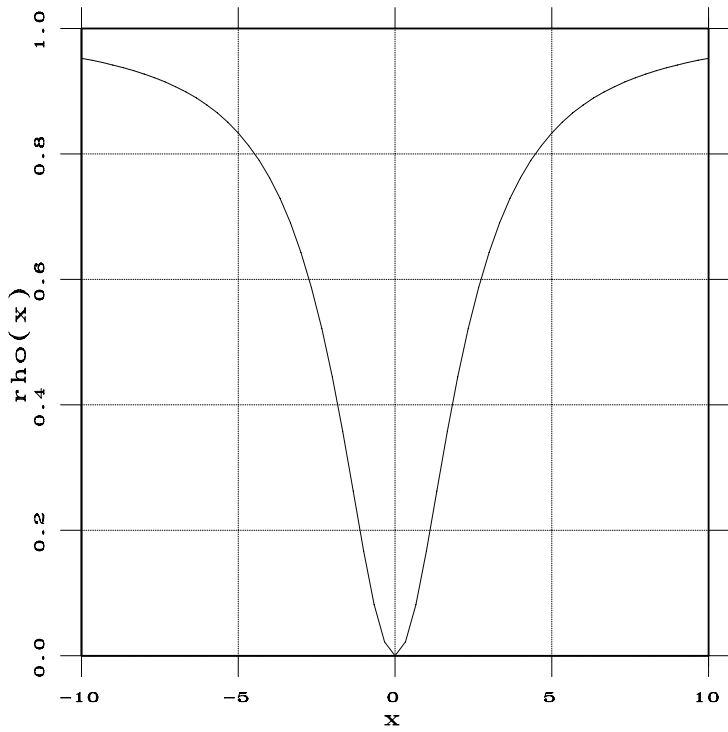
Exemples d'estimateurs robustes

Quadratique tronquée :



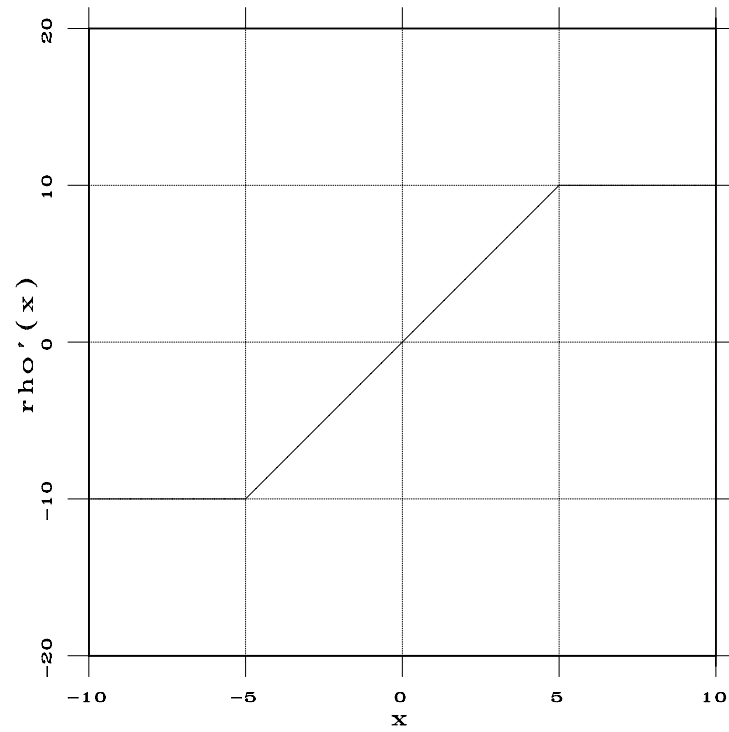
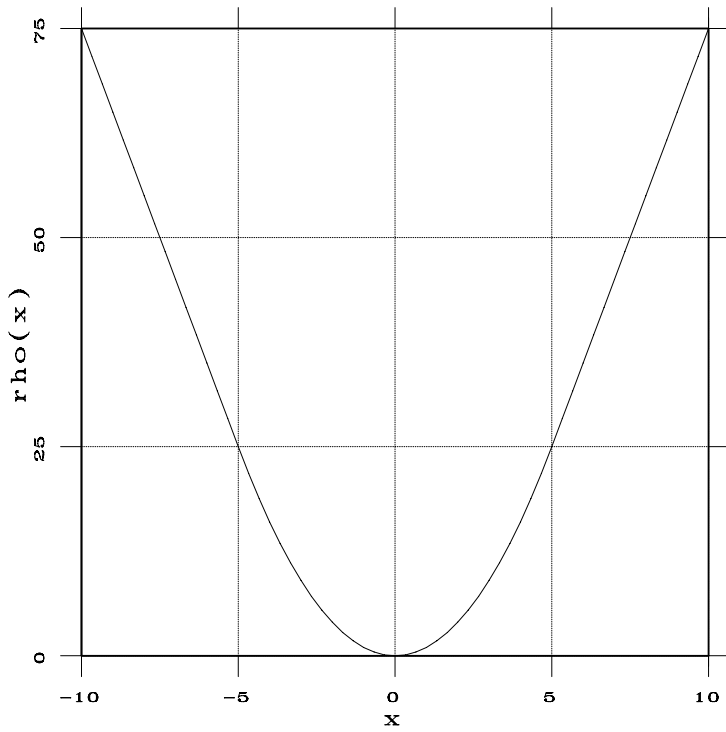
Exemples d'estimateurs robustes

Quadratique atténuée (Geman-McLure) :



Exemples d'estimateurs robustes

Quadratique puis linéaire (Huber) :



Similarités entre intensités

(recalage multi-modal)

Uniformité inter-images : partition de l'image de référence en régions homogènes et projection (spatiale) sur l'image à recaler, puis minimisation de :

$$E(\Theta) = \sum_{regions\ g} \frac{N_g}{N} \frac{\sigma_g(T_\Theta(x))}{\mu_g(T_\Theta(x))}$$

$$\sigma_g(T_\Theta(x)) = \sqrt{\sum_{x, I_{ref}(x)=g} [I_{rec}(T_\Theta(x)) - \mu_g(T_\Theta(x))]^2}$$

$$\mu_g(T_\Theta(x)) = \frac{1}{N_g} \sum_{x, I_{ref}(x)=g} I_{rec}(T_\Theta(x))$$

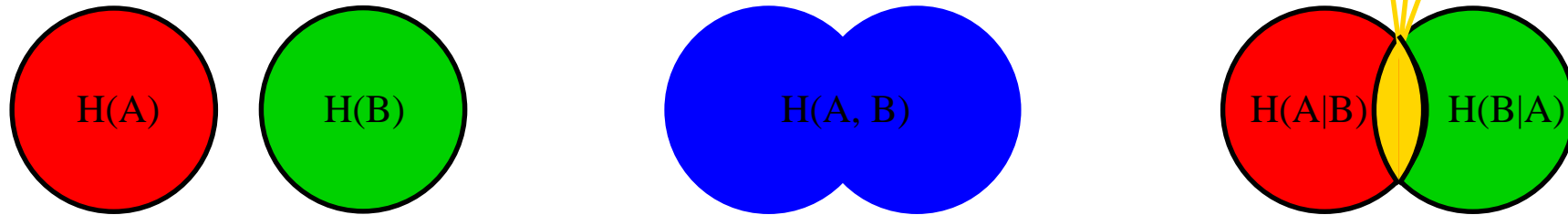
Exploitation de l'histogramme conjoint : maximisation de l'information mutuelle

$$E(\Theta) = - \sum_g \sum_k p(g, k) \log \frac{p(g, k)}{p(g)p(k)}$$

Similarité robuste :

$$E(\Theta) = \sum_{regions\ g} \frac{N_g}{N} \tilde{\sigma}_g(T_\Theta(x))$$

Information mutuelle



Optimisation

- Algorithmes classiques d'optimisation : gradient, gradient conjugué, Powell, simplexe, Levenberg-Marquardt, Newton-Raphson, hashage géométrique
- Minima locaux \Rightarrow importance de l'initialisation
 - connaissance de la position du patient ou autres informations a priori
 - axes d'inertie
 - essais à partir de quelques positions et choix du meilleur résultat
- Autres solutions pour sortir des minima locaux : diminution progressive du pas, optimisation stochastique, algorithmes génétiques, recuit simulé
- Méthodes adaptées à la fonction de coût (exemple : ICP)
- Recherche par graphes, ou programmation dynamique
- Multi-échelles, multi-résolutions : convergence plus rapide, moins de problèmes de minima locaux

Interactivité ?

- **Automatique** : souvent visé mais pas toujours souhaitable
- **Interactif** (assistance par logiciel de visualisation) : lourd, surtout en 3D, peu reproductible
- **Semi-automatique** : interaction soit au niveau de l'initialisation (d'où réduction de l'espace de recherche, position initiale proche de la solution donc moins de problèmes de minima locaux), soit au niveau du contrôle

Validation et évaluation

Accès à la vérité ?

Critères :

- précision intrinsèque de l'algorithme
- précision de la mesure, robustesse
- fiabilité
- ressources requises
- complexité algorithmique
- vérification des hypothèses
- utilisation en pratique (exemple : contraintes particulières de la routine clinique)

Souvent trois niveaux de tests :

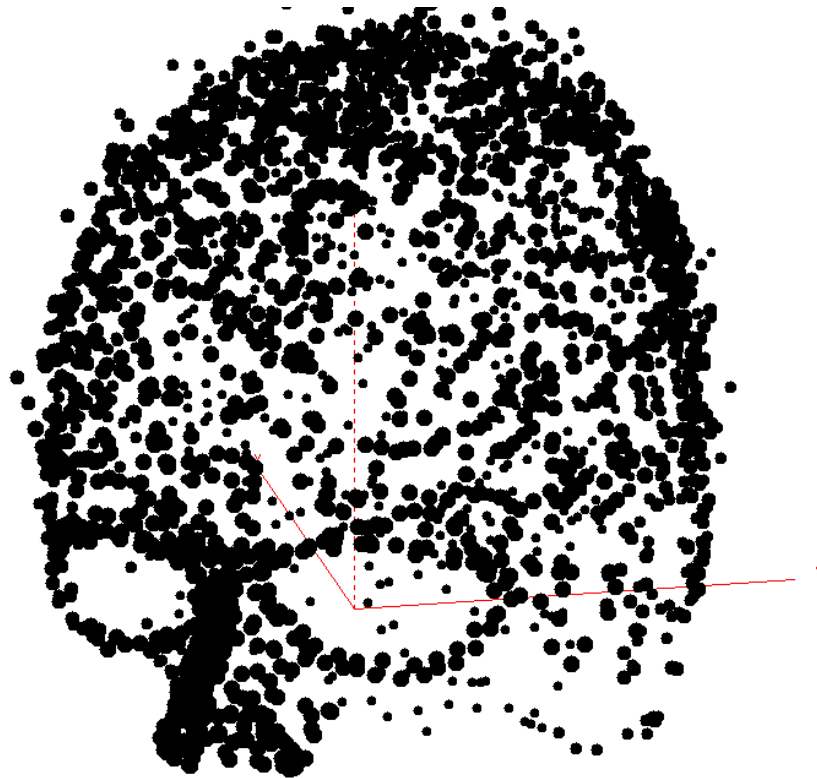
- simulations
- fantômes
- données réelles

Problèmes des objets de test : idéaux, pas de cas rares ou pathologiques.

Exemple d'études en recalage d'images médicales : Vanderbilt

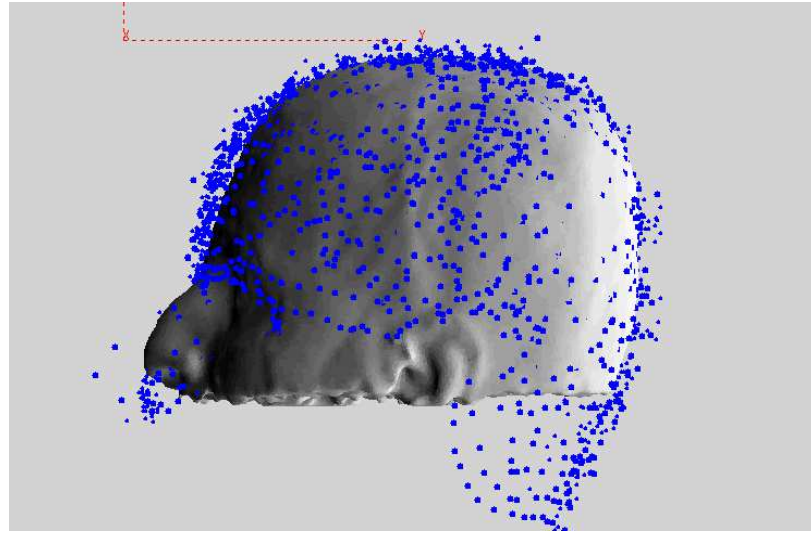
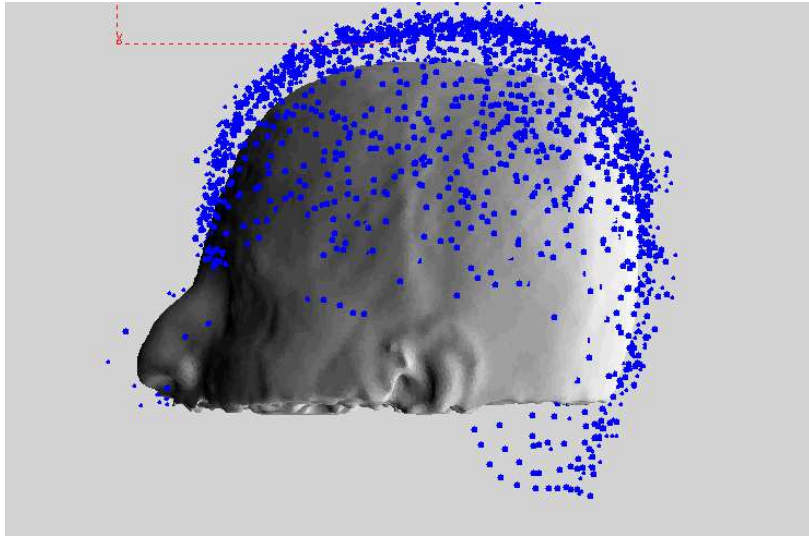
IRM + headshape en EEG/MEG

(thèse de Jérémie Pescatore)

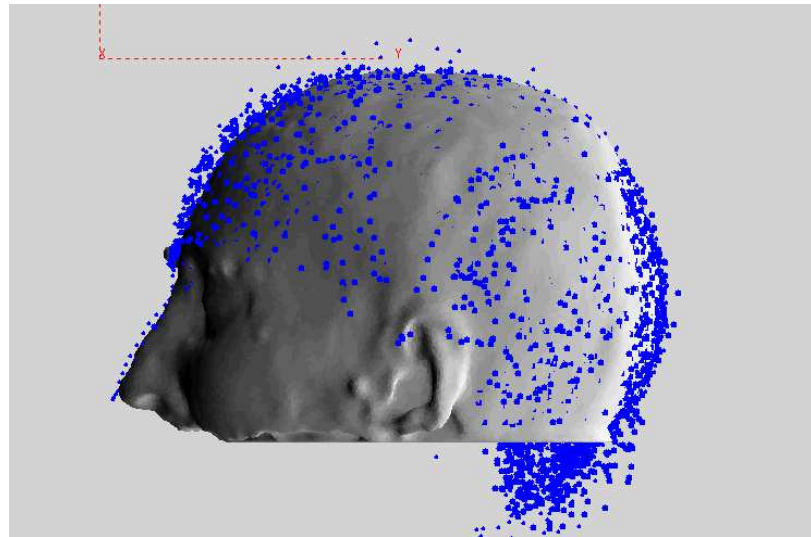
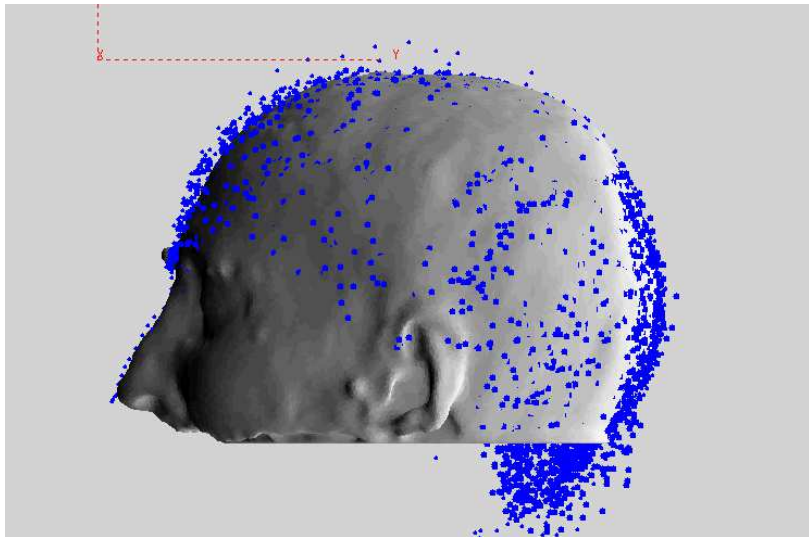


IRM + headshape en EEG/MEG

(thèse de Jérémie Pescatore)



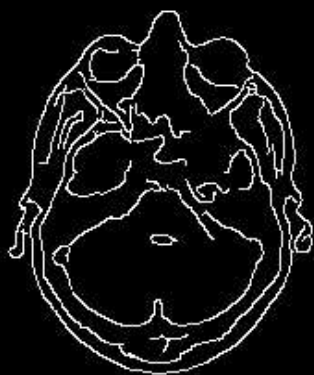
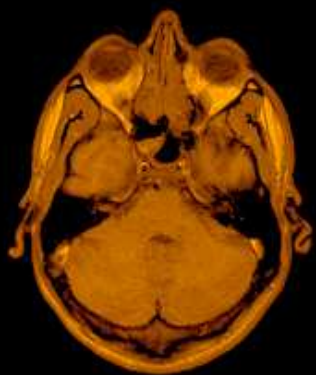
fonction de proximité=2.1 mm



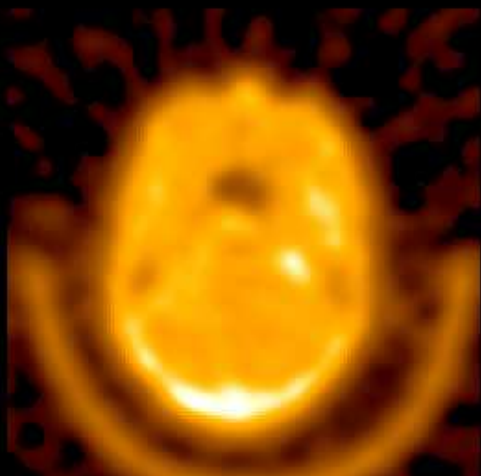
fonction de proximité=1.80 mm

Un exemple de recalage rigide *(thèse de Jean-François Mangin)*

HEAD SURFACE EXTRACTION



MRI



**Transmission
data**

Un exemple de recalage rigide

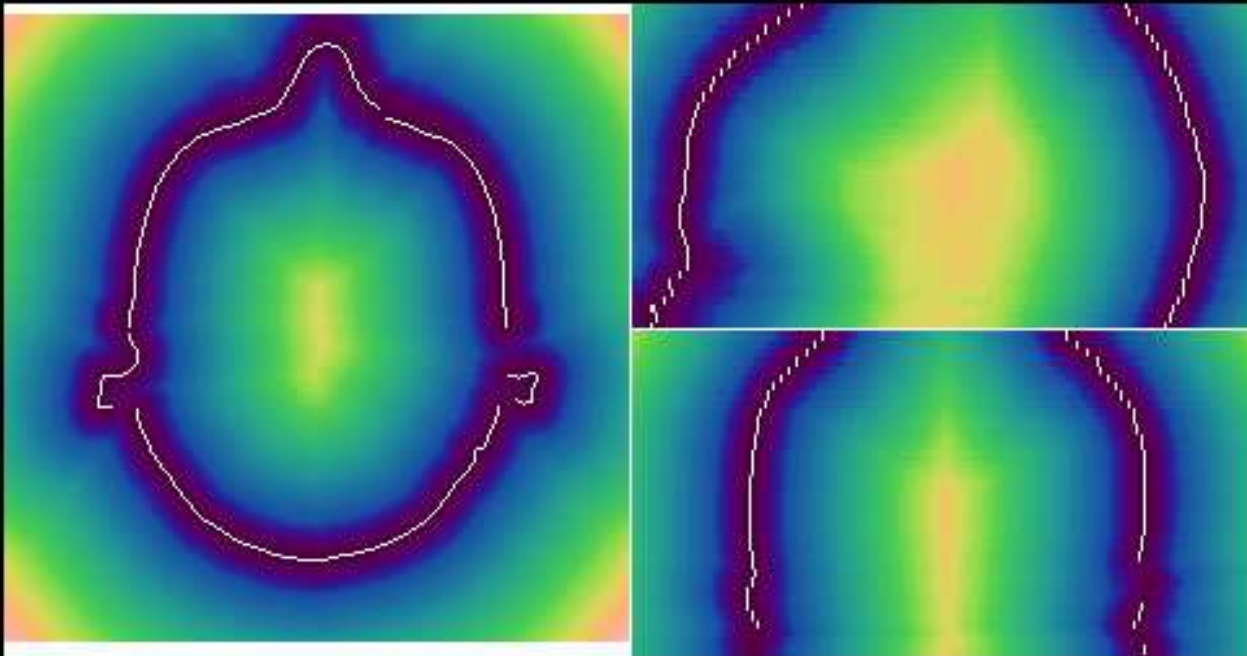
(thèse de Jean-François Mangin)

3D DISTANCE MAP TO THE MRI HEAD SURFACE

AXIAL

SAGITTAL

CORONAL



Un exemple de recalage rigide *(thèse de Jean-François Mangin)*

SURFACE MATCHING

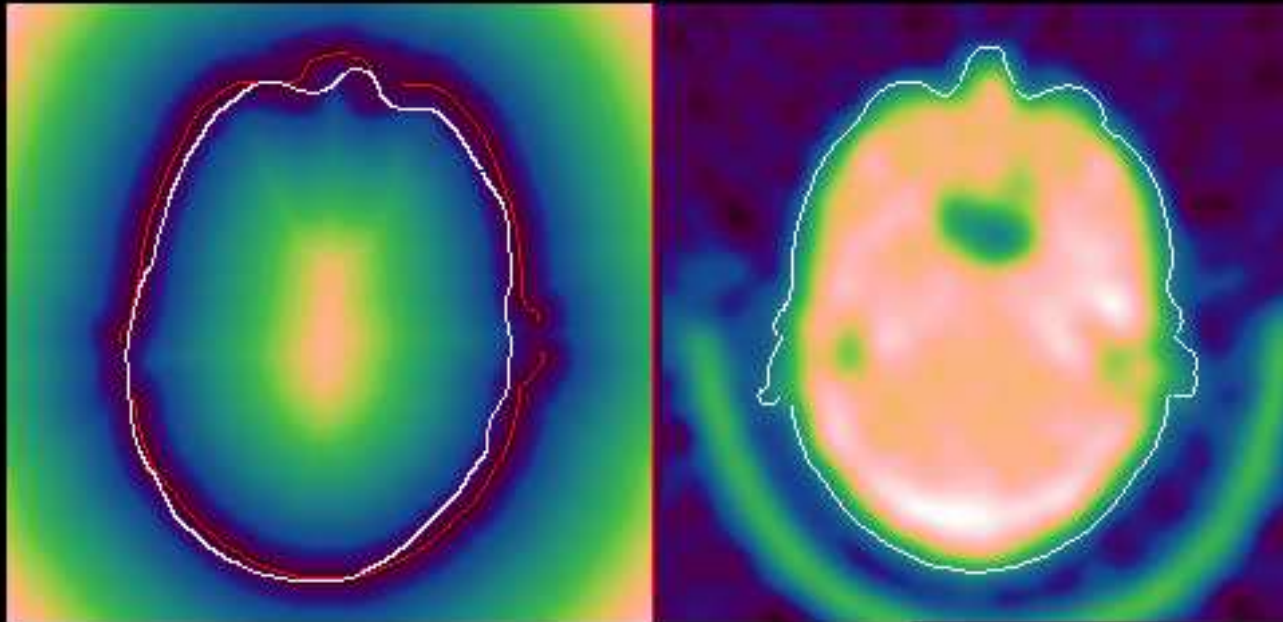
GENERALIZED DISTANCE

MINIMIZATION:

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

RESULT :

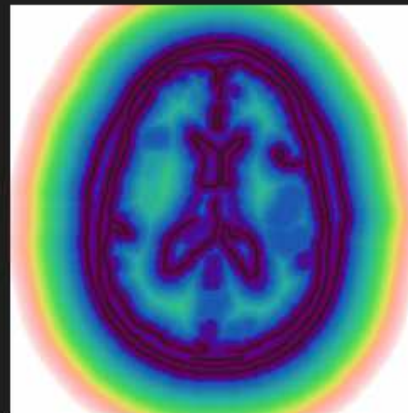
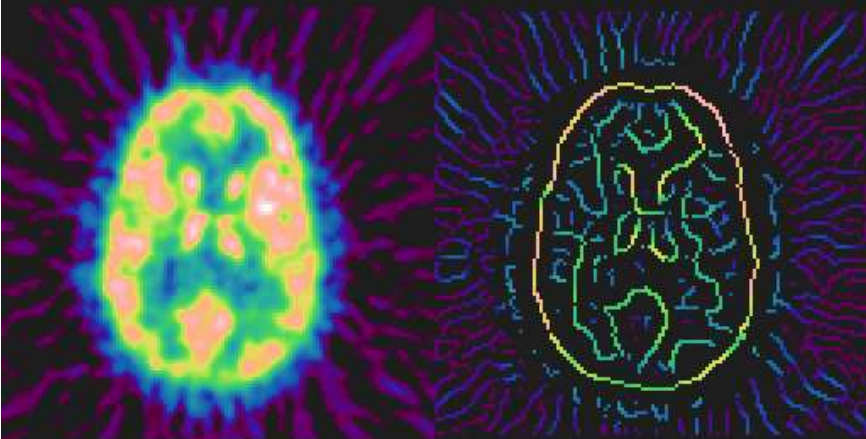
**PET TRANSMISSION
+
MRI HEAD SURFACE**



Un exemple de recalage rigide (thèse de Jean-François Mangin)

SECOND REGISTRATION

Extraction of the brain surface (PET)



Precomputation
of a
3D distance map
to the
MRI edges



Brain surface
matching

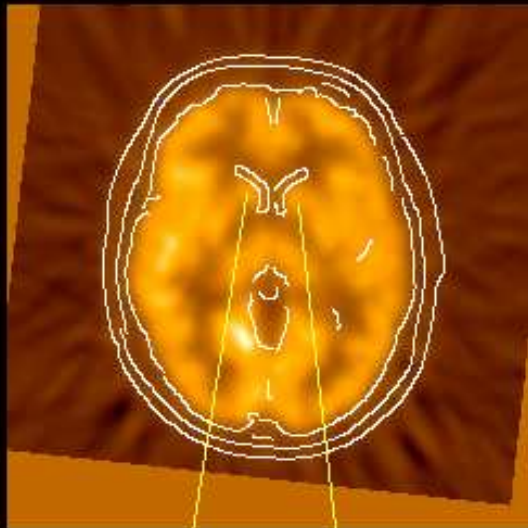
CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

Un exemple de recalage rigide

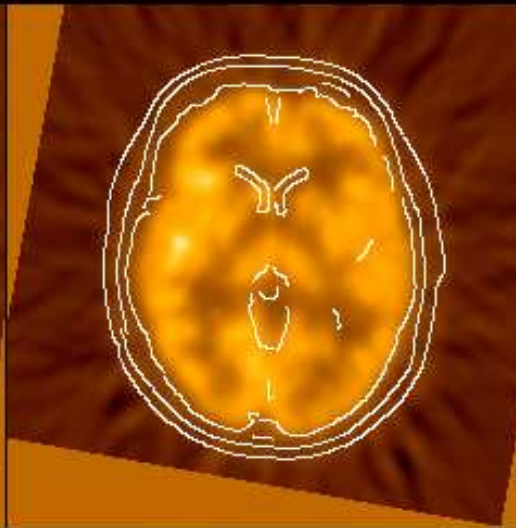
(thèse de Jean-François Mangin)

MOTION BETWEEN PET TRANSMISSION AND EMISSION ACQUISITIONS

BRAIN
SURFACE
MATCHING

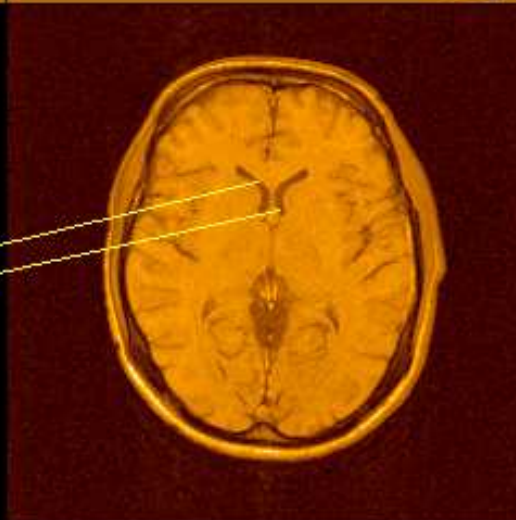


HEAD
SURFACE
MATCHING



Caudate nucleus head

Anterior part
of the
lateral
ventricles



Un exemple de recalage rigide

(thèse de Jean-François Mangin)

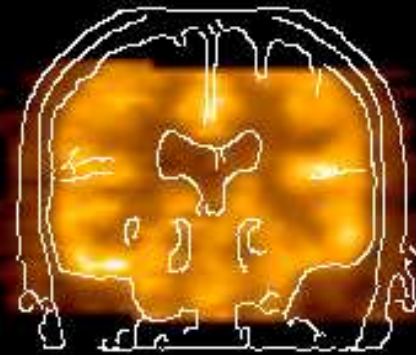
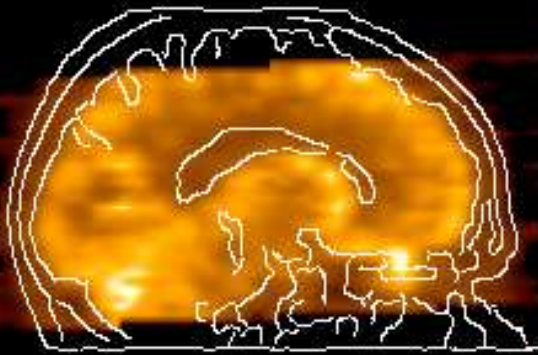
MRI / PET 3D REGISTRATION : FDG

PET + MRI EDGES

SAGITTAL

AXIAL

CORONAL



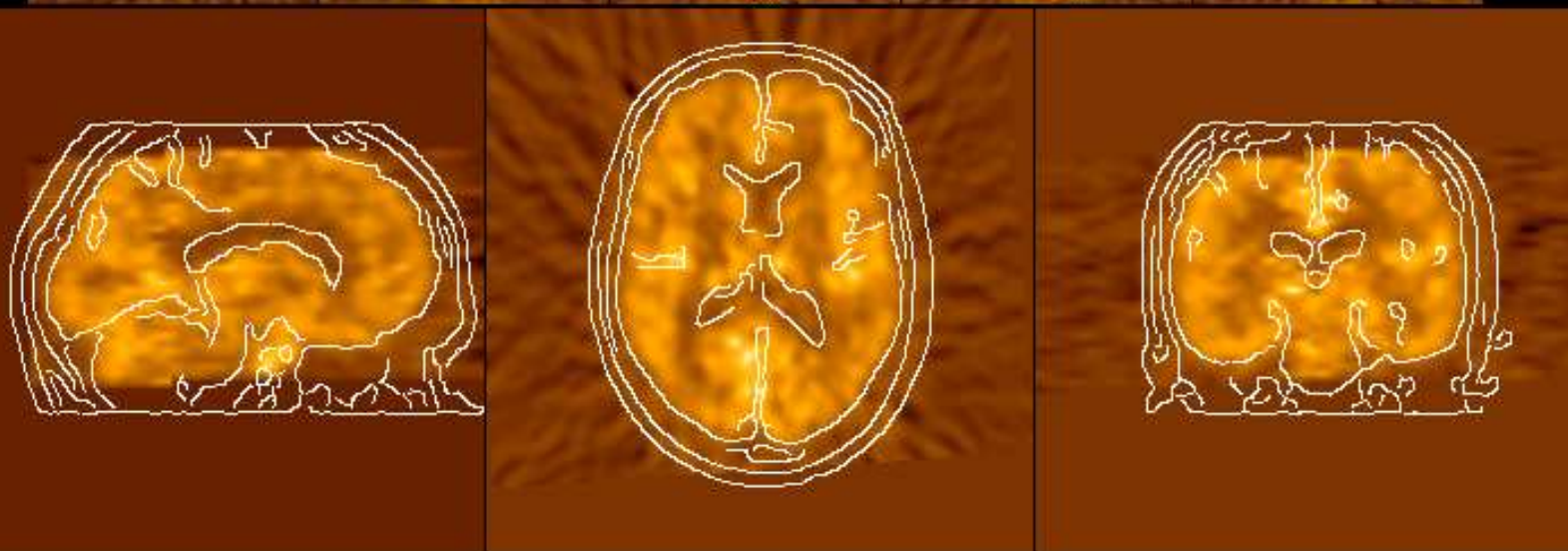
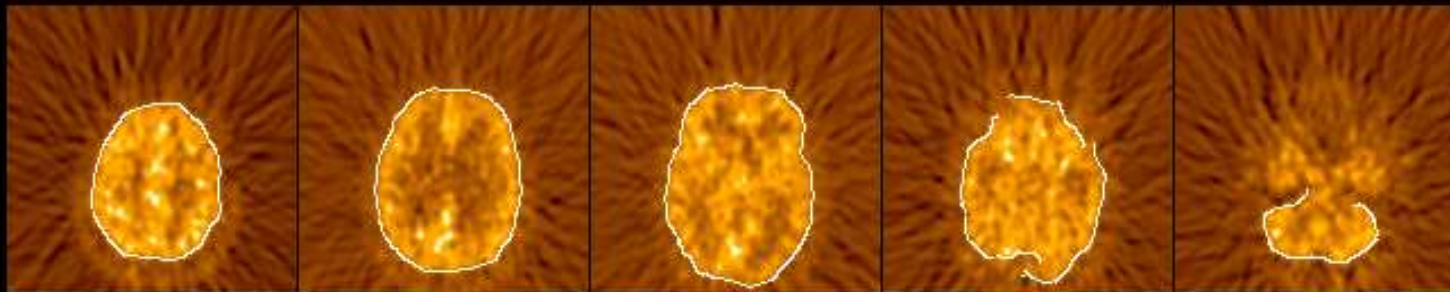
CEA SHFJ ORSAY / TELECOM PARIS

Un exemple de recalage rigide

(thèse de Jean-François Mangin)

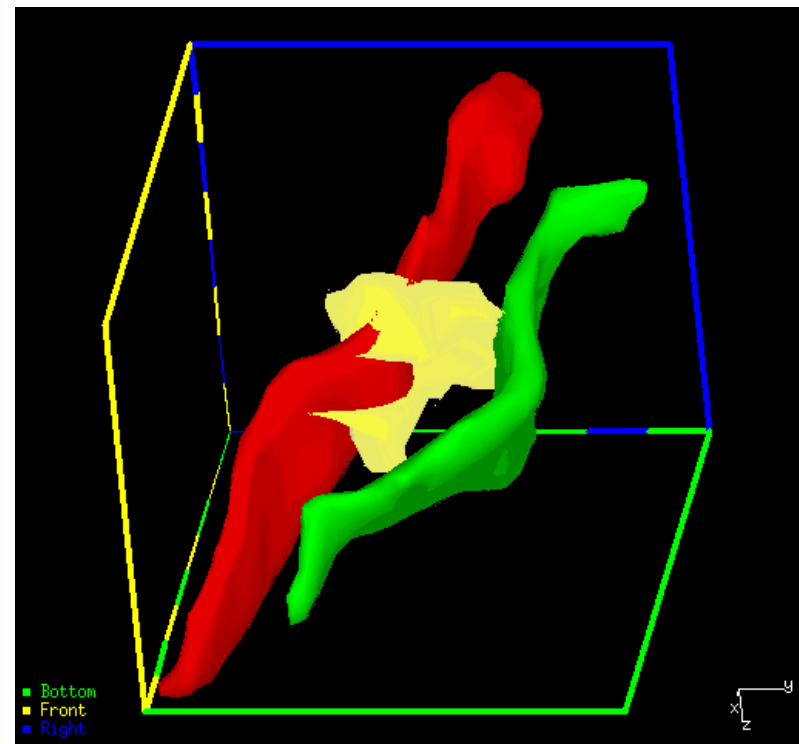
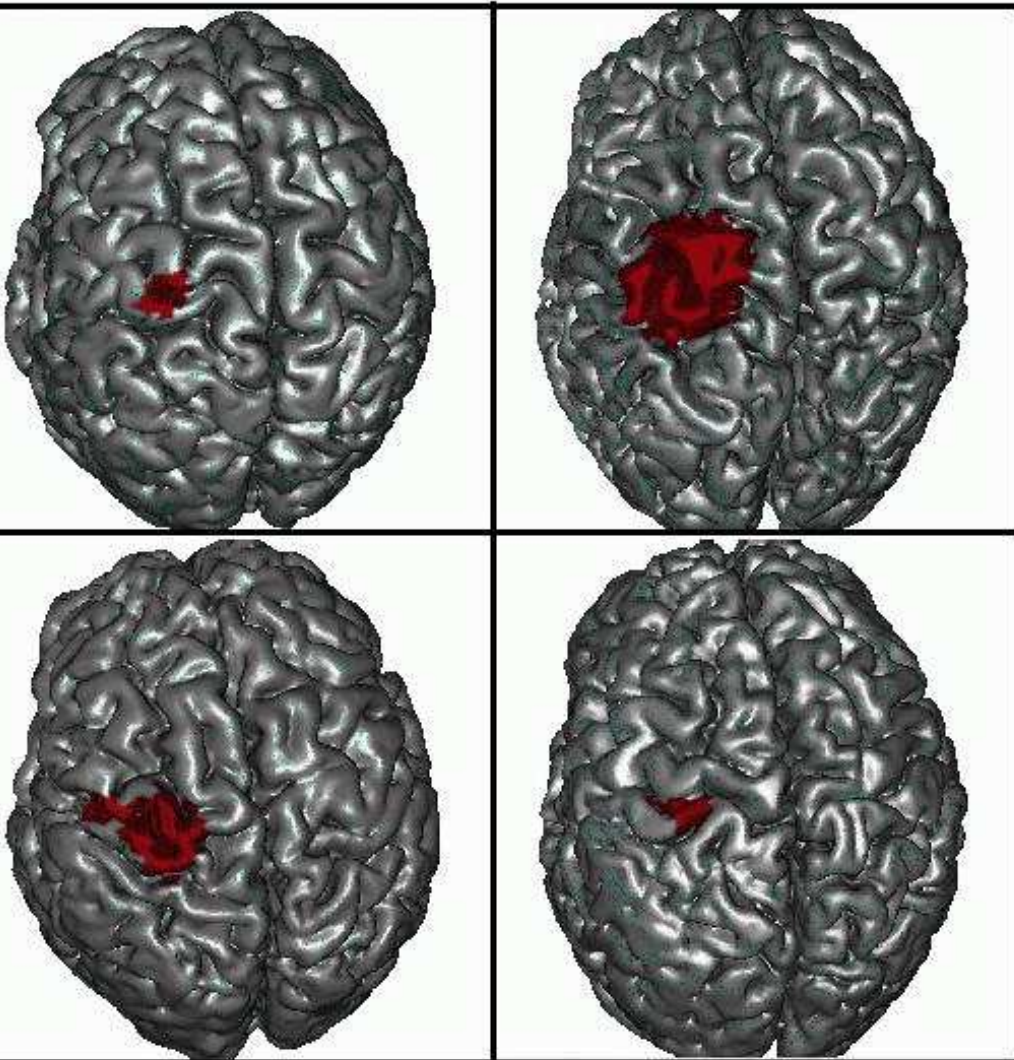
MRI / PET 3D REGISTRATION : H₂O¹⁵

PET + PET BRAIN SURFACE : A FEW SLICES



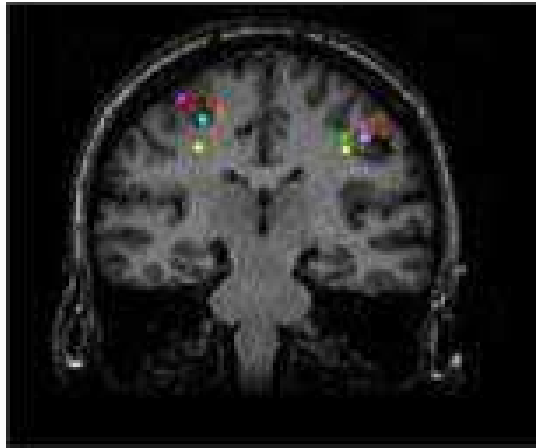
PET + MRI EDGES : SAGITTAL, AXIAL AND CORONAL SLICES

Recalage anatomico-fonctionnel

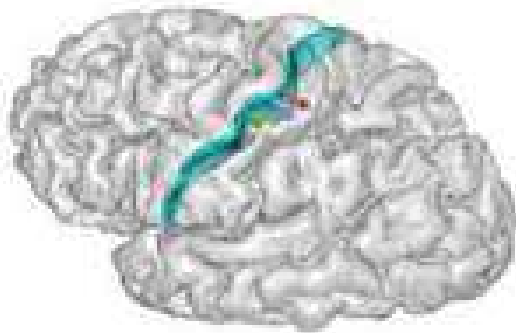


Recalage anato-mo-fonctionnel

SOMESTHESIE : Somatotopie des doigts



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



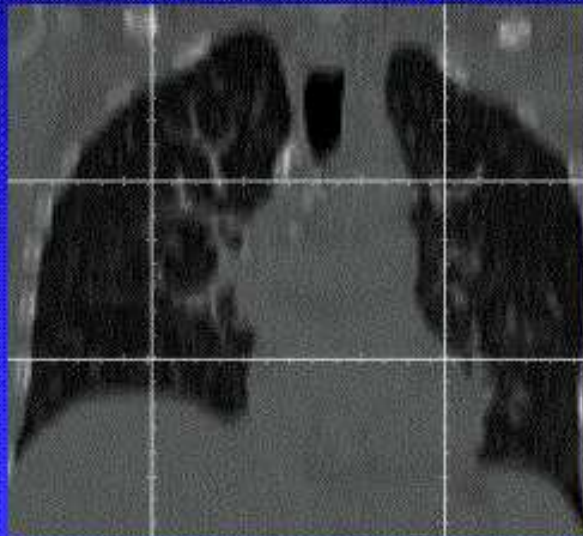
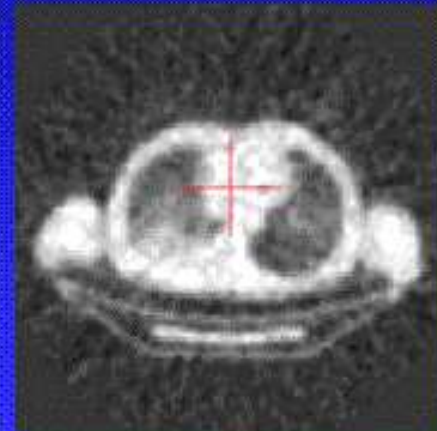
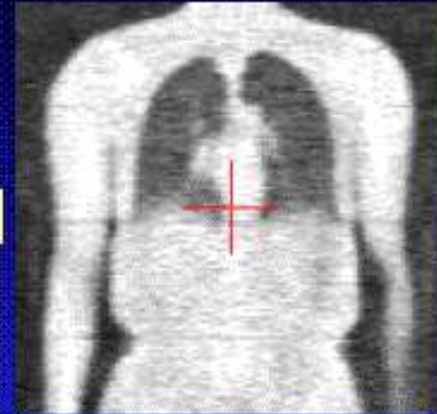
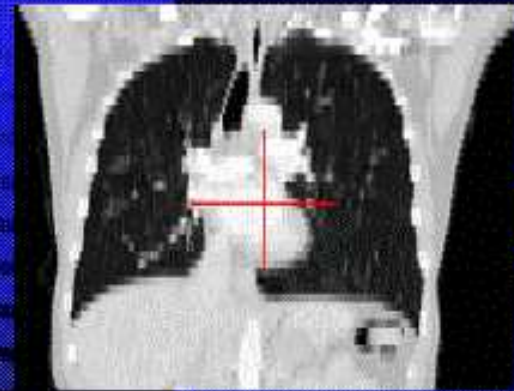
petit doigt
majeur
index
pouce

Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Présentation du problème du recalage

Information
anatomique

Information
fonctionnelle



CT

512 x 512 x 47 voxels
0.8 x 0.8 x 7.0 mm

CT + PET

PET

128 x 128 x 171 voxels
4.2 x 4.2 x 4.2 mm

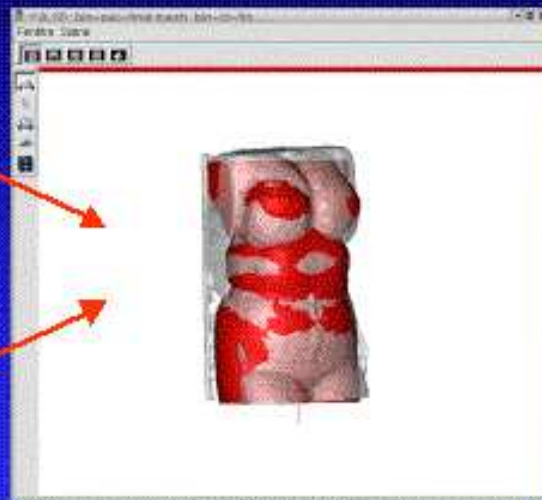
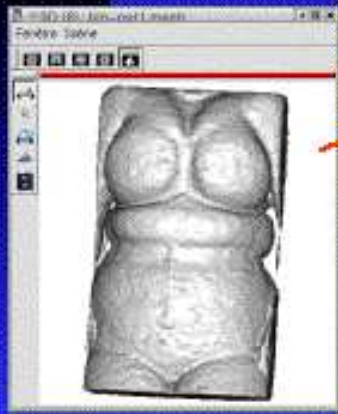
Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Nécessité d'un recalage élastique.

CT



PET



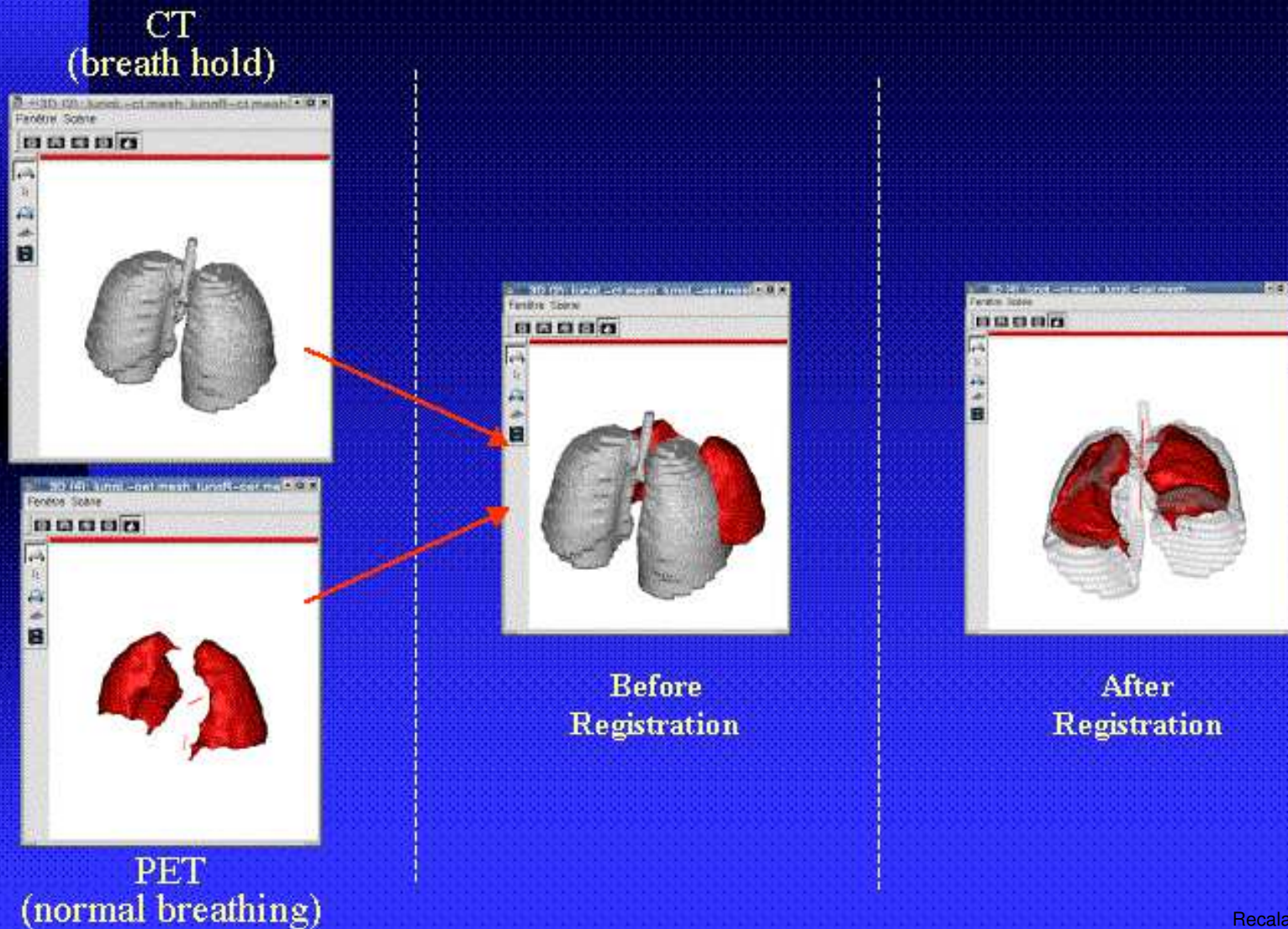
Superposition 3D



Superposition 2D

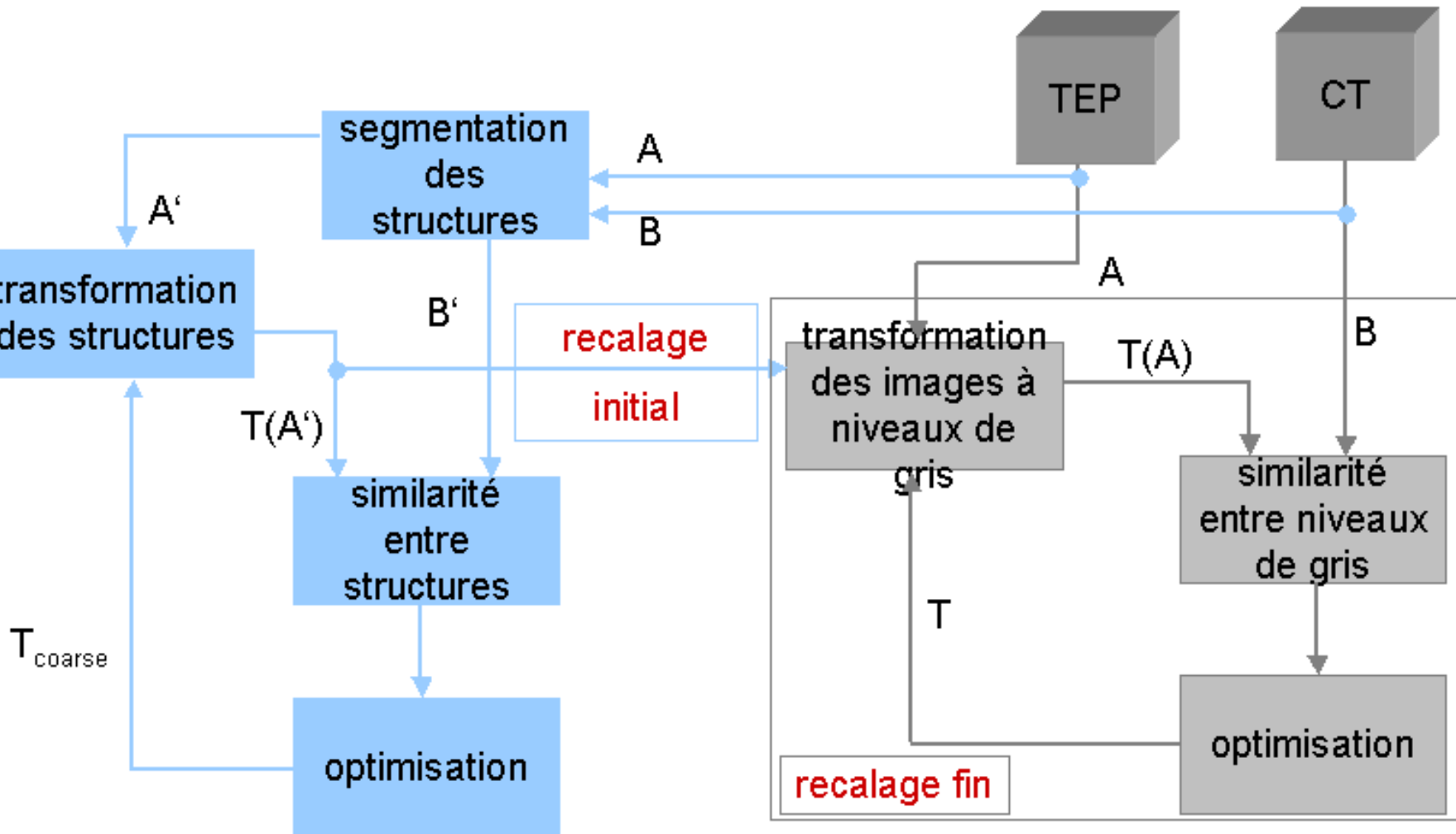
Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Need of elastic registration.



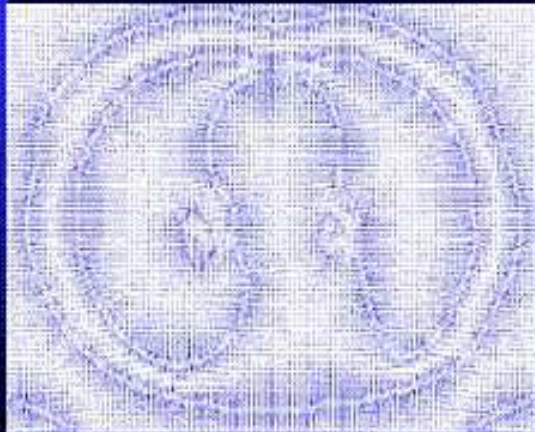
Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Méthodologie

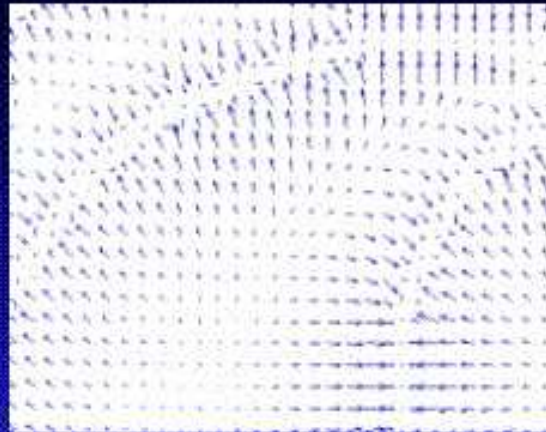


Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Initialization procedure. Segmentation. Examples



GVF field



GVF field. Detail.

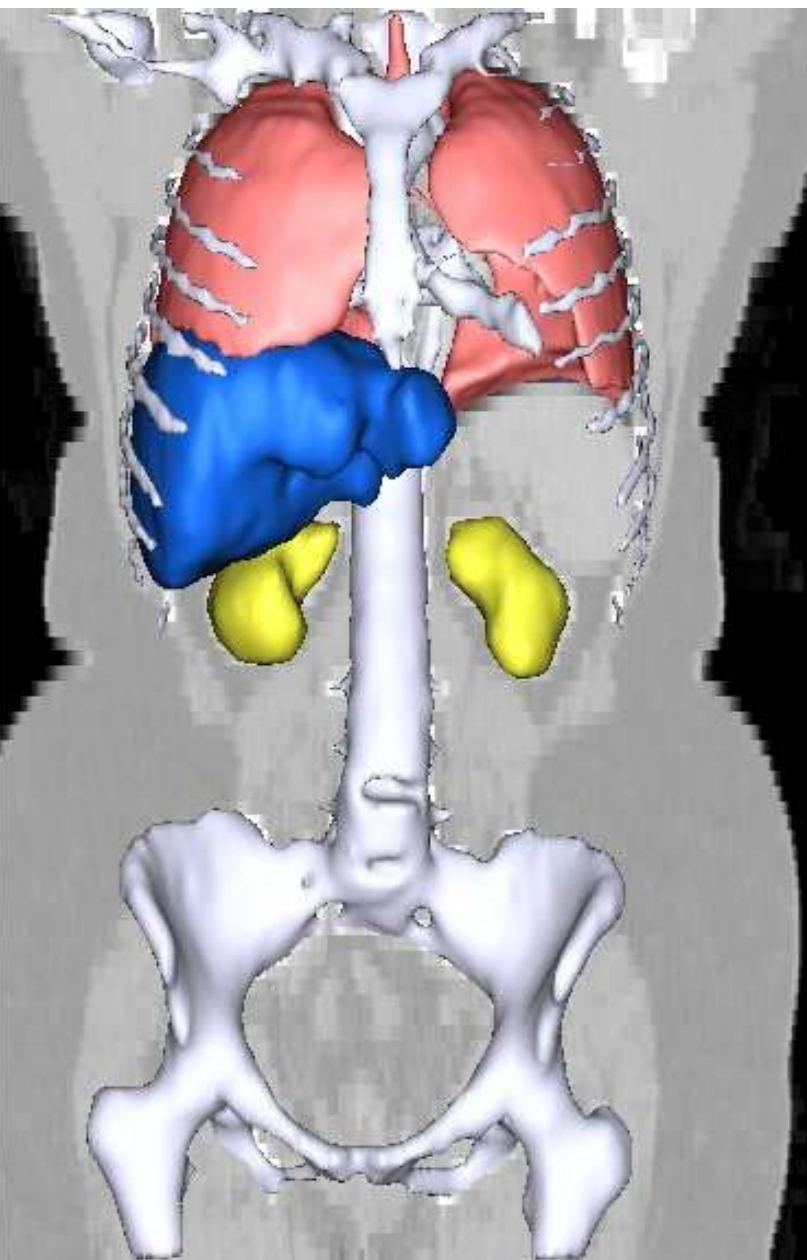


Rendering of segmented structures



CFP video

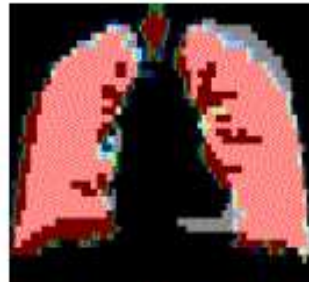
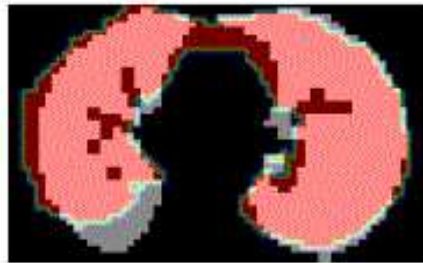
Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)



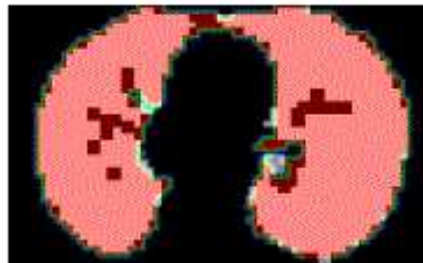
Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Recalage initial : structures, RMS-FFD

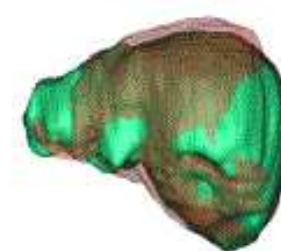
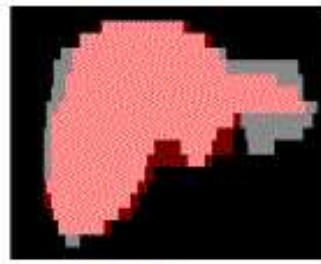
Linéaire



RMS-FFD



Linéaire



RMS-FFD

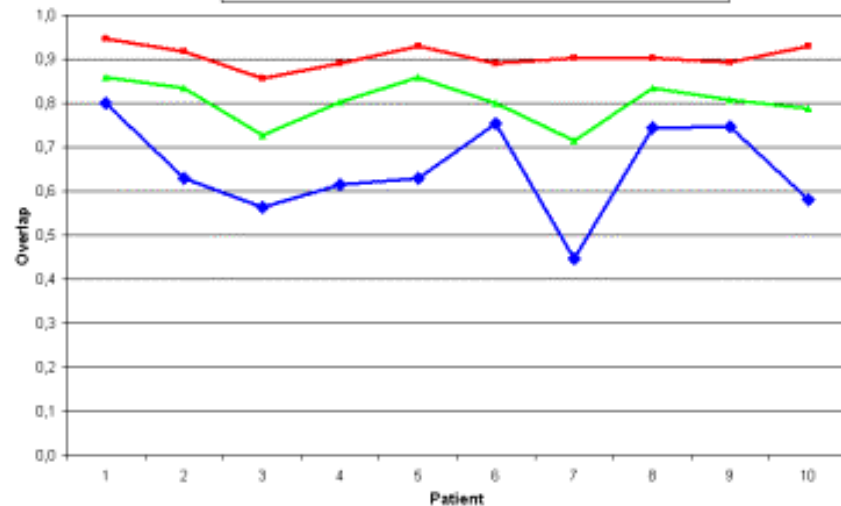


Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Recalage des structures

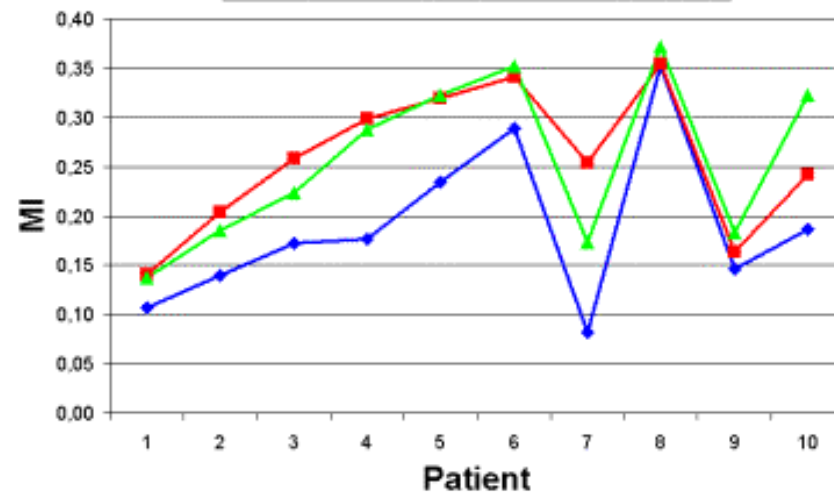
STRUCTURES OVERLAP

ICP RMS-FFD GVF-FFD



MUTUAL INFORMATION

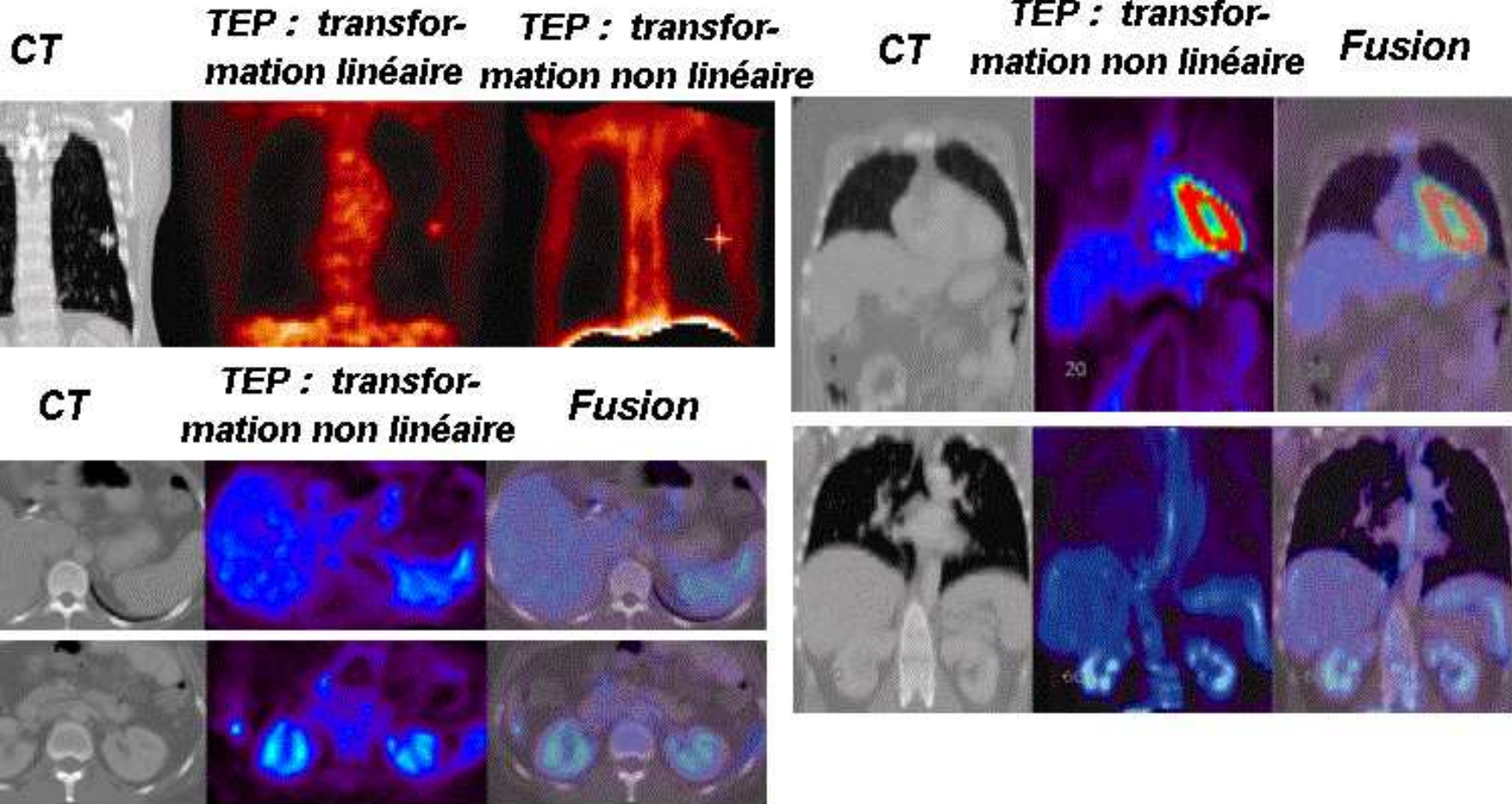
ICP RMS-FFD GVF-FFD



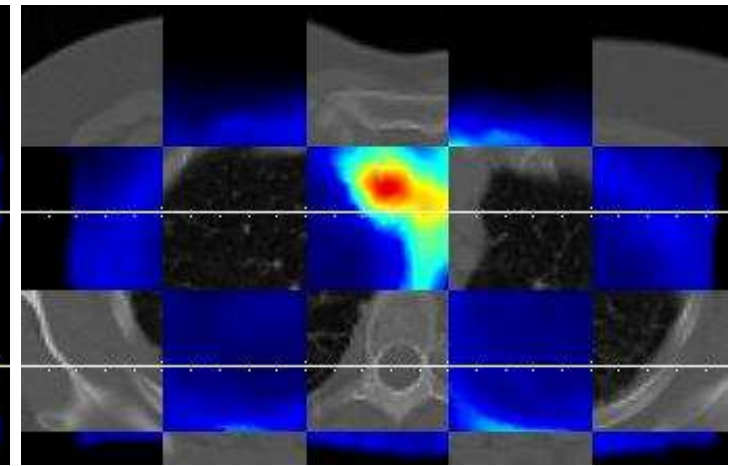
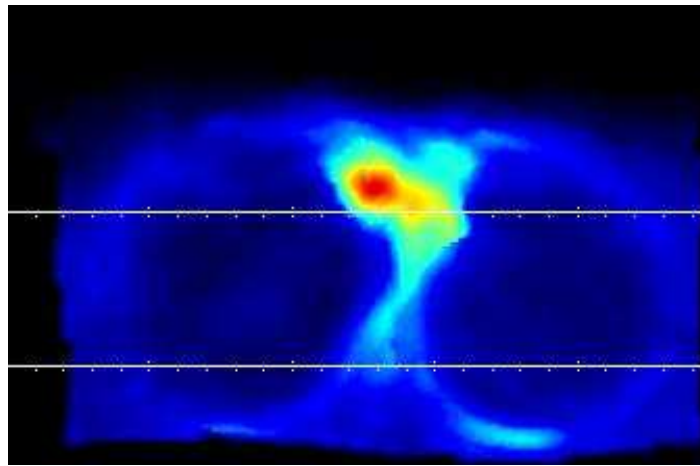
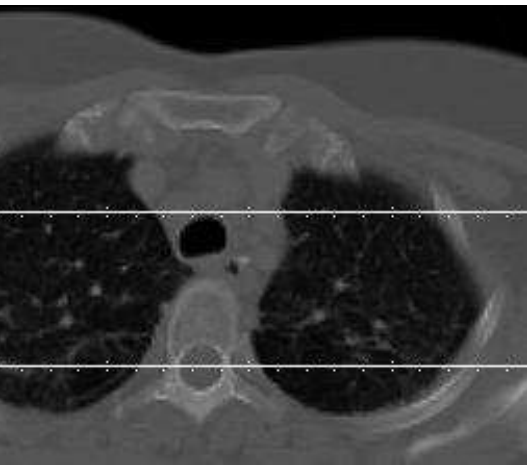
Method	ICP	RMS-FFD	GVF-FFD
Overlap(value/%)	0.6586/100	0.9030/137.095	0.8275/122.081
MI(value/%)	0.1888/100	0.2592/137.286	0.2486/131.697
Time (μ s/pixel)	6.60723	699.365	52.610

Un exemple de recalage non linéaire (thèse d'Oscar Camara)

Résultats



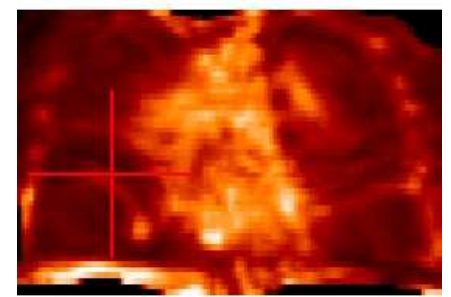
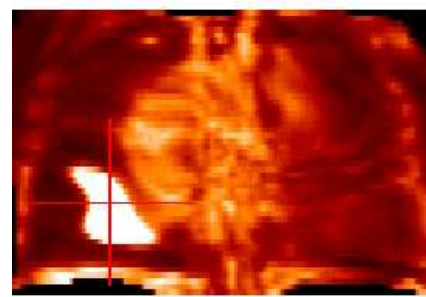
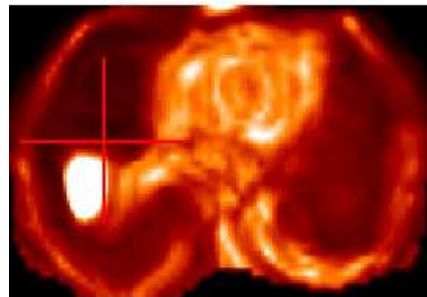
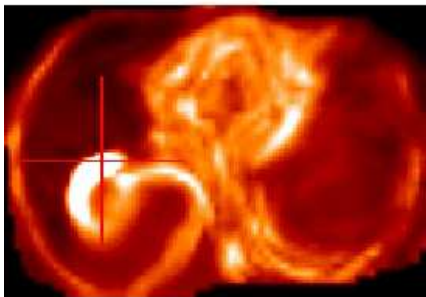
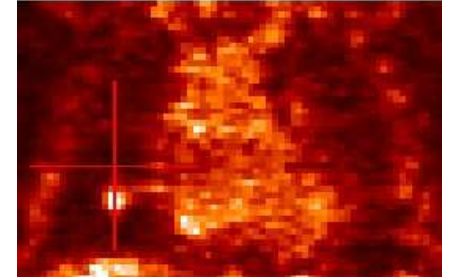
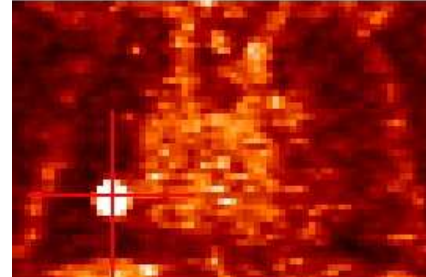
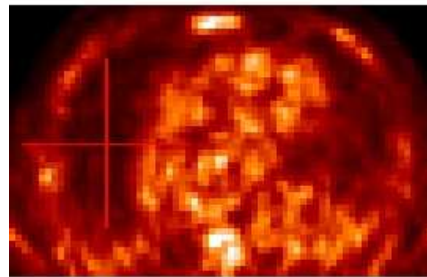
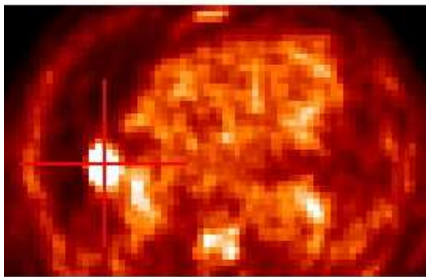
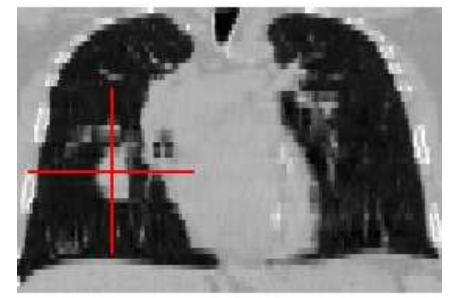
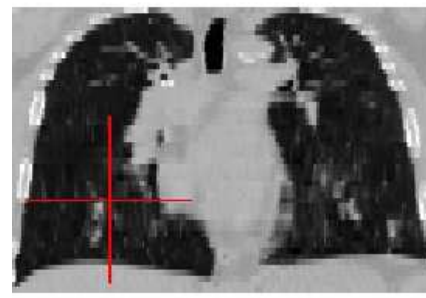
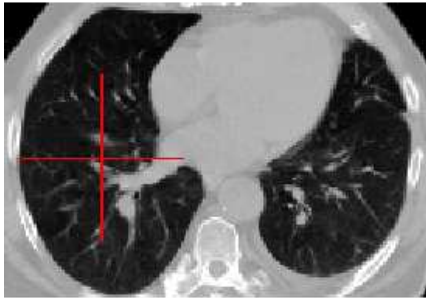
Evaluation : un exemple



Anterior Left Chest Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm	Anterior Right Chest Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm
Anterior Left Mediastinal Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm	Anterior Right Mediastinal Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm
Posterior Left Mediastinal Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm	Posterior Right Mediastinal Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm
Posterior Left Chest Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm	Posterior Right Chest Wall : <input type="radio"/> <0.5cm <input type="radio"/> <1.5cm <input type="radio"/> >1.5cm

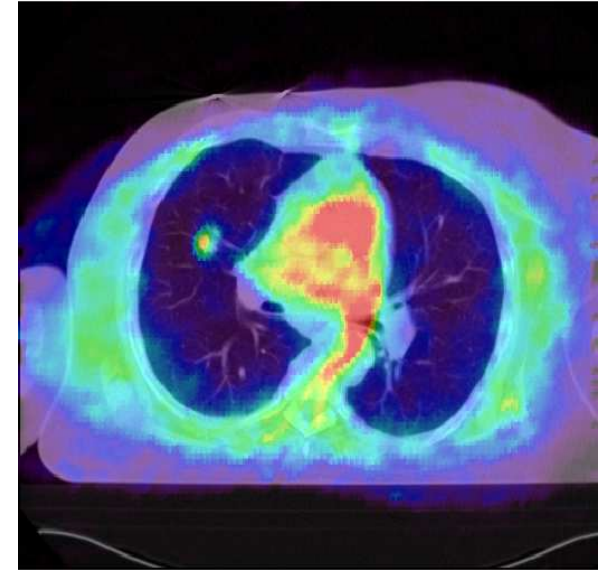
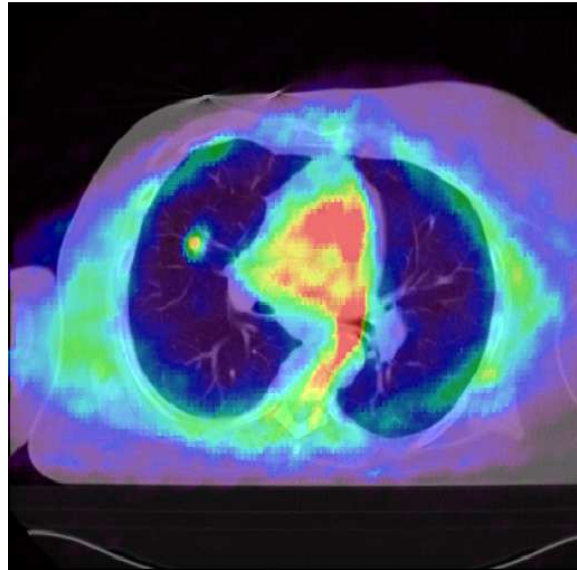
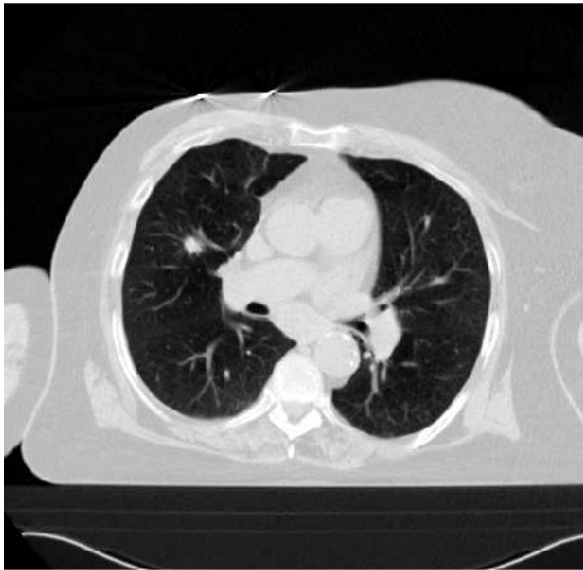
Cas pathologiques (thèse d'Antonio Moreno)

Sans contraintes :



Cas pathologiques (thèse d'Antonio Moreno)

Avec contraintes sur la tumeur :



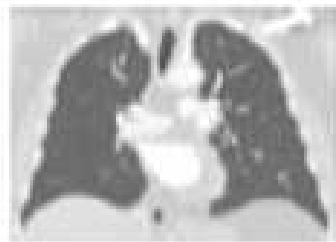
Recalage avec modèle de respiration (A. Moreno et S. Chambon)

Breathing model

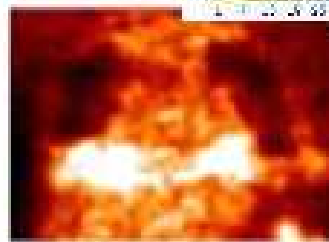
Image data



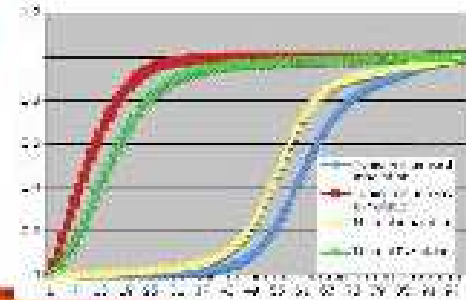
End-expiration



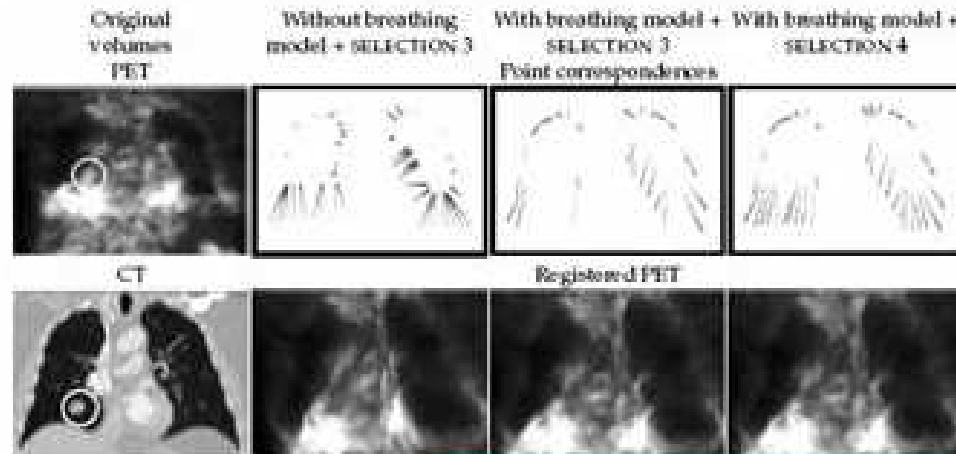
CT at end-inspiration



PET

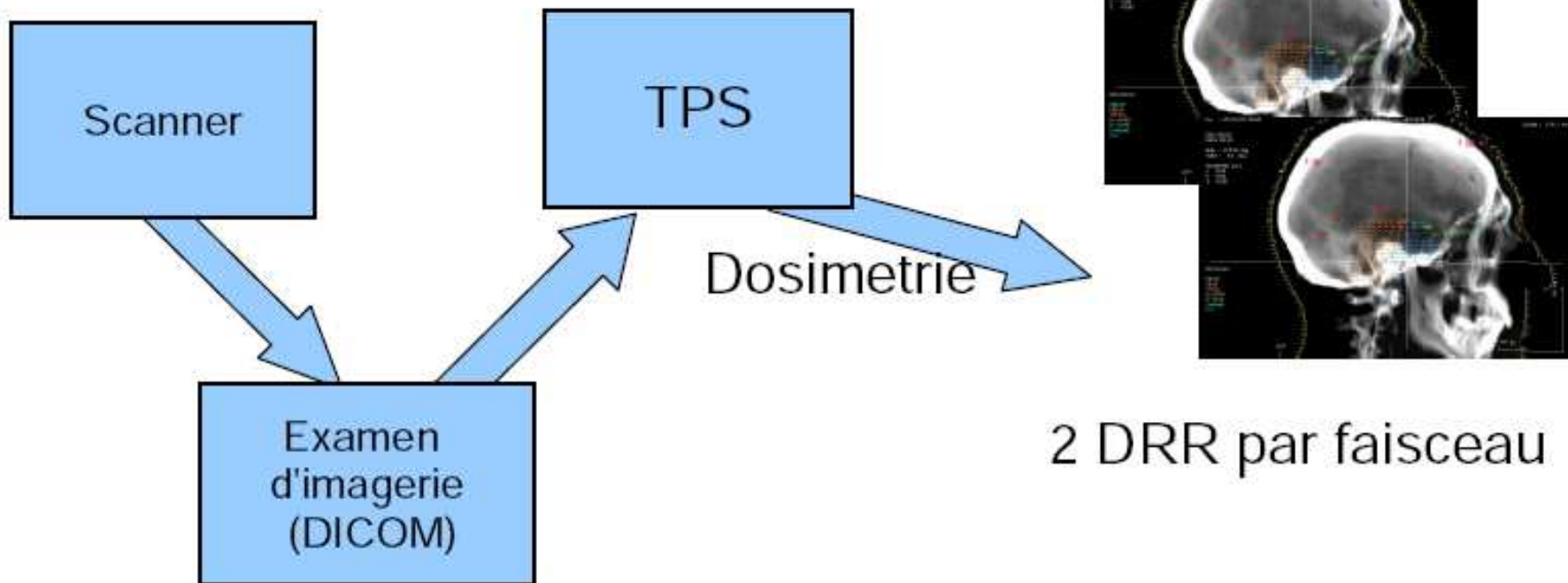


Optimal model-based registration of PET & CT lung images



Recalage en protonthérapie

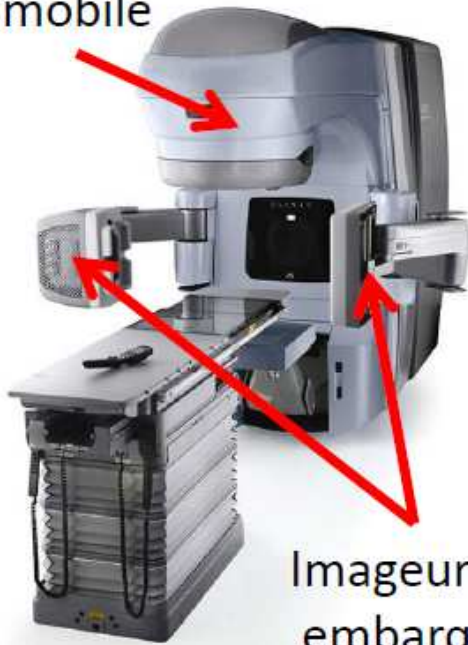
Avant traitement (hors salle)



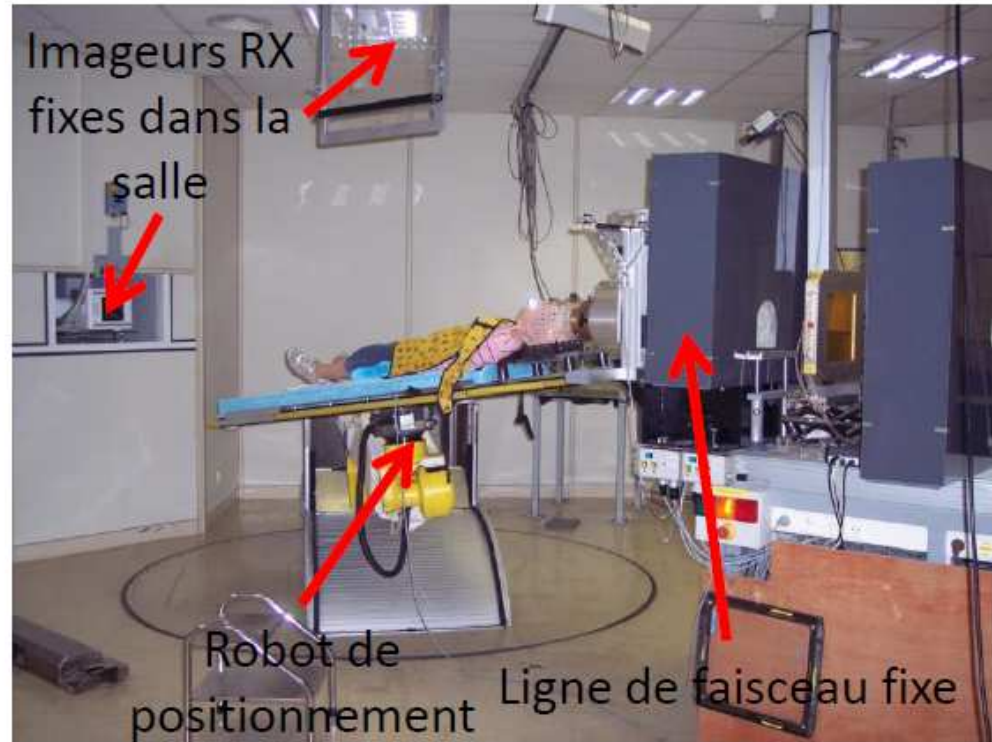
Recalage en protonthérapie

Source d'irradiation

mobile



Imageur RX
embarqué



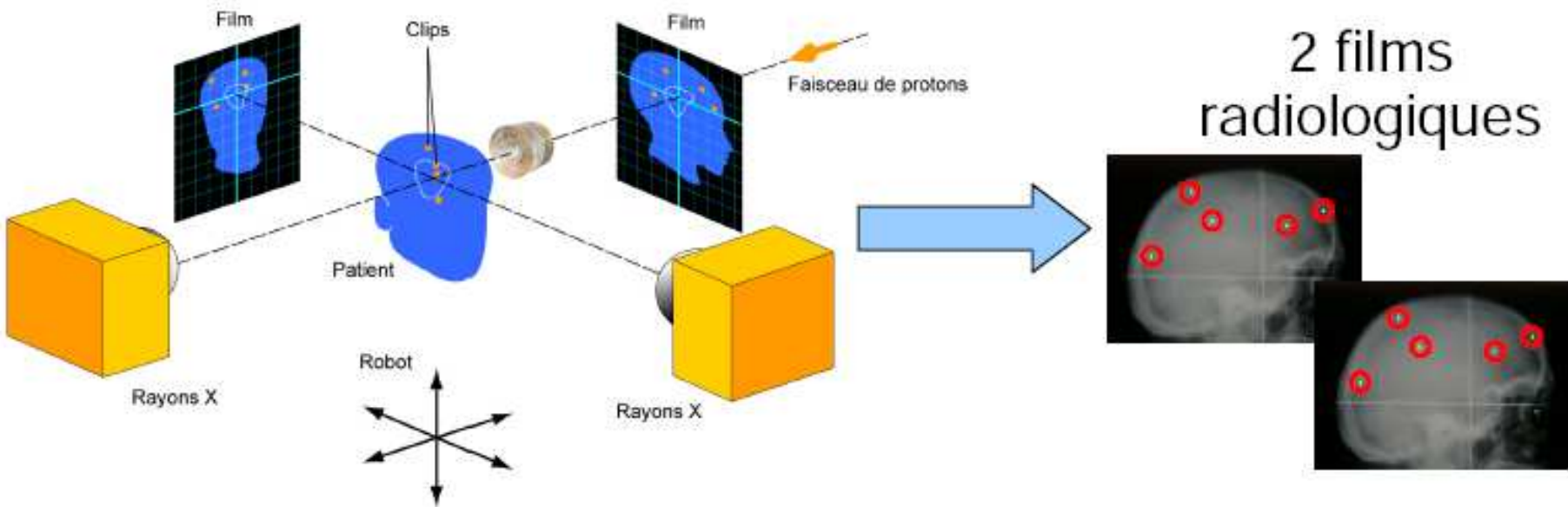
Imageurs RX
fixes dans la
salle

Robot de
positionnement

Ligne de faisceau fixe

Recalage en protonthérapie

Etapas avant traitement (dans la salle de traitement)



Confrontation et recalage films / DRR

Recalage : quelques exemples de logiciels

- ITK
- Brain Visa
- FSL
- ...

<http://www.itk.org/>
Insight Segmentation and Registration Toolkit

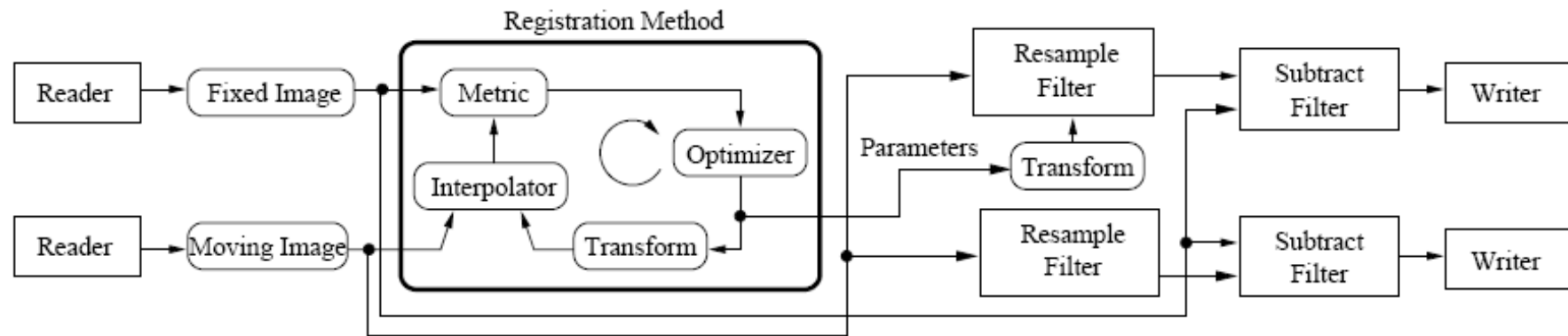


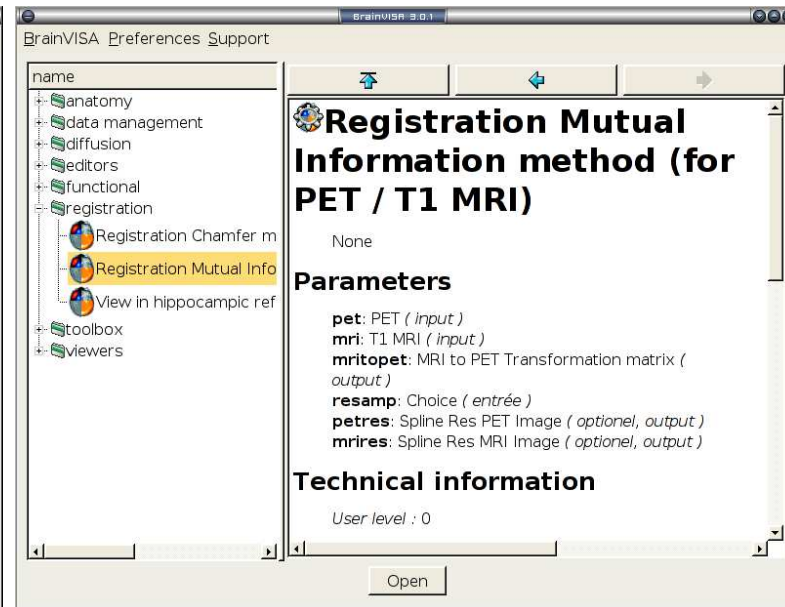
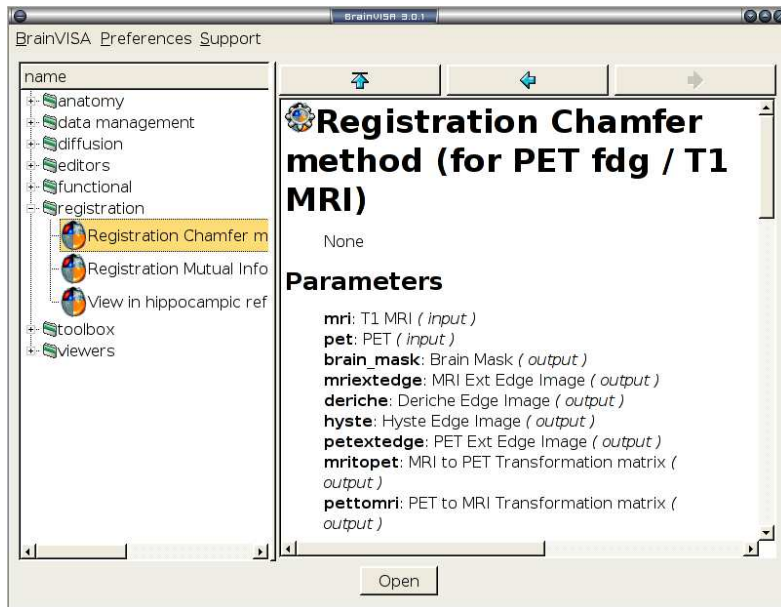
Figure 8.5: Pipeline structure of the registration example.

BrainVisa

<http://brainvisa.info/>

BrainVISA is a software, which embodies an image processing factory. A simple control panel allows the user to trigger some sequences of treatments on series of images. These treatments are performed by calls to command lines provided by different laboratories. These command lines, hence, are the building blocks on which are built the assembly lines of the factory.

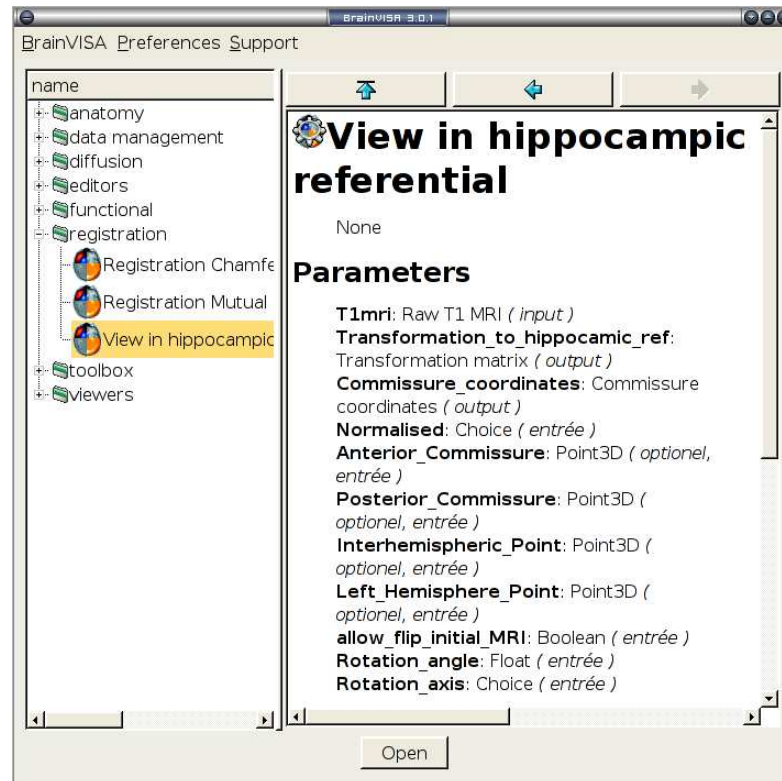
BrainVISA is distributed with a toolbox of building blocks dedicated to the segmentation of T1-weighted MR images.



BrainVisa

<http://brainvisa.info/>

BrainVISA is a software, which embodies an image processing factory. A simple control panel allows the user to trigger some sequences of treatments on series of images. These treatments are performed by calls to command lines provided by different laboratories. These command lines, hence, are the building blocks on which are built the assembly lines of the factory. BrainVISA is distributed with a toolbox of building blocks dedicated to the segmentation of T1-weighted MR images.



FSL

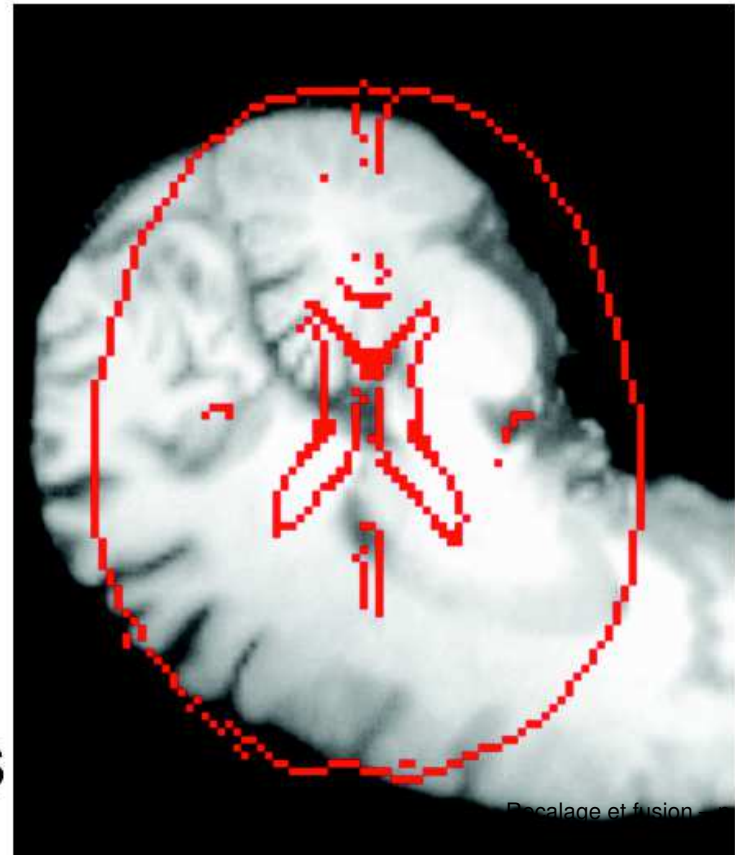
<http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl/>

FSL is a comprehensive library of analysis tools for FMRI, MRI and DTI brain imaging data, written mainly by members of the Analysis Group, FMRIB, Oxford, UK.

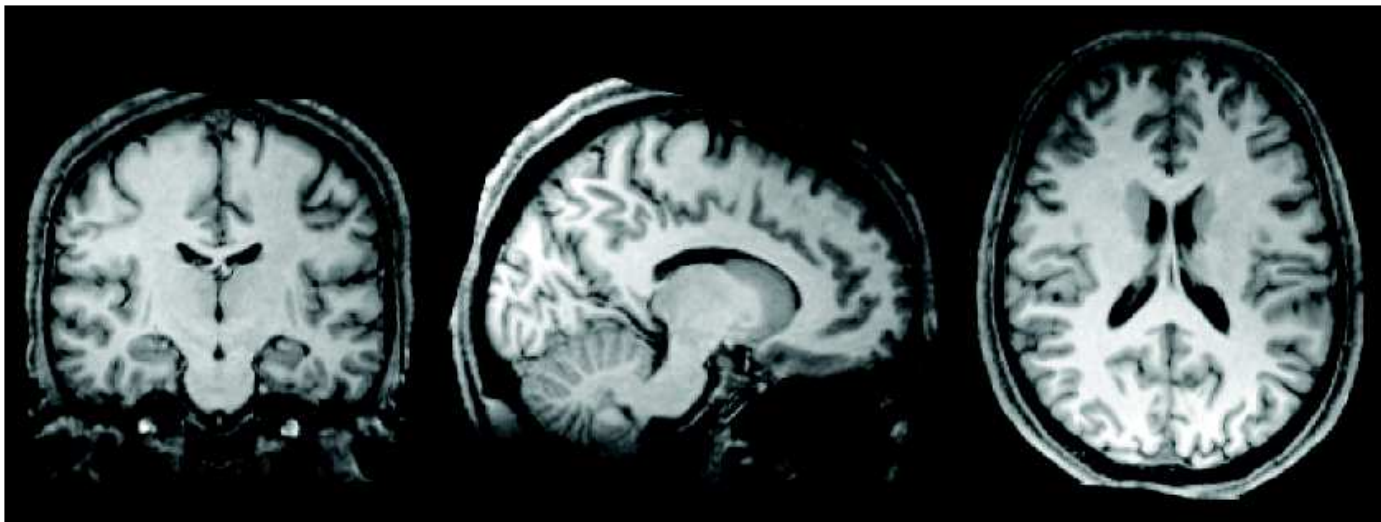
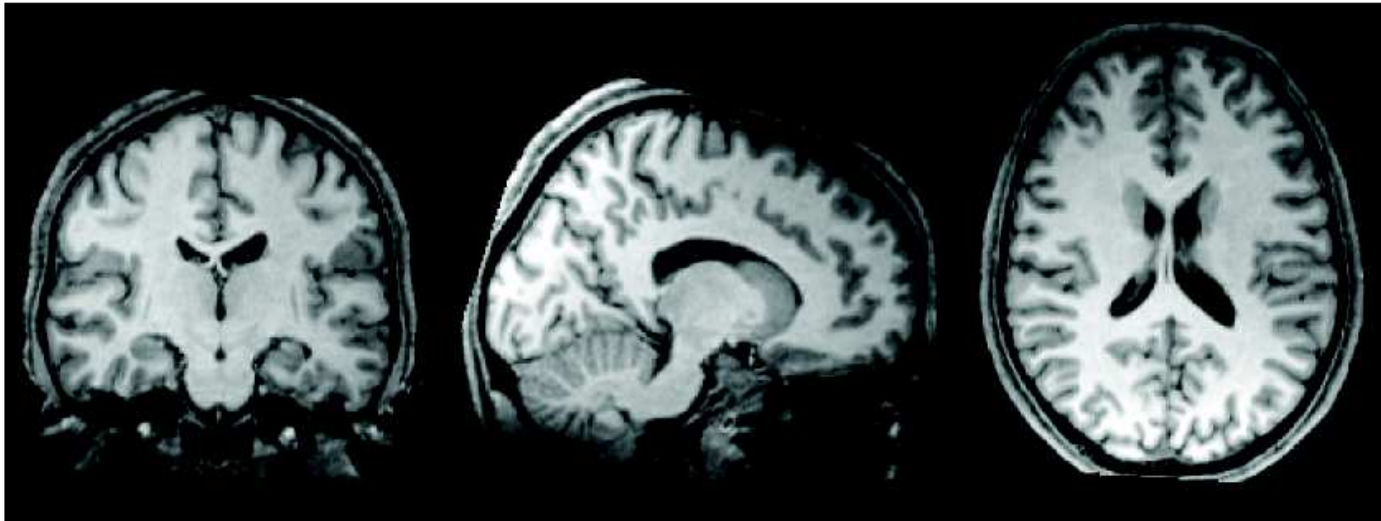


Linear Registration - FLIRT

- Registration is "solved" when the global minimum is found
- Accuracy and robustness depend on finding this value
- Commonly, search methods *only* seek local minima
- Standard global optimisation methods are *slow*
- FLIRT provides a trade-off between speed and robustness



Non-Linear Registration - FNIRT



Nécessité de la fusion d'images

- techniques d'acquisition et sources de données multiples
 - un capteur, plusieurs images
 - plusieurs capteurs
 - une image, plusieurs types d'informations
 - images multi-dates, séquences
- phénomènes complexes
- problèmes complexes (détection, reconnaissance, interprétation)
- applications variées

Une définition

Combinaison d'informations issues de sources différentes
dans le but d'améliorer la décision

Spécificités de la fusion d'images

- Informations hétérogènes
 - images de sources variées
 - information extérieure, connaissance experte
 - numérique / symbolique
- Information imparfaite
 - incertitude / imprécision
 - ambiguïté, incomplétude
- Complexité
 - nombreuses techniques d'acquisition
 - gros volumes de données
 - redondance / complémentarité
- Information spatiale
- Vérité
 - existe (plus ou moins)
 - difficile d'accès
- Objectivité / subjectivité

Classification et typologie

selon plusieurs points de vue :

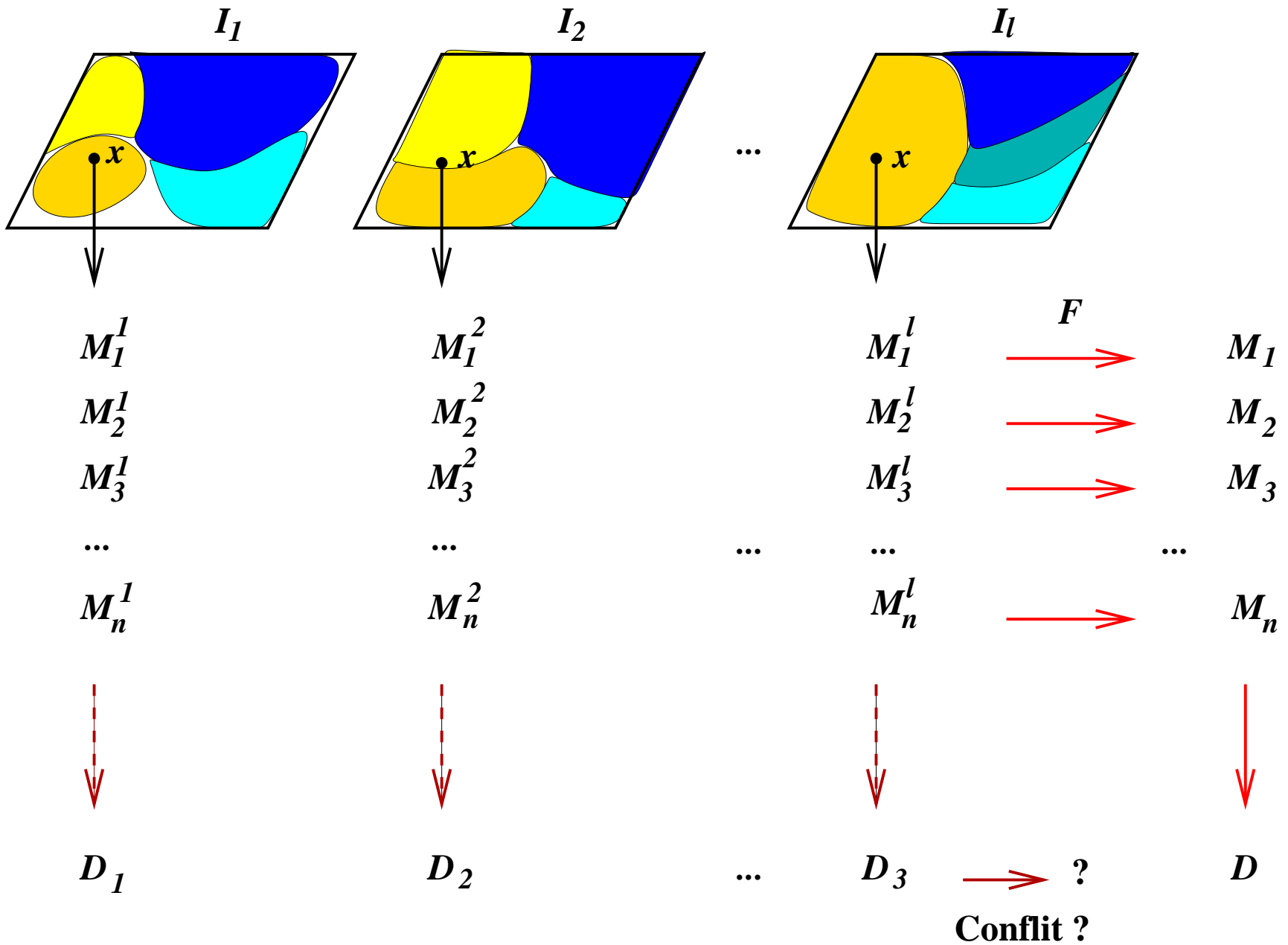
- architecture, schémas de fusion
- données et leurs spécificités
- niveau d'information
- niveau de fusion
- méthodes

Niveaux de fusion

- Bas (pixels)
- Intermédiaire (primitives extraites des images)
- haut (objets)

⇒ pas les mêmes contraintes sur le recalage, sur la modélisation, etc.

Schéma général



Systeme distribue ou centralise ?

Distribue (fusion de decisions) :

- decision locale
- adequation source / traitement, ajout de nouvelles sources
- faible cout de communication
- faible cooperation entre les sources, probleme de conflit

Centralise :

- toute l'information
- pas de decision intermediaire
- bande large de communication

Principales étapes

1. modélisation du problème et de l'information
2. estimation
3. combinaison
4. décision

Méthodes numériques

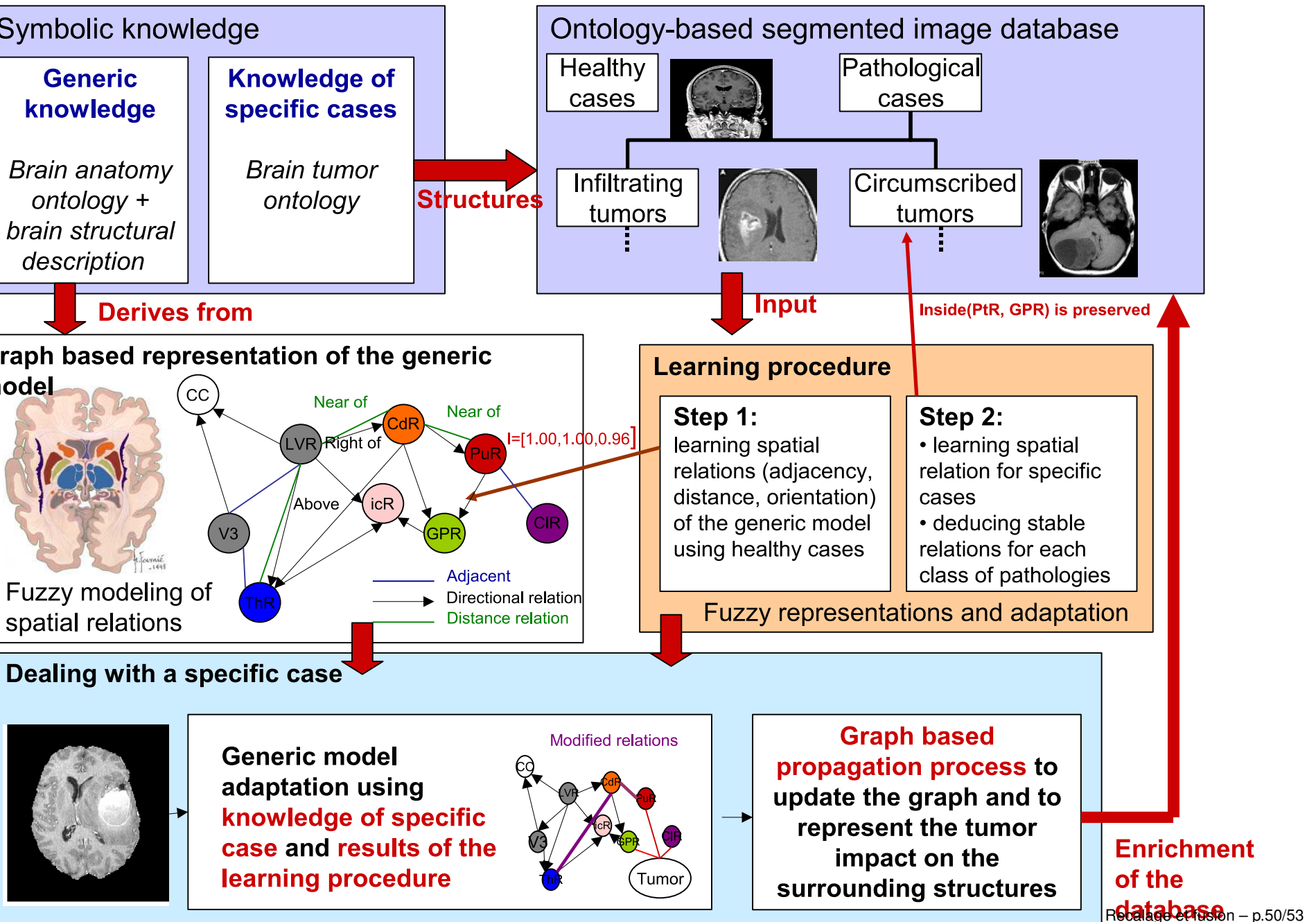
- probabilités
- fonctions de croyance
- ensemble flous, possibilités

▷ Attention !

- ne modélisent pas exactement la même chose
- pas la même sémantique,
- pas le même pouvoir de représentation
- pas le même pouvoir de raisonnement

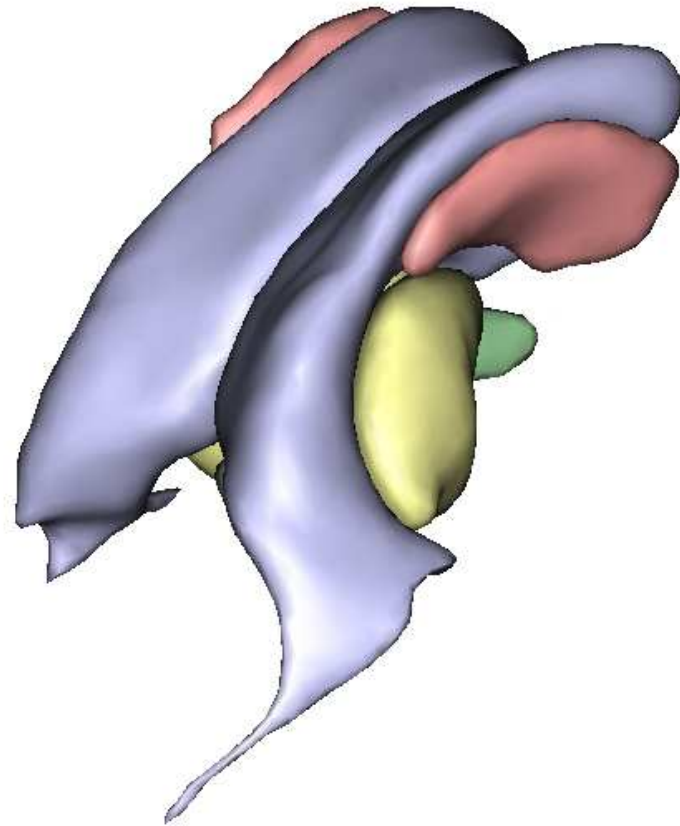
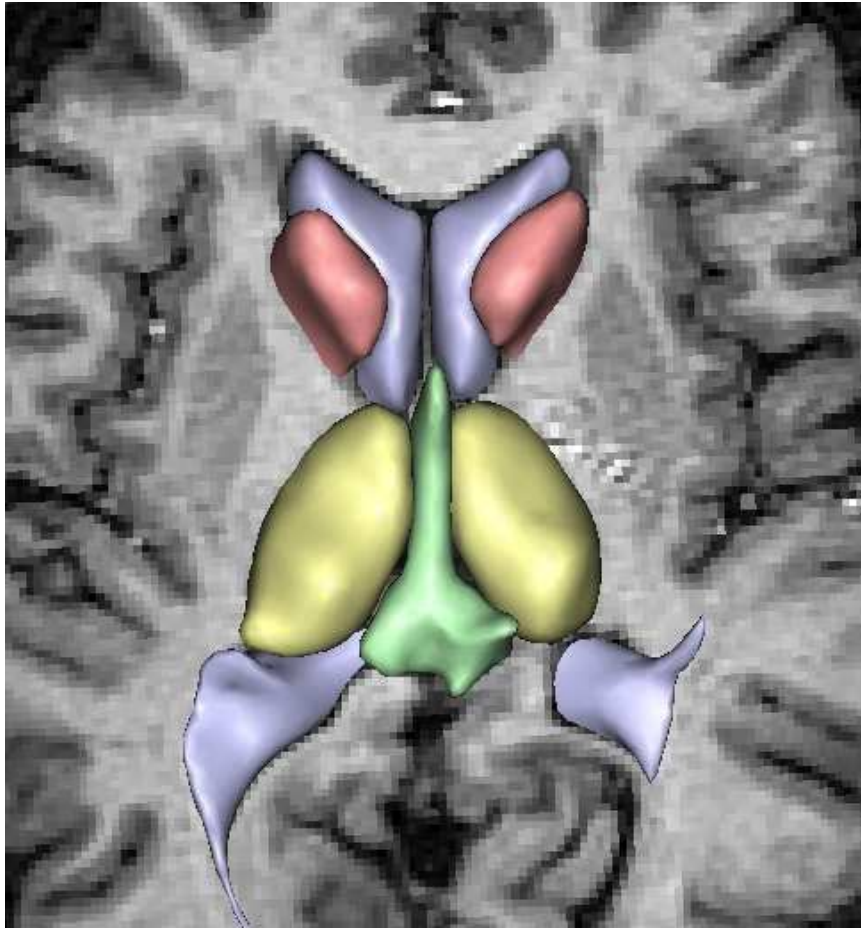
Apport des approches à base de connaissances

Reconnaissance guidée par un modèle structurel

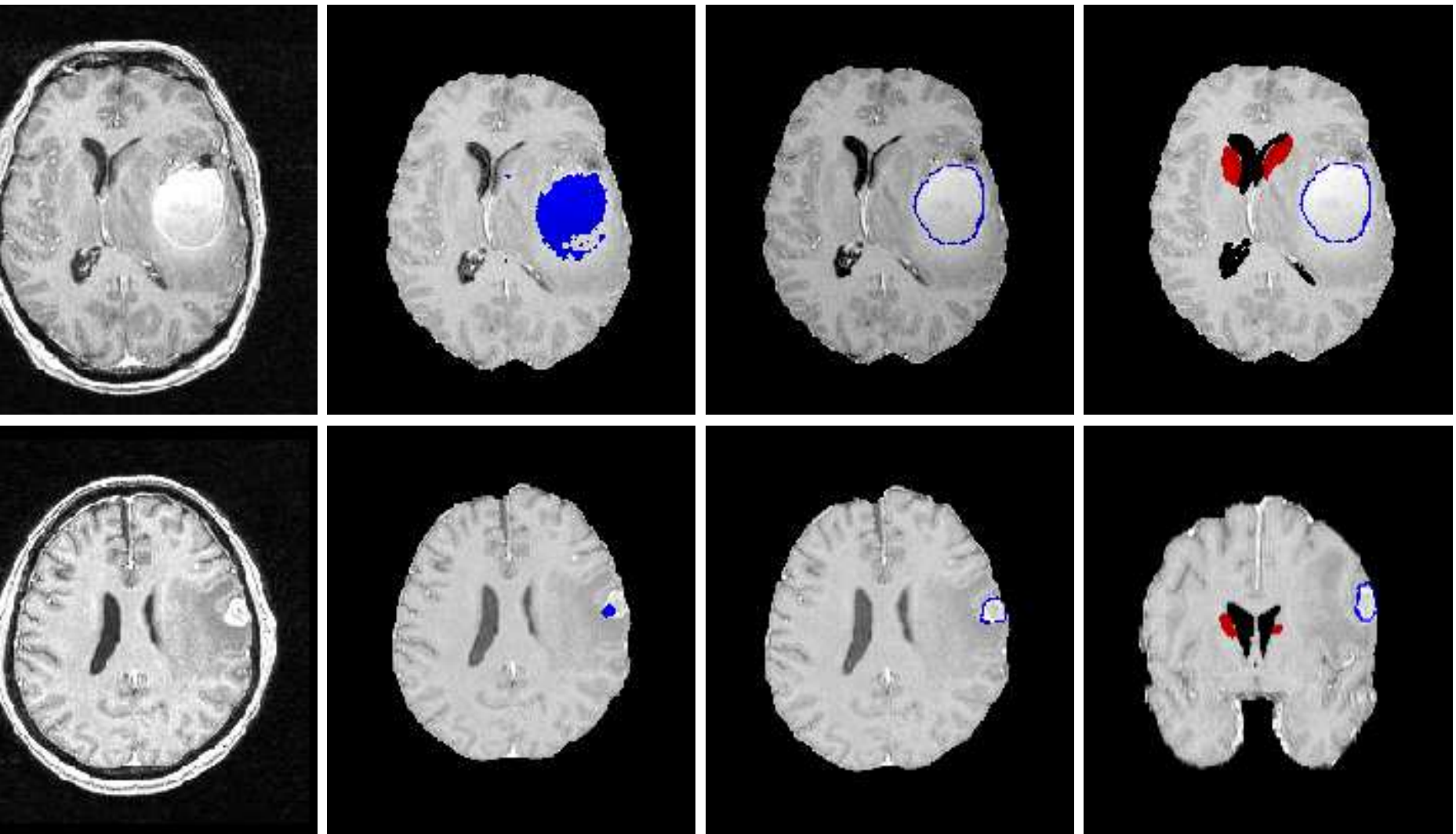


Exemple en imagerie cérébrale

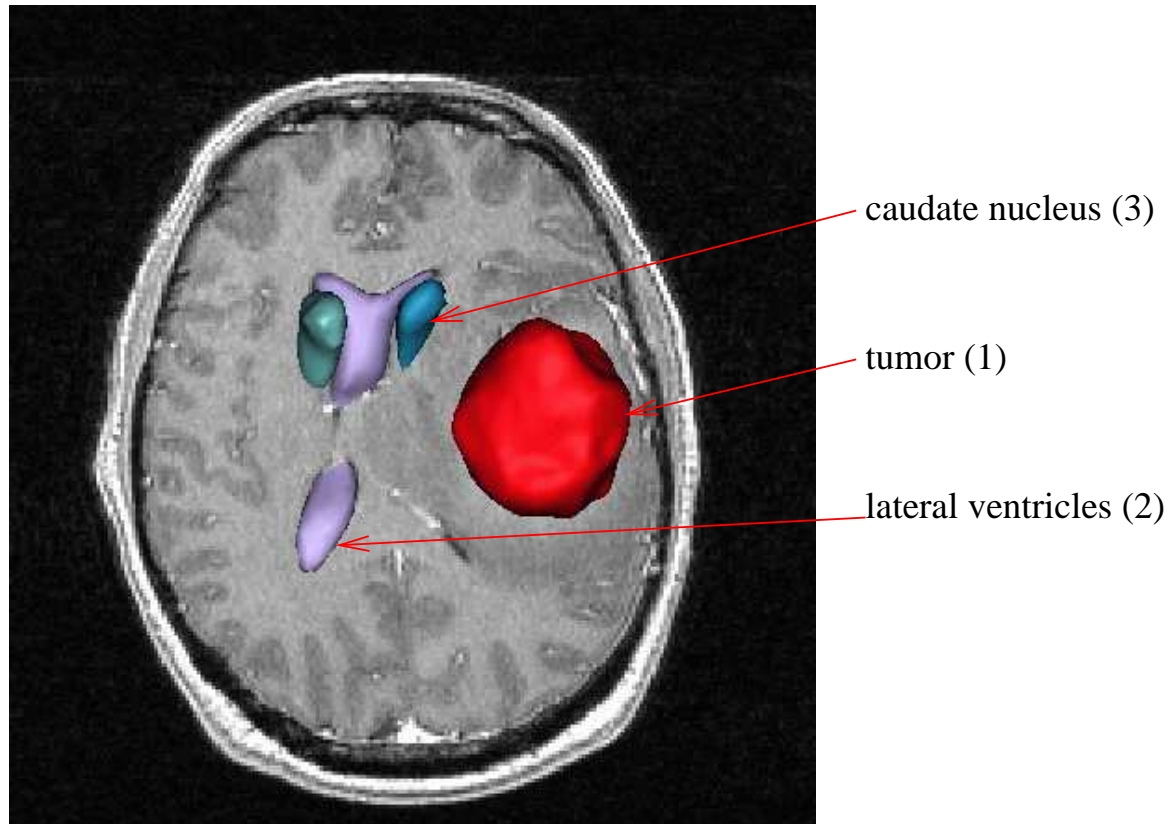
Fusion d'informations extraites des images et des connaissances structurelles dans un modèle déformable



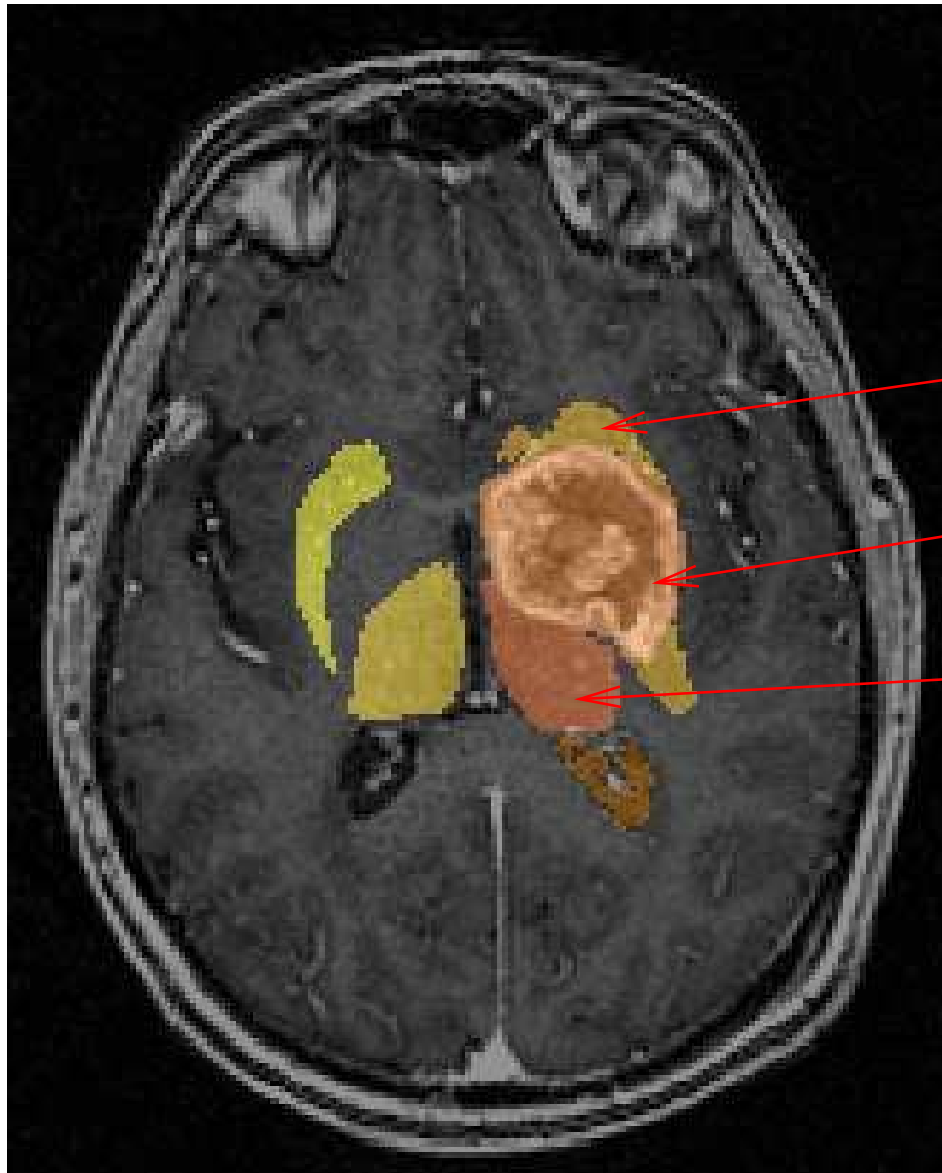
Exemples dans des cas pathologiques



Exemples dans des cas pathologiques



Exemples dans des cas pathologiques

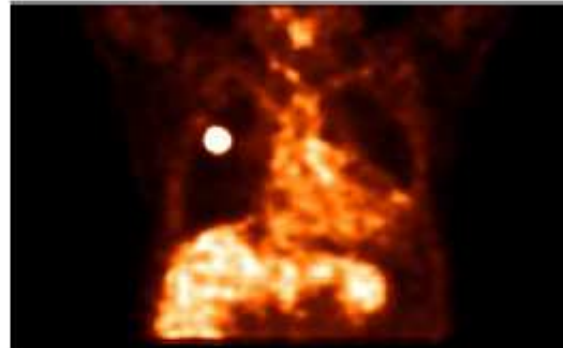
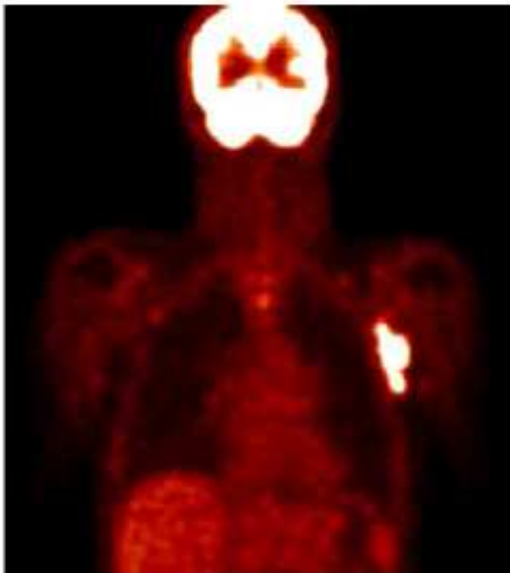
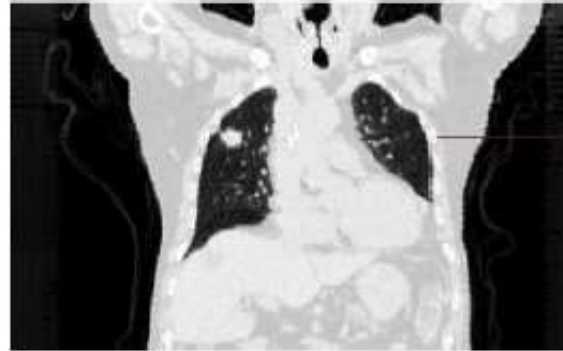


putamen (3)

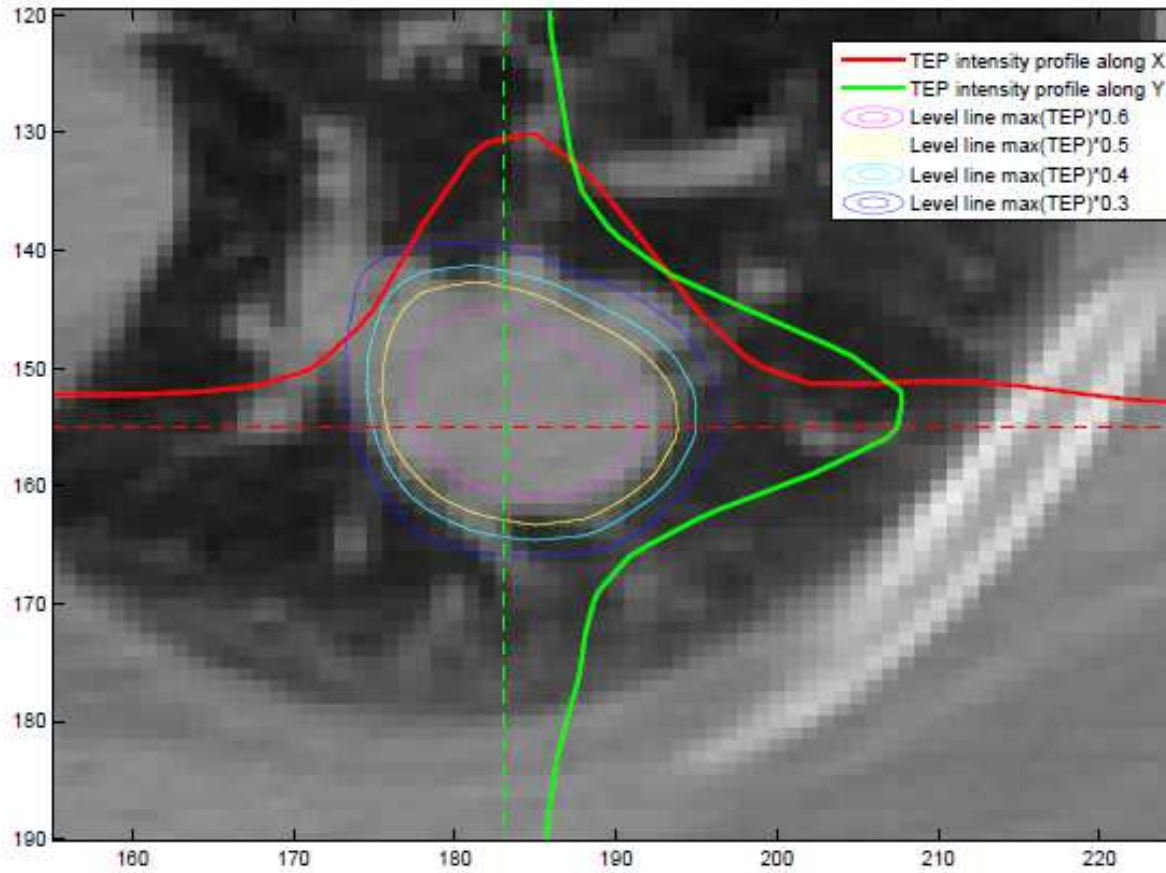
tumor (1)

thalamus (2)

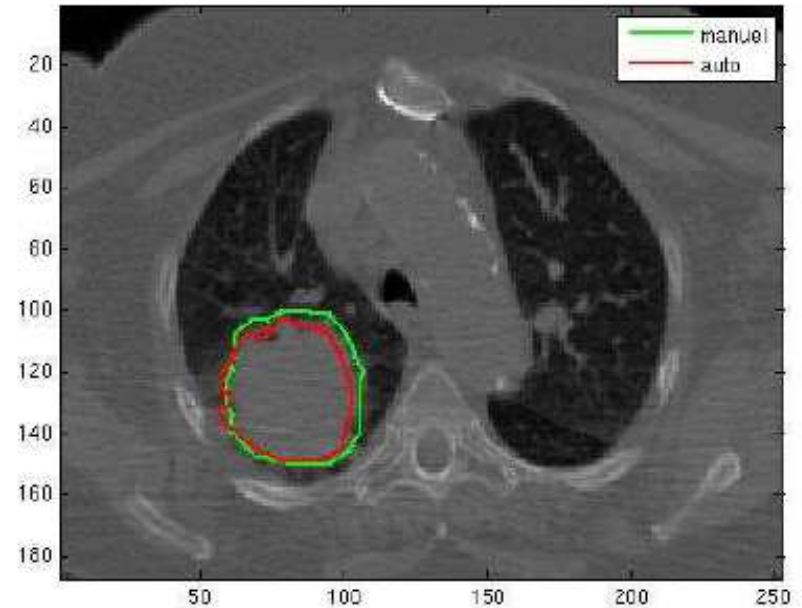
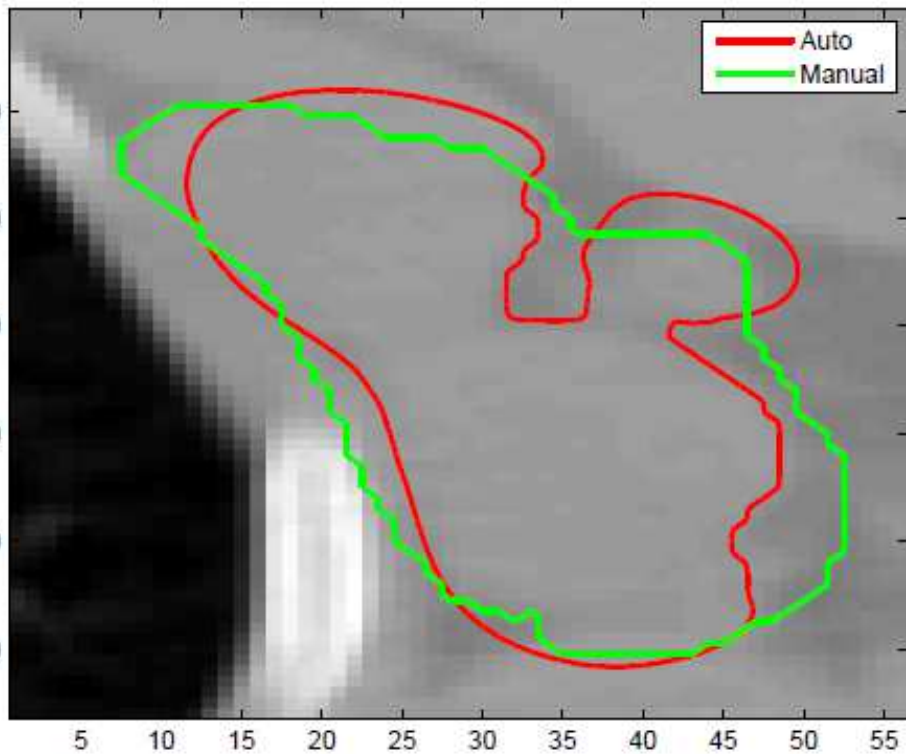
Exemple en imagerie thoracique TEP - TDM



Exemple en imagerie thoracique TEP - TDM



Exemple en imagerie thoracique TEP - TDM



Exemple en imagerie thoracique TEP - TDM

