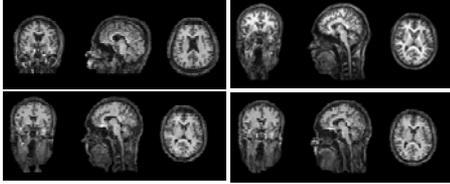




Traitement des images médicales

Le recalage d'images volumiques



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERCH - Master ISTI 2007-2008



Recalage d'images volumiques

Plan

- Introduction
 - problème, intérêt, contraintes, classification
- Définition des images
 - Dimension, modalité, sujet, organe
- Les étapes du recalage
 - modèle de transformation, choix des primitives, critère de similarité, optimisation, niveau d'interaction
- Interpolation
- Recalage Intra patient
- Recalage Inter patient
- Validation

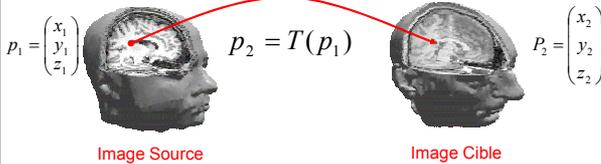
Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERCH - Master ISTI 2007-2008



Recalage d'images volumiques

Problématique du recalage : But

« Détermination de la transformation T permettant d'associer pour chaque point de l'image source, les coordonnées spatiales dans le référentiel de l'image cible du point correspondant à la même réalité anatomique. »



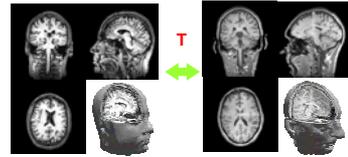
Aussi appelé normalisation spatiale

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERCH - Master ISTI 2007-2008



Recalage d'images volumiques

Intérêt



Mise en correspondance spatiale des structures anatomiques et/ou fonctionnelles :

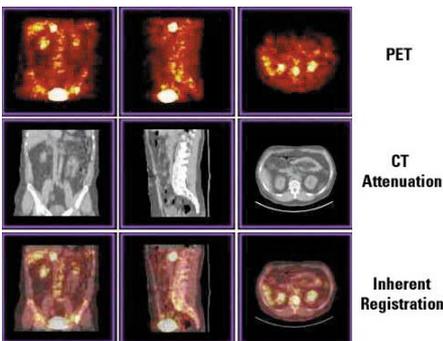
- fusion d'informations complémentaires, partiellement redondantes
- suivi de l'évolution de lésions et/ou de l'effet thérapeutique d'un traitement
- mesure de l'atrophie ou hypertrophie,
- étude statistique des variabilités (structure et fonction) entre patients (traitement de groupe)
- mise en correspondance patient-atlas
- mise en correspondance d'une suite d'images temporelles (correction de mouvement, de distorsion, ...)
- segmentation basée sur le transport d'une carte
- chirurgie assistée par ordinateur (robotique, ...)
- et plus.

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERCH - Master ISTI 2007-2008



Recalage d'images volumiques : Intérêt

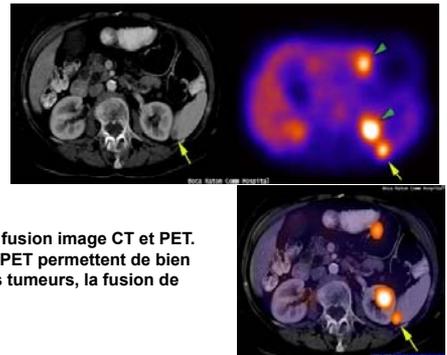
Problématique du recalage : Intérêt



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERCH - Master ISTI 2007-2008



Recalage d'images volumiques : Intérêt



Recalage et fusion image CT et PET.
Les images PET permettent de bien observer les tumeurs, la fusion de les localiser

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERCH - Master ISTI 2007-2008



Recalage d'images volumiques

Problématique du recalage : Contraintes

- Avoir accès aux images (plus facile aujourd'hui !) :
 - Avoir à disposition l'image volumique sur un support numérique
 - Support disponible (CDROM, Réseau d'images - PACS, DVD, ...)
 - Format d'image standard (Norme Dicom 3, images + conditions d'acquisition)
 - Intervention de différents acteurs : services de radio, de médecine nucléaire
- Disposer des outils de traitement d'images médicales (il en existe)
 - logiciel de recalage (robuste au bruit et données manquantes)
 - matériel (PC performant, avec de la mémoire) (CT 512³ => 256 MO)
- Le facteur temps (le problème)
 - Routine hospitalière (3min en plus sur 20 examens/jour soit une heure de travail en plus !)
 - Etude clinique (moins contraignant)
- Représentation cohérente et compréhensible des informations recalées
 - fusion images,
 - visualisation 3D

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISSEZCH - Master ISTI 2002-2003



Recalage d'images volumiques

Problématique du recalage : Utilisateurs

- Radiologues
 - À chaud (routine) : Intégré dans la console de traitement pour l'aide à l'analyse des images
- Cliniciens
 - À chaud (routine clinique) : Intégré dans une console de traitement pour diagnostic
 - À chaud / froid : Etude comparative, recherche clinique, ...
- Chirurgiens
 - Pre-opératoire :
 - Localisation des lésions (Pet-scan, SPECT, IRM, ...), zones cognitives (fMRI)
 - Planification chirurgicale
 - Per-opératoire
 - Neuro-navigation
 - Aide au geste chirurgical avec robotique

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISSEZCH - Master ISTI 2002-2003



Recalage d'images volumiques

Problématique du recalage : Définition

- Caractéristiques des images (Type d'images)
 - Dimensionnalité (2D, 3D,)
 - Modalité (Mono-modal, multi-modal, modalité vers model)
 - sujet (inter-patient, intra-patient, atlas),
 - régions anatomiques (crâne, abdomen, thorax, membres, ...).
- Caractéristiques des méthodes
 - Nature des primitives
 - Modèle de transformation
 - Critère de similarité
 - Stratégie d'optimisation
- Caractéristiques induites
 - Interaction
 - Interpolation

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISSEZCH - Master ISTI 2002-2003

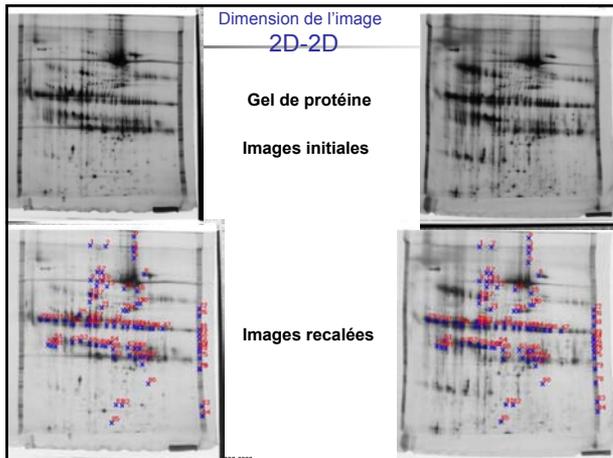


Recalage d'images : Type des images

Dimensionnalité

- 2D-2D
 - Ex : coupes IRM, Radio X, reconstruction image 3D à partir coupes 2D,
- 3D-3D
 - Le plus courant
 - Ex : IRM, CT, SPECT, ...
- 2D-3D
 - Ex: image pre-opératoire (CT) avec image per-opératoire (RX), vidéo/CT, ..)
 - Ex : imagerie de projection (radio X) -> image 3D (IRM)

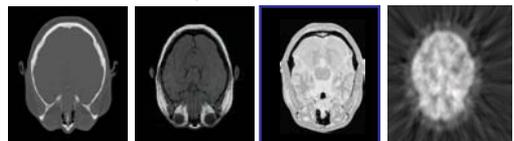
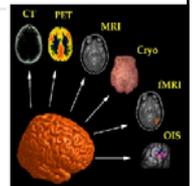
Traitement images médicales - Jean-Paul AMISSEZCH - Master ISTI 2002-2003



Recalage d'images : Type des images

Modalités

- Mono-modal (intra-modal)
 - CT, MR, PET, RX, US, etc
- Multi-modal (inter-modal)
- Modalité vers un model (CT, IRM, SPECT, .. sur un Atlas)
- Modalité vers le patient (CT, IRM, US, sur patient en robotique, ...)



CT

MRI-T1

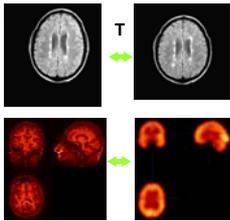
MRI-PD

PET

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISSEZCH - Master ISTI 2002-2003

Recalage d'images : Type des images

Intra-sujet



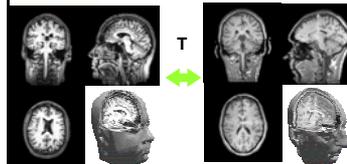
T : Transformation (faible nombre de paramètres)

- Images monomodales : évolution de lésions, effet d'un traitement, correction mouvement, IRMF
- Images multimodales : complémentarité des informations anatomo-fonctionnelles
 - diagnostic d'une pathologie
 - planification d'une opération chirurgicale, réalité augmentée, chirurgie assistée.

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008

Recalage d'images : Type des images

Inter-sujet



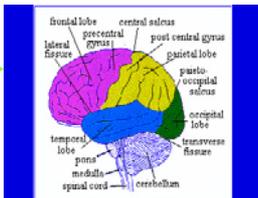
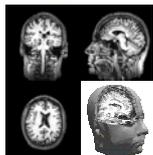
T : déformation (grand nombre de paramètres)

- Images monomodales : études des variabilités anatomiques ou fonctionnelles, correction distorsion, création d'atlas
- Images multimodales : recalage patient-model (template)

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008

Recalage d'images : Type des images

Sujet-Atlas



T : déformation (grand nombre de paramètres)

- recalage entre un patient et une image reconstruite à partir d'un ensemble d'images (atlas) : étude de la normalité d'un sujet par rapport à une base témoins, segmentation par transport de carte,

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008

Recalage d'images : Type des images

Régions anatomiques



- Crâne (cerveau, yeux, visage, ..)
- thorax (Cœur, poumon, ..)
- abdomen (totalité, foie, reins, fœtus, ..)
- pelvis
- membres (tibia, fémur, main, bras, ..)
- vertèbres

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008

Recalage d'images volumiques

Problématique du recalage : Définition



- Caractéristiques des images (Type d'images)
 - Dimensionnalité (2D, 3D, ..)
 - Modalité (Mono-modal, multi-modal, modalité vers model)
 - sujet (inter-patient, intra-patient, atlas),
 - régions anatomiques (crâne, abdomen, thorax, membres, ...)
- Caractéristiques des méthodes
 - Nature des primitives
 - Modèle de transformation
 - Critère de similarité
 - Stratégie d'optimisation
- Caractéristiques induites
 - Interaction
 - Interpolation

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008

Recalage d'images : Méthodologie

Les caractéristiques



- **Nature des primitives**
(quels sont les caractéristiques de l'image qui vont être prises en compte lors de la transformation)
- **Critère de similarité**
(définir une distance entre les primitives des 2 images)
- **Modèle de transformation**
(comment transformer l'image)
- **Stratégie d'optimisation**
(comment minimiser le critère de similarité)

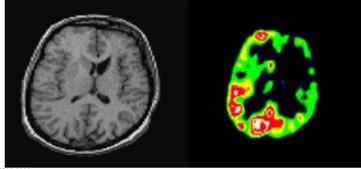
Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008



Recalage d'images : Nature des primitives

Primitives intrinsèques : segmentation

- Généralement très dépendantes des images et des algorithmes de segmentation (surface, lignes de crête, ...)
- Pour certaines modalités fonctionnelles, difficulté de déterminer les primitives (surfaces en PET, ...)

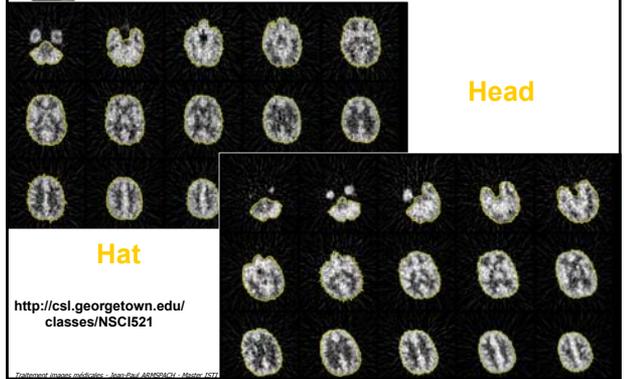


Traitement images médicales - Jean-Paul #82091921 - Master I271 2002-2003



Recalage d'images : Nature des primitives

Primitives intrinsèques : surface

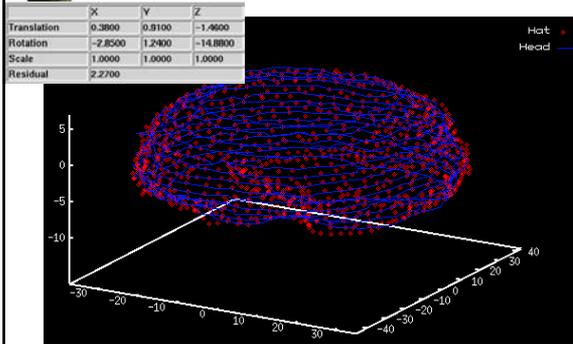


Traitement images médicales - Jean-Paul #82091921 - Master I271 2002-2003



Recalage d'images : Nature des primitives

Primitives intrinsèques : surface



<http://csl.georgetown.edu/classes/NSCI521>

Traitement images médicales - Jean-Paul #82091921 - Master I271 2002-2003



Recalage d'images : Nature des primitives

Primitives intrinsèques : Intensité

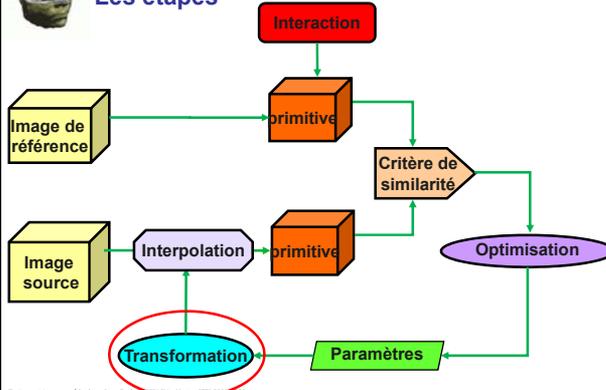
- Utilisation directe des niveaux de gris des images, pas d'analyse des images ou intervention de l'utilisateur
- Utilisation de toutes les informations disponibles pendant le processus de recalage
- La précision du recalage est indépendante d'un prétraitement de type segmentation, ...
- Relation entre les intensités voxel à voxel des deux images à recalger
 - L'intensité p d'un voxel dans l'image A, implique que le voxel correspondant dans l'image B a une intensité $q=f(p)$ et vice versa.

Traitement images médicales - Jean-Paul #82091921 - Master I271 2002-2003



Recalage d'images : Méthodologie

Les étapes



Traitement images médicales - Jean-Paul #82091921 - Master I271 2002-2003



Recalage d'images : Les étapes

Modèle de transformation

- Rigide
 - Habituellement intra-patient, mono ou multi modale
 - Transformation linéaire
- Affine
 - le non-rigide du pauvre
 - Transformation linéaire
- Affine locale
 - Utilise l'affine sur une partie de l'image (exp.. Atlas de Talairach)
 - Non linéaire
- Non rigide
 - Habituellement inter-patient
 - Champs de transformation

Traitement images médicales - Jean-Paul #82091921 - Master I271 2002-2003

Recalage d'images : Les étapes

Modèle de transformation

Original

Global

Rigid

Affine

Projective

Curved

Transformation linéaire

Transformation non-linéaire

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Hôpital JSTP 2007-2008

Recalage d'images : les étapes

Modèle de transformation

Image d'origine

Rigide

2D: 3 paramètres
3D: 6 paramètres

Affine

2D: 6 paramètres
3D: 12 paramètres

Non-linéaire

2D,3D: beaucoup de paramètres

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Hôpital JSTP 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 2D

Recalage Rigide :
rotation (θ)
translation (T_x, T_y)

$P_2 = \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \end{pmatrix}$

Image de référence

$p_2 = T(p_1)$

Image à recaler

$P_1 = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \end{pmatrix}$

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Hôpital JSTP 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 2D

- Coordonnées $p_1 = [x_1, y_1, 1]^T$
- Matrice

$$t = \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad r(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T(t, \theta) = t \times r(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & t_x \\ -\sin\theta & \cos\theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Attention : paramètres de la transformation différents en fonction de l'ordre de l'application translation-rotation

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Hôpital JSTP 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 2D

- Coordonnées $p_1 = [x_1, y_1, 1]^T$
- alors $p_2 = T(t, \theta) \cdot p_1$
- Résultat

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & t_x \\ -\sin\theta & \cos\theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix} \Leftrightarrow \begin{cases} x_2 = x_1 \cos\theta + y_1 \sin\theta + t_x \\ y_2 = -x_1 \sin\theta + y_1 \cos\theta + t_y \end{cases}$$

Remarque : Les trois paramètres de la transformation rigide apparaissent dans 6 éléments de la matrice de transformation.

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Hôpital JSTP 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 2D

- Exemple concret (rotation de 10° suivie par une translation de 4 (T_x) et 9 (T_y))
- Matrice

$$T(t, \theta) = \begin{bmatrix} 0.9848 & 0.1736 & 4 \\ -0.1736 & 0.9848 & 9 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- Matrice si translation avant rotation

$$T(\theta, t) = \begin{bmatrix} 0.9848 & 0.1736 & 0 \\ -0.1736 & 0.9848 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 2.3764 \\ 0 & 1 & 9.5579 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

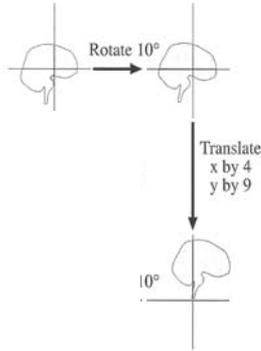
Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Hôpital JSTP 2007-2008



Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 2D

- Illustration concernant l'ordre rotation-translation pour un même résultat.



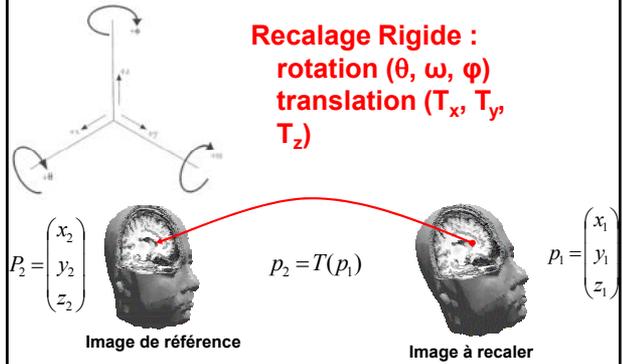
Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Master IFTI 2002-2008



Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 3D

Recalage Rigide :
 rotation (θ, ω, ϕ)
 translation (T_x, T_y, T_z)



Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Master IFTI 2002-2008



Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 3D

- Matrices

$$r(\phi) = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad r(\omega) = \begin{bmatrix} \cos\omega & 0 & -\sin\omega & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin\omega & 0 & \cos\omega & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad r(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$t = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T(\theta, t) = t \times r(\phi) \times r(\omega) \times r(\theta)$$

Attention : paramètres de la transformation différents en fonction de l'ordre de l'application translation-rotation

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Master IFTI 2002-2008



Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide 3D

- Coordonnées $p_1 = [x_1, y_1, z_1, 1]^T$

alors $\Rightarrow p_2 = T(t, \phi, \omega, \theta) \times p_1$

- Résultat

$$\begin{aligned} x_2 &= x_1 \cos\phi \cos\omega + y_1 (\sin\phi \cos\omega + \cos\phi \sin\omega \sin\theta) + z_1 (\sin\phi \sin\theta - \cos\phi \sin\omega \cos\theta) + t_x \\ y_2 &= -x_1 \sin\phi \cos\omega + y_1 (\cos\phi \cos\omega - \sin\phi \sin\omega \sin\theta) + z_1 (\cos\phi \sin\theta + \sin\phi \sin\omega \cos\theta) + t_y \\ z_2 &= x_1 \sin\omega - y_1 \cos\omega \sin\theta + z_1 \cos\omega \cos\theta + t_z \end{aligned}$$

Remarque : Les six paramètres de la transformation rigide apparaissent dans 12 éléments de la matrice de transformation.

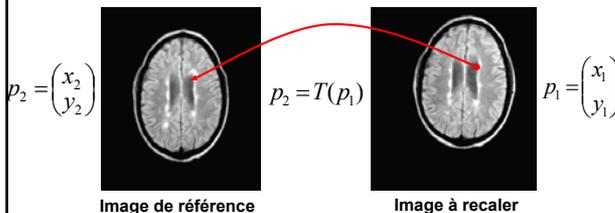
Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Master IFTI 2002-2008



Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide + zoom 2D (Affine 5 para)

Recalage rigide + zoom 2D :
 rotation (θ)
 translation (T_x, T_y)
 zoom (S_x, S_y)



Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Master IFTI 2002-2008



Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage rigide + zoom 2D (Affine 5 para)

recalage affine 2D
 à 5 paramètres

- Matrice

$$t = \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad s = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad r(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T(t, s, \theta) = t \times s \times r(\theta) = \begin{bmatrix} s_x \cos\theta & s_x \sin\theta & t_x \\ -s_y \sin\theta & s_y \cos\theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Traitement images médicales - Jean-Paul ARNDT/CHU - Master IFTI 2002-2008



Recalage d'images : Modèle transformation Recalage rigide + zoom 2D (Affine 5 para)

Coordonnées $p_1 = [x_1, y_1, 1]^T$ **recalage affine 2D à 5 paramètres**
 $p_2 = [x_2, y_2, 1]^T$

$$\text{alors } \Rightarrow p_2 = T(t, s, \theta) \times p_1$$

$$\begin{aligned} x_2 &= x_1 s_x \cos \theta + y_1 s_x \sin \theta + t_x \\ y_2 &= -x_1 s_y \sin \theta + y_1 s_y \cos \theta + t_y \end{aligned} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x \cos \theta & s_x \sin \theta & t_x \\ -s_y \sin \theta & s_y \cos \theta & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Même chose pour la 3D, avec 9 paramètres



Recalage d'images : Modèle transformation Recalage affine 2D

- Coordonnées $p_1 = [x_1, y_1, 1]^T$
- Matrice

$$T(t, A) = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & t_x \\ a_3 & a_4 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{alors } p_2 = T(t, A) \cdot p_1$$

$$\begin{aligned} x_2 &= x_1 a_1 + y_1 a_2 + t_x \\ y_2 &= x_1 a_3 + y_1 a_4 + t_y \end{aligned} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & t_x \\ a_3 & a_4 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$



Recalage d'images : Modèle transformation Recalage affine 3D

- Coordonnées $p_1 = [x_1, y_1, z_1, 1]^T$
- Matrice

$$T(t, A) = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & t_y \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{alors } p_2 = T(t, A) \cdot p_1$$

$$\begin{aligned} x_2 &= x_1 a_{11} + y_1 a_{12} + z_1 a_{13} + t_x \\ y_2 &= x_1 a_{21} + y_1 a_{22} + z_1 a_{23} + t_y \\ z_2 &= x_1 a_{31} + y_1 a_{32} + z_1 a_{33} + t_z \end{aligned} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & t_y \\ a_{32} & a_{32} & a_{32} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$



Recalage d'images : Modèle transformation Formalisme matriciel

- Il est possible de combiner des transformations :
 - Soit T_a la transformation rigide de I_1 sur I_2 et soit T_b celle de I_2 sur I_3 alors la transformation T_c de I_1 sur I_3 est : $T_c = T_a \times T_b$
 - Soit T_a la transformation rigide de I_1 sur I_2 alors T^{-1}_a est la transformation de I_2 sur I_1
 - Soit T_a la transformation rigide de I_1 sur I_2 et soit T_b celle de I_1 sur I_3 alors la transformation T_c de I_2 sur I_3 est : $T_c = T_b \times T^{-1}_a$



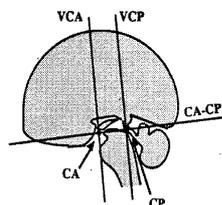
Recalage d'images : Modèle transformation Recalage affine par morceau

- Première extension recalage non-rigide et non linéaire
 - Classiquement, transformation affine différente pour différentes parties de l'image.
- Transformation strictement non-linéaire
- Le recalage sur l'atlas de Talairach est l'application la plus courante du recalage affine par morceau. Ce recalage utilise une matrice de transformation affine différente pour chacun des 12 cubes de la grille de Talairach.

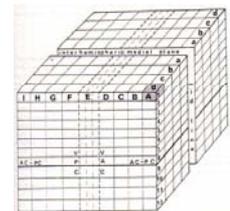


Recalage d'images : Modèle transformation Recalage affine par morceau : Atlas Talairach

Définition de l'atlas de Talairach



Repérage des commissures antérieures (CA) et postérieures (CP) sur une coupe sagittale médiane

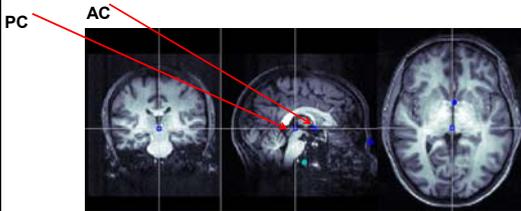


Construction du parallélépipède dont les faces sont tangentes aux bords du cerveau;

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage affine par morceau : Atlas Talairach

- Chaque hémisphère cérébral est divisé en 6 blocs définis par : le plan inter hémisphérique, le plan axial AC-PC, et les 2 plans coronaux traversants AC et PC.



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master 1STI 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

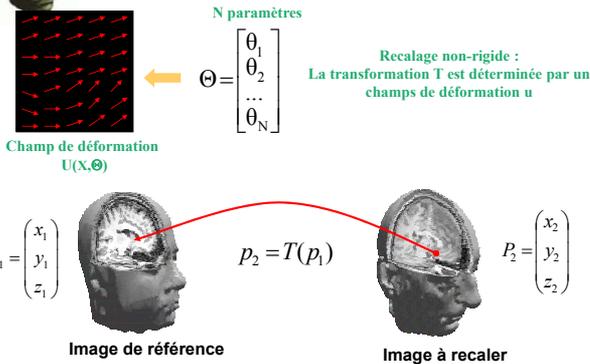
Recalage affine par morceau : Atlas Talairach

- Plan inter-hémisphérique (3+ amers) : 2 rotations et 1 translation
- Commissure antérieure et postérieure (AC, PC) : 3ème rotation, 2 translations
- Facteur d'échelle pour les amers (antérieur, postérieur, droite, gauche, supérieur, inférieur) : 7 paramètres
- transformation affine différente pour chacun des 12 cubes de la grille de Talairach.

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master 1STI 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage non-rigide 3D



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master 1STI 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage non-rigide 3D : Difficultés

Objectif : Modéliser et estimer les déformations non linéaires de grande amplitude

Déformation ayant de nombreux degrés de liberté

Nombre d'observations < nombre de degrés de liberté

Nombre important de paramètres + données 3D

Problème mal posé

Complexité calculatoire

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master 1STI 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage non-rigide 3D : Difficultés

- Il faut contrôler le degré de liberté du recalage non-rigide par ajout de contrainte
 - Terme de régularisation
 - Conservation de topologie
 - Limitation du nombre de paramètres (splines)
 - Équations aux dérivées partielles
 - Modèle élastique
 - Modèle fluide
 - Flot optique
 - Modèle de diffusion
 - Formulation bayésienne

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master 1STI 2007-2008

Recalage d'images : Modèle transformation

Recalage non-rigide 3D : Problème mal posé

Ajout de contraintes (connaissance a priori)

Régularisation

$$E(I_s, I_c, u) = E_s(I_s, u) + E_r(u)$$

Modèles statistiques

$$P(u|I_c, I_s) \propto P(I_c, I_s|u)P(u)$$

Modèles physiques

modèle élastique

$$\mu \nabla^2 v + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot v) + b = 0$$

modèle fluide

$$\mu \nabla^2 v + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot v) + b = 0$$

$$v = \frac{du}{dt} = \frac{\partial u}{\partial t} + \nabla^T v$$

Modèles paramétriques

$$u = u(s, \theta)$$

modèle affine
modèle polynomial
base de fonctions
(Fourier, spline)

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master 1STI 2007-2008



Recalage d'images : Modèle transformation Recalage non-rigide 3D Complexité importante

Approches multi résolution

Décomposition des images
pyramide gaussienne
pyramide ondelettes

Décomposition des déformations
modèles affines par morceaux
bases de fonctions hiérarchiques

Approches globales ou locales

Approches globales
grandes déformations
lent
peu sensible à l'initialisation

Approches locales
petites déformations
rapide
sensible à l'initialisation

Traitement images numériques - Jean-Paul AMISFACH - Master IUT1 2002-2003

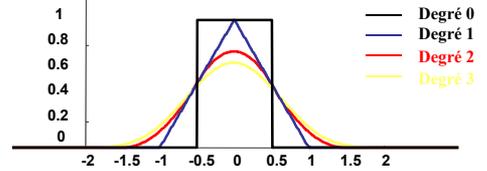


Recalage d'images : Recalage non-rigide Expression du champ de déformation dans une base de fonction

■ Fonctions Bsplines

$$\phi_0(x) = \begin{cases} 1 & x \in [-0.5, 0.5] \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$$\phi_d(x) = \phi_0(x) * \phi_{d-1}(x)$$



Traitement images numériques - Jean-Paul AMISFACH - Master IUT1 2002-2003



Recalage d'images : Recalage non-rigide Expression du champ de déformation en 1D

Champ de déformation
 $V(X)$

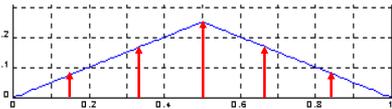
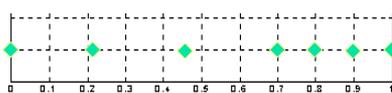


Image de départ



Image déformée



Traitement images numériques - Jean-Paul AMISFACH - Master IUT1 2002-2003



Recalage d'images : Recalage non-rigide Approche hiérarchique : Complexité de la déformation

Modélisation multirésolution du champ de déformation

$$V_0 \subset V_1 \subset \dots \subset V_l \subset V_{l+1} \subset \dots \subset H$$

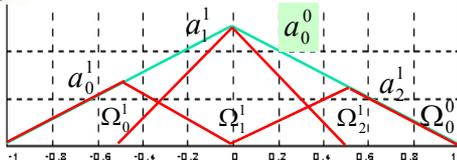
Modèle multi-résolution
Chaque sous-espace V_l
contient les configurations
du champ à la résolution 2^l

Optimisation hiérarchique
Minimisation successive de
l'énergie $E(\Theta)$ dans chaque
sous espace V_l

Traitement images numériques - Jean-Paul AMISFACH - Master IUT1 2002-2003



Recalage d'images : Recalage non-rigide Exemple de transition d'échelle en 1D



Échelle 0 → **Échelle 1**

V_0

V_1

$$\begin{cases} a_0^1 = a_0^0 / 2 \\ a_1^1 = a_0^0 \\ a_2^1 = a_0^0 / 2 \end{cases}$$

$$u(x) = a_0^0 \phi_0(x) = a_0^1 \phi_1(2x+1) + a_1^1 \phi_1(2x) + a_2^1 \phi_1(2x-1)$$

Traitement images numériques - Jean-Paul AMISFACH - Master IUT1 2002-2003



Recalage d'images : Recalage non-rigide Optimisation multi-échelle

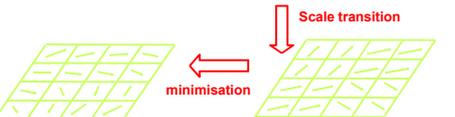
$V_0 = \text{scale } 0$



$V_1 = \text{scale } 1$



$V_2 = \text{scale } 2$

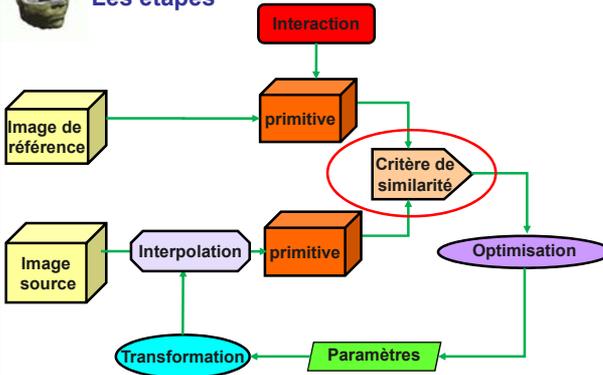


Traitement images numériques - Jean-Paul AMISFACH - Master IUT1 2002-2003



Recalage d'images : Méthodologie

Les étapes



Traitement images numériques - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2007-2008



Recalage d'images : Les étapes

Critères de similarité

- Mono modalité
 - Quadratique (SSD), quadratique robuste (SSDR)
 - Changement de signe (CS)
 - Uniformité du rapport inter-image (RIU)
 - Coefficient de corrélation (CC)
- Multi modalité
 - Uniformité des partitions inter-image (PIU)
 - Histogramme joint et la fonction de probabilité de distribution jointe (PDF)
 - Entropie jointe (JE)
 - Information mutuel (MI)
 - Information mutuelle normalisée (NMI)

Traitement images numériques - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2007-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Quadratiques

- Quadratique (moindres carrés)– Sum of Squares of difference (SSD)

$$E(T(s)) = \frac{1}{N} \sum_s |I_1(s) - I_2(T(s))|^2 \quad \forall s \in I_1(s) \cap I_2(T(s))$$

N : nombre de voxels commun à I_1 et I_2

- Quadratique symétrique

$$E(T(s)) = \frac{1}{2N} \sum_k |I_1(s) - I_2(T(s))|^2 + \frac{1}{2N} \sum_k |I_1(T^{-1}(s)) - I_2(s)|^2$$

Traitement images numériques - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2007-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Quadratiques robustes

- Quadratique Robuste

$$E(T(s)) = \sum_k \rho(I_1(s) - I_2(T(s)), C) \quad \forall s \in I_1(s) \cap I_2(T(s))$$

- Fonctions robustes : les M-estimateurs
Caractérisées par la fonction d'influence

$$\psi(x) = \frac{d\rho(x)}{dx}$$

- Minimisation de :

$$E(T(s)) = \sum \omega_s \times (I_1(s) - I_2(T(s)))^2 \quad \omega_s = \frac{\psi(I_1(s) - I_2(T(s)))}{I_1(s) - I_2(T(s))} \quad \forall s \in I_1(s) \cap I_2(T(s))$$

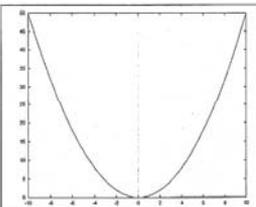
Traitement images numériques - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2007-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

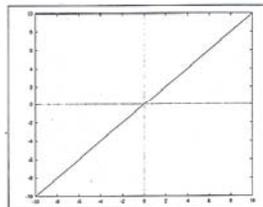
Quadratique robuste

- L'estimateur quadratique



La fonction ρ

$$\rho(x, C) = \frac{x^2}{2C^2}$$



La fonction ψ

$$\psi(x, C) = \frac{x}{C^2}$$

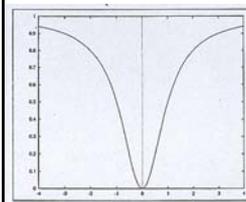
Traitement images numériques - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2007-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

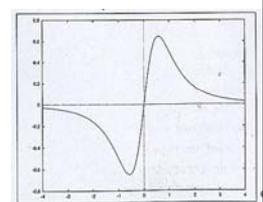
Quadratique robuste

- L'estimateur robuste Geman-McLure



La fonction ρ

$$\rho(x, C) = \frac{x^2}{x^2 + C}$$



La fonction ψ

$$\psi(x, C) = \frac{2xC^2}{(x^2 + C^2)^2}$$

Traitement images numériques - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2007-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité du rapport inter-image

Ecart-type du rapport inter-image – Ratio-Image uniformity (RIU)

- Calcul du rapport des images

$$R = I_2(T(s)) / I_1(s) \quad \forall s \in I_1(s) \cap I_2(T(s))$$

- Calcul de la moyenne du rapport de chaque voxel et de l'écart type à la moyenne du rapport de chaque voxel

$$\mu_R = \frac{1}{N} \sum_s R(s) \quad \sigma_R = \frac{1}{N} \sum_s (R(s) - \mu_R)^2$$

- Calcul de l'uniformité du rapport inter image

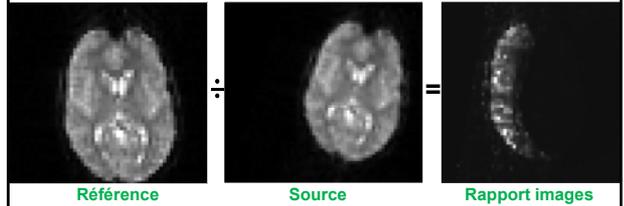
$$E(T(s)) = \frac{\sigma_R}{\mu_R}$$

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité du rapport inter-image



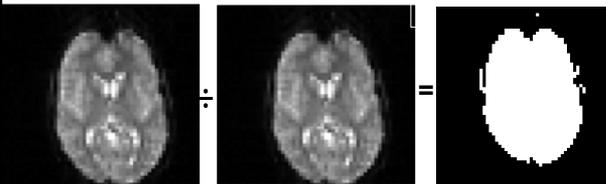
Ecart type du rapport de tous les voxels du cerveau $\gg 0$

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité du rapport inter-image



Ecart type du rapport de tous les voxels du cerveau = 0

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Coefficient de corrélation

- Coefficient de corrélation – Correlation coefficient (CC)

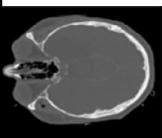
$$E(T(s)) = \frac{\sum_s (I_1(s) - \bar{I}_1)(I_2(T(s)) - \bar{I}_2(T))}{(\sum_s (I_1(s) - \bar{I}_1)^2 \sum_s (I_2(T(s)) - \bar{I}_2(T))^2)^{1/2}}$$

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IFTI 2002-2003

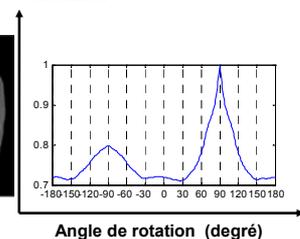


Recalage d'images : Critères de similarité

Coefficient de corrélation



Coefficient de corrélation



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IFTI 2002-2003



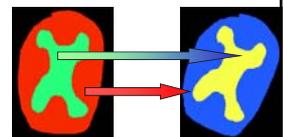
Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité des partitions inter-image

- Images multimodales: uniformité inter-images [Woods-93]

Implantation:

- partition de l'image de référence en ses niveaux de gris (g)
- minimisation des variances dans les partitions projetées sur l'image à recalcer



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité des partitions inter-image

- uniformité partition inter-images – partitioned intensity uniformity (PIU)

Version 1

Version 2

$$E(T(s)) = \sum_{g=1}^G N_g \times \sigma_g$$

$$\sigma_g = \sqrt{\sum_{s|I_1(s)=g} \sum_{s|I_2(s)=g} (I_2(T(s)) - \mu_g)^2}$$

$$\mu_g = \frac{1}{N_g} \sum_{s|I_1(s)=g} I_2(T(s))$$

$$E(T(s)) = \sum_{g=1}^G \frac{N_g}{N} \times \frac{\sigma_g}{\mu_g}$$

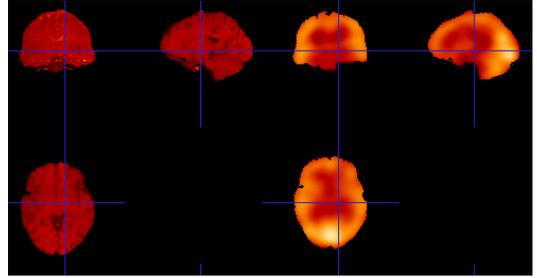
Traitement images médicales - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité des partitions inter-image

Validité de l'hypothèse d'uniformité ?



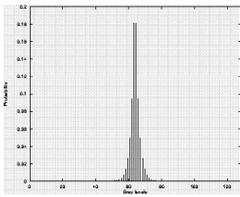
Traitement images médicales - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2002-2003



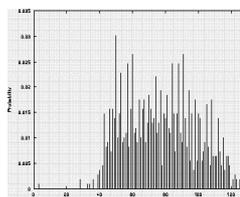
Recalage d'images : Critères de similarité

Uniformité des partitions inter-image

Validité de l'hypothèse d'uniformité ?



Histogramme idéal



Histogramme réel

Traitement images médicales - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Histogramme joint

- Création de l'histogramme joint
 - Création d'un histogramme 2D où chaque axe représente les niveaux de gris dans chaque image
 - Un élément de l'histogramme est incrémenté à chaque fois qu'un couple de valeurs $(I_1(s), I_2(s))$ apparaît dans les deux images

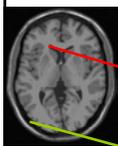
Traitement images médicales - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2002-2003



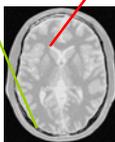
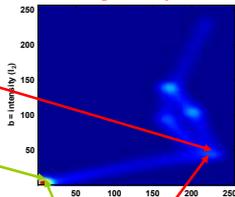
Recalage d'images : Critères de similarité

Histogramme joint

Histogramme joint



I_2



I_1

$H(a, b) =$
nombre de voxels tel que
 $(I_1(s) = a, I_2(T(s)) = b)$
 $a \in I_1$ et $b \in I_2$
 $\forall s \in I_1(s) \cap I_2(T(s))$

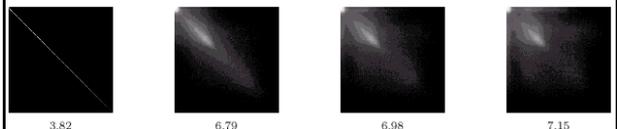
Traitement images médicales - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Histogramme joint

Histogramme joint de deux images de même modalité avec décalage (T_x, T_y)



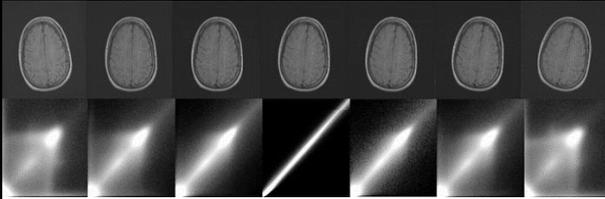
Traitement images médicales - Jean-Paul REMONDACH - Master IFTI 2002-2003



Recalage d'images : Critères de similarité

Histogramme joint

Histogramme joint de deux images de même modalité pour une rotation



■ Création de l'histogramme joint

- Si les deux images sont parfaitement recalées, alors l'histogramme est fortement net. Si les images se décalent, la dispersion dans l'histogramme joint croît.
- L'entropie est une technique de mesure de la dispersion de l'histogramme.

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IJST 2002-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Entropie jointe : Mesure de l'information

- La première définition de la mesure de l'information proposée par Hartley (dans les années 30) :
 - $H = n \log s$
 - n est la longueur du message et s est le nombre de valeurs possibles pour chaque symbole dans le message.
 - On considère que chaque symbole a une probabilité égale d'apparition
- Shannon a proposé une variante (Shannon's Entropy) (1947)

$$H = \sum_i p_i \cdot \log \frac{1}{p_i} = - \sum_i p_i \cdot \log p_i$$

- Si un événement est certain ($p_i=1$) alors l'entropie est minimale ($H=0$)
- Si tous les événements sont équi-probable alors l'entropie est maximale ($H=\log(N)$).

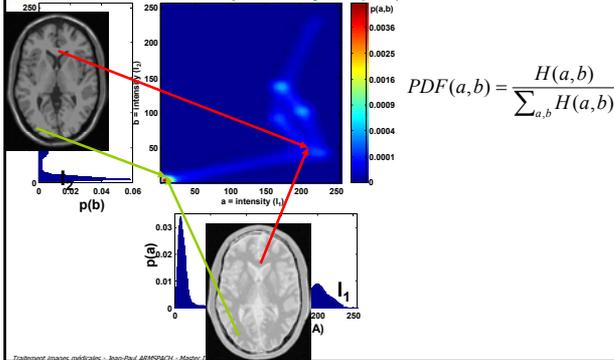
Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IJST 2002-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Entropie jointe

Densité de probabilité jointe (PDF)



$$PDF(a,b) = \frac{H(a,b)}{\sum_{a,b} H(a,b)}$$

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IJST 2002-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Entropie jointe

- Entropie jointe – joint entropy (JE)

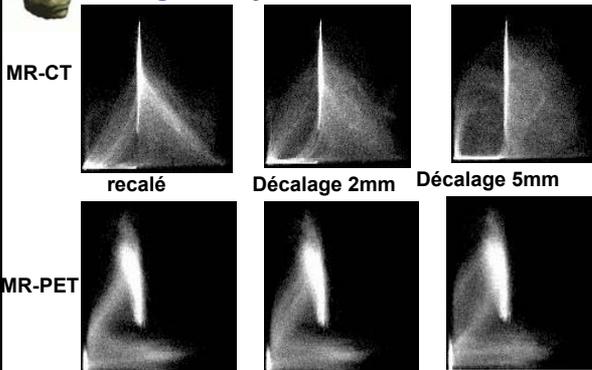
$$E(T(s)) = H(I_1, I_2(T)) = - \sum_{a \in I_1} \sum_{b \in I_2} p(a,b) \log p(a,b)$$

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IJST 2002-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Histogramme joint



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IJST 2002-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Information mutuelle

- Information mutuelle – Mutual information (MI)

$$E(T(s)) = I(I_1, I_2(T)) = H(I_1) + H(I_2) - H(I_1, I_2)$$

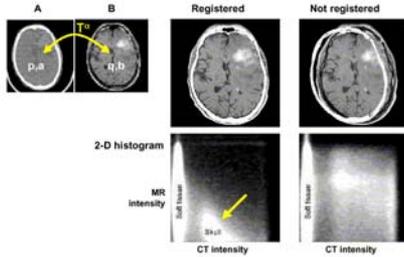
$$I(I_1, I_2(T)) = \sum_{a \in I_1} \sum_{b \in I_2} p(a,b) \log \frac{p(a,b)}{p(a)p(b)}$$

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISFACH - Master IJST 2002-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Information mutuelle



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I2ST 2007-2008



Recalage d'images : Critères de similarité

Synthèse

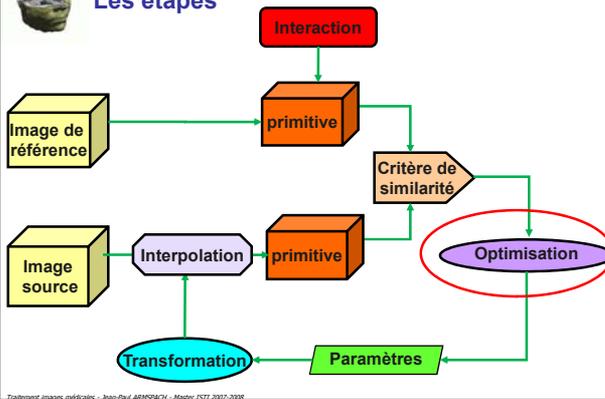
- Mono modalité
 - Quadratique (SSD), quadratique robuste (SSDR) (**minimise**)
 - Changement de signe (CS) (**minimise**)
 - Uniformité du rapport inter-image (RIU) (**minimise**)
 - Coefficient de corrélation (CC) (**maximise**)
- Multi modalité
 - Uniformité des partitions inter-image (PIU) (**minimise**)
 - Histogramme joint et la fonction de probabilité de distribution jointe (PDF)
 - Entropie jointe (JE) (**minimise**)
 - Information mutuel (MI) (**maximise**)
 - Information mutuelle normalisée (NMI) (**maximise**)

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I2ST 2007-2008



Recalage d'images : Méthodologie

Les étapes



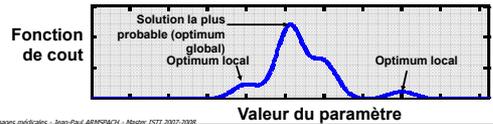
Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I2ST 2007-2008



Recalage d'images : Les étapes

Optimisation

- Le problème d'optimisation consiste à atteindre un objectif dépendant d'un ensemble de paramètres
- L'objectif est quantifié par une fonction de coût
- L'optimisation consiste à trouver les valeurs des paramètres qui minimisent ou maximisent la fonction de coût



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I2ST 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

Les méthodes

- Optimisation déterministe
 - Powell,
 - Levenberg-Marquardt,
 - Newton-Raphson,
 - Iterated Conditional Modes (ICM),
 - simplexe,
- Optimisation stochastique
 - Recuit simulé (Fast Simulated annealing),
 - algorithme génétique,

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I2ST 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

La méthode du simplexe

- **Remarques :**
- Fonction objectif non linéaire
- Dérivées indisponibles
- Méthodes qui n'approximent pas le gradient
- L'algorithme ne converge pas toujours.
- Cependant, en pratique, l'algorithme fonctionne bien en général.

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I2ST 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

Approche hiérarchique

- En recalage limite des méthodes d'optimisation
 - nombreux minima locaux.
 - Temps de calcul
- Recours à des approches hiérarchiques
- Décomposition de l'optimisation en problèmes de complexité croissant
- Trois types d'approches hiérarchiques
 - Complexité des données
 - Complexité de la déformation
 - Complexité de la transformation

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

Approche hiérarchique : complexité de la transformation

- Utilisation successive de transformations différentes ayant un nombre de degrés de liberté de plus en plus important
 - Recalage rigide
 - Recalage affine
 - Recalage non-rigide global
 - Recalage non-rigide local

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

Approche hiérarchique : complexité de la déformation

- Pour une transformation donnée, augmenter progressivement le degré de liberté
 - Base de fonctions polynomiales
 - Augmenter l'ordre maximal des polynômes
 - Base d'ondelettes
 - Diminuer la taille de leur support
 - Méthodes EDP
 - Augmenter progressivement le nombre de points de contrôle de la grille sous-jacente à l'image sur laquelle est estimée le champs de déformation

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

Approche hiérarchique : complexité des données

- Augmenter progressivement la taille des images en construisant une pyramide d'images sous-échantillonnées. Le principe est :
 - Recalage à une échelle faible (facteur 4 par rapport image origine) (expl. : 4x4x4 mm)
 - Le résultat du recalage à faible échelle initialise le recalage au niveau supérieur (facteur 2, exemple précédent). Les images sont ré-échantillonnées à cette échelle (expl. : 2x2x2 mm) .
 - Optimisation répétée jusqu'à échelle finale (souvent résolution initiale de l'image) (expl. : 1x1x1 mm) (pas obligatoire)

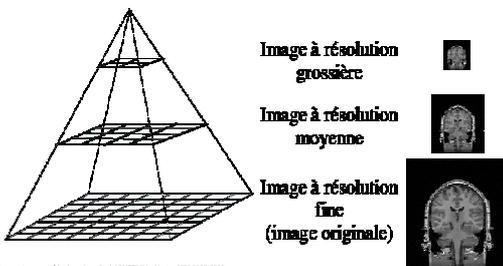
Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008



Recalage d'images : Optimisation

Approche hiérarchique : complexité des données

L'approche multi-résolution.



Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008

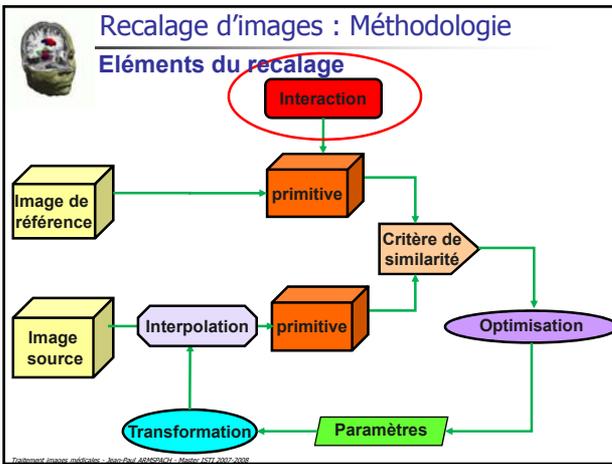


Recalage d'images volumiques

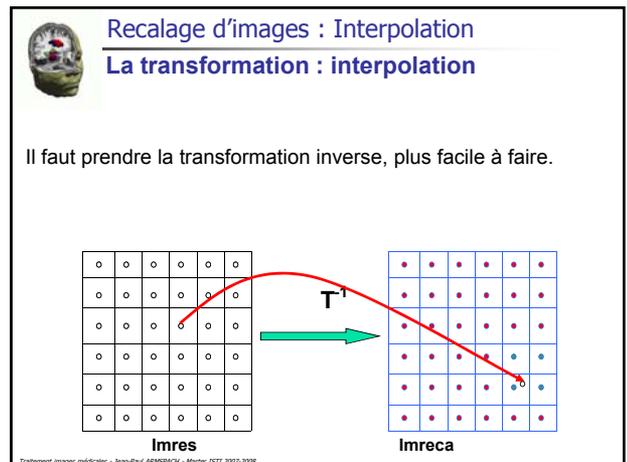
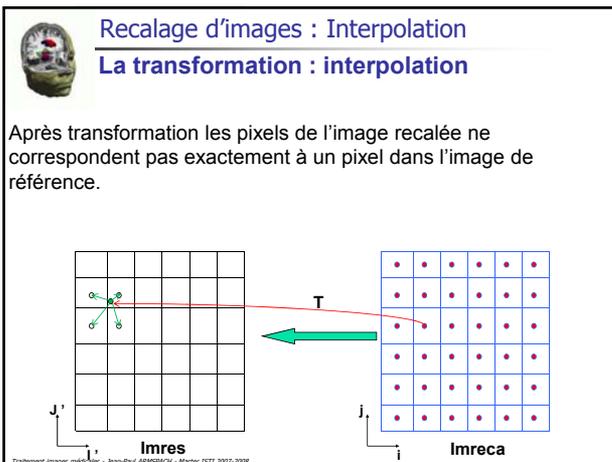
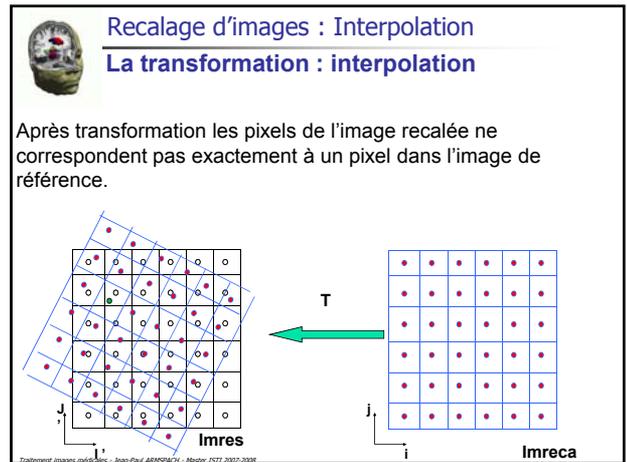
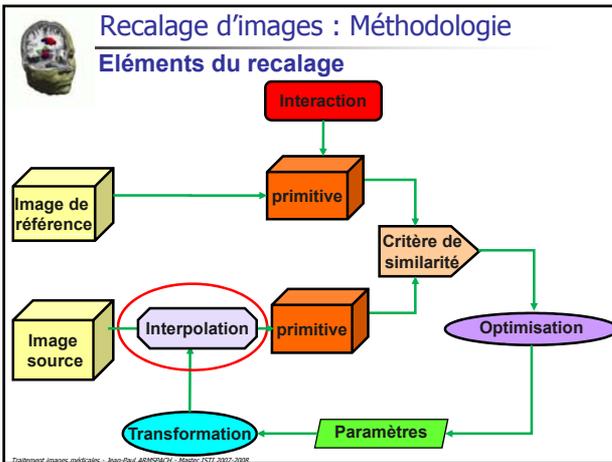
Problématique du recalage : Définition

- Caractéristiques des images (Type d'images)
 - Dimensionnalité (2D, 3D,)
 - Modalité (Mono-modal, multi-modal, modalité vers model)
 - sujet (inter-patient, intra-patient, atlas),
 - régions anatomiques (crâne, abdomen, thorax, membres, ...) .
- Caractéristiques des méthodes
 - Nature des primitives
 - Modèle de transformation
 - Critère de similarité
 - Stratégie d'optimisation
- Caractéristiques induites
 - Interaction
 - Interpolation

Traitement images médicales - Jean-Paul AMISERANT - Master I271 2007-2008



- ### Recalage d'images : Éléments
- #### Niveau interaction
- Interactif (Manuel)
 - Initialisation
 - Choix des primitives (amer, segmentation, ...)
 - semi-automatique
 - Initialisation par l'expert
 - guidage, correction
 - Automatique
 - Aucune interaction de l'expert
- Traitement images médicales - Jean-Paul AMISRECH - HECST 2007-2008



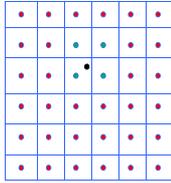


Recalage d'images : Interpolation

La transformation : interpolation

Pour calculer la valeur du pixel interpolé.

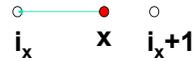
- Plus proche voisin
- Bi-linéaire
- sinus cardinal
- spline



Recalage d'images : Interpolation

La transformation : interpolation linéaire

- Prenons le cas à une dimension (1D)



$$\Delta x = \text{fmod}(x, 1)$$

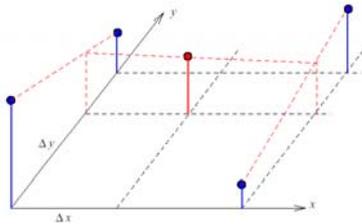
$$i_x = \text{int}(x)$$

$$p_{\text{int}} = p_1 [i_x] * (1 - \Delta x) + p_1 [i_x + 1] * \Delta x$$



Recalage d'images : Interpolation

La transformation : interpolation bilinéaire

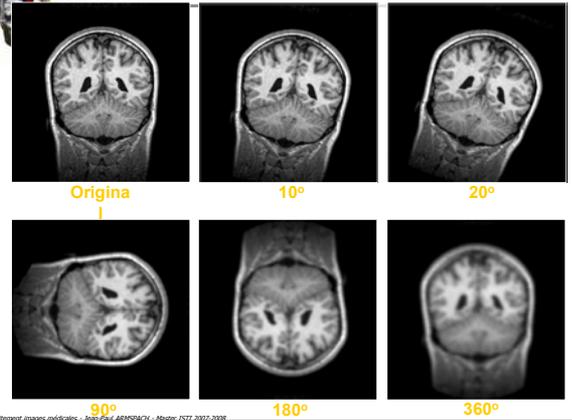


$$f(x, y)[(1 - \Delta x)(1 - \Delta y)] + f(x + 1, y)[\Delta x(1 - \Delta y)] +$$

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



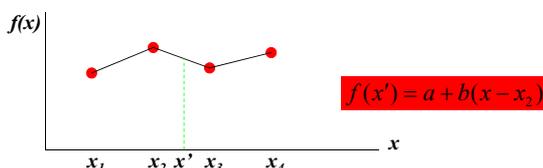
Recalage d'images : Interpolation



Recalage d'images : Interpolation

La transformation : interpolation bilinéaire

- Une fonction spline est une fonction polynomial par morceau



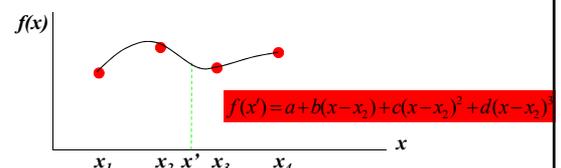
- Interpolation linéaire est une fonction spline de premier ordre (degré 1).
- Trouver a et b à partir de $f(x_2)$ et $f(x_3)$



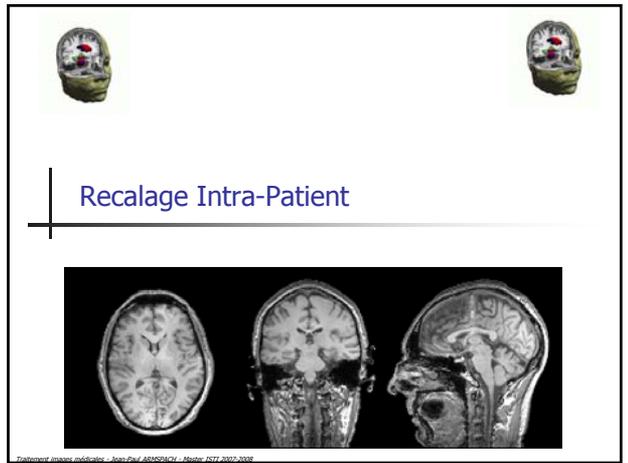
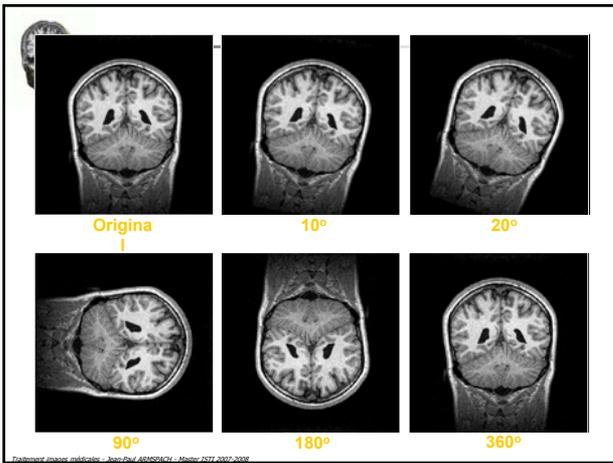
Recalage d'images : Interpolation

La transformation : interpolation spline

- Interpolation cubique est une fonction spline d'ordre 3



- Trouver a, b, c, d à partir des points environnants



Recalage intra-patients

Applications

- Détection de changement entre des images acquises à des temps différents et/ou des conditions différentes (recalage temporel);

Traitement images médicales - Jean-Paul ARMSPACH - Master ICFI 2002-2006

Recalage intra-patients : Applications

Détection de changement : Suivi de lésions en SEP

Problème : Pour détecter des changements entre deux images il faut que ces deux images soient dans le même espace.

Solution : Acquérir des images 3D et recalcr ces images

Examen temps t **Examen temps t+2**

Traitement images médicales - Jean-Paul ARMSPACH - Master ICFI 2002-2006

Recalage intra-patients : Applications

Détection de changement : Suivi de lésions en SEP

Examen 1 **Examen 2** **Détection**

Traitement images médicales - Jean-Paul ARMSPACH - Master ICFI 2002-2006

Recalage intra-patients : Applications

Détection de changement : Suivi de lésions en SEP

Traitement images médicales - Jean-Paul ARMSPACH - Master ICFI 2002-2006

ARMSPACH 2005



Recalage intra-patients

Applications

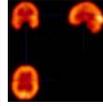
- Détection de changement entre des images acquises à des temps différents et/ou des conditions différentes (recalage temporel);
- Intégration (fusion) d'information provenant de modalités différentes (recalage multi-modal)



Recalage intra-patients

détection de changement et fusion d'informations

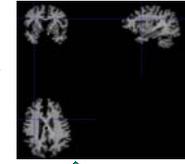
TEMP inter-critique



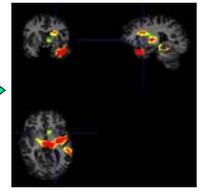
recalage



recalage



Fusion



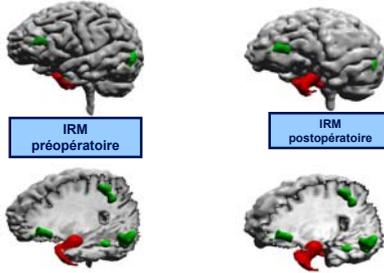
TEMP critique

Superposition des images IRM/TEMP d'un patient présentant une épilepsie temporelle gauche : mise en évidence de la zone épileptogène par une hyperperfusion locale.



Recalage intra-patients

Comparaison et fusion d'images



Représentation en 3D de la fusion des images IRM-SPECT et de l'IRM fonctionnelle des aires du langage



Recalage intra-patients

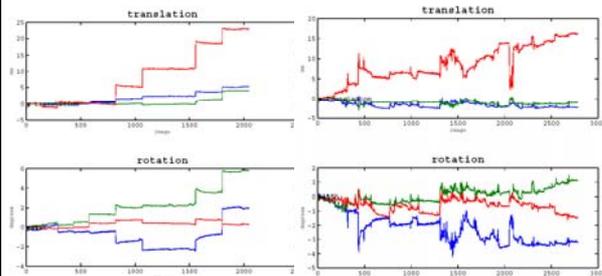
Applications

- Détection de changement entre des images acquises à des temps différents et/ou des conditions différentes (recalage temporel);
- Intégration (fusion) d'information provenant de modalités différentes (recalage multi-modal)
- Correction de mouvement du, soit à l'acquisition, soit à des mouvements de l'individu (recalage de mouvement)



Recalage intra-patients

Correction de mouvement (IRMf)



Recalage intra-patients

Correction de mouvement (IRMf)

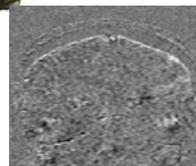


Image de différence sans recalage

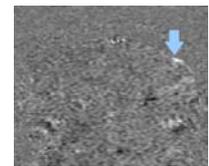
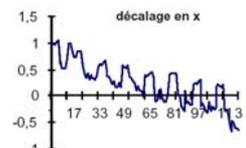


Image de différence avec recalage





Recalage intra-patients

Applications

- Détection de changement entre des images acquises à des temps différents et/ou des conditions différentes (recalage temporel);
- Intégration (fusion) d'information provenant de modalités différentes (recalage multi-modal)
- Correction de mouvement du, soit à l'acquisition, soit à des mouvements de l'individu (recalage de mouvement)
- Reconstruction d'un objet (Reconstruction 3D à partir coupes 2D)

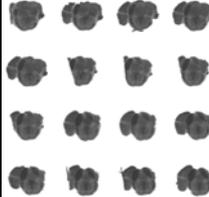
Traitement images médicales - Jean-Paul RAMSISCH - Master I2M 2007-2008



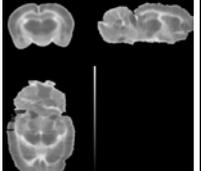
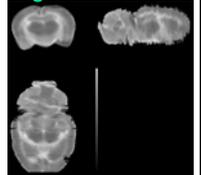
Recalage intra-patients

Reconstruction

Reconstruction d'une image auto-radiographique 3D d'un cerveau de rat à partir de 400 coupes.



Après recalage



Traitement images médicales - Jean-Paul RAMSISCH - Master I2M 2007-2008