



1. Sciences des images médicales

Les grandes classes de problèmes

+

Recalage d'images

Nicholas Ayache

29 Avril 2014



Le patient numérique personnalisé
Images, médecine et informatique



COLLÈGE
DE FRANCE
— 1530 —

Images médicales

TDM (scanner)



IRM



TEP



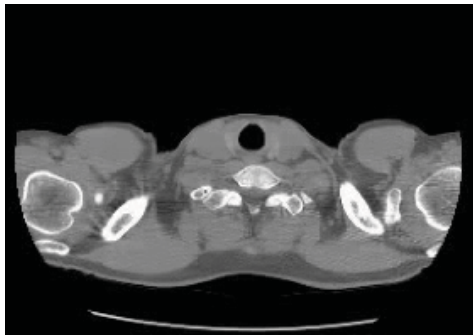
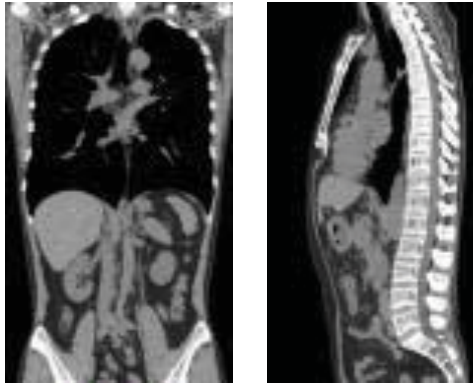
Echographie



Structure et fonction

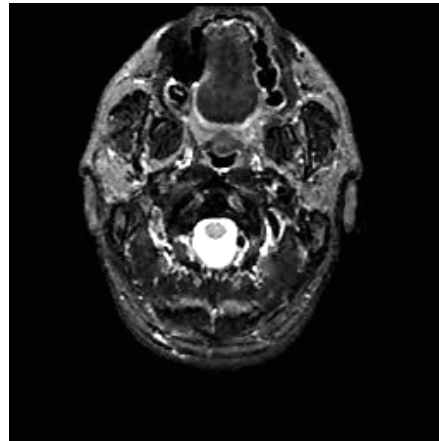
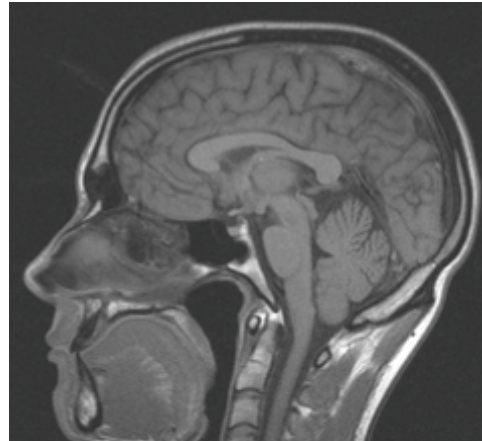


TDM (Scanner X)

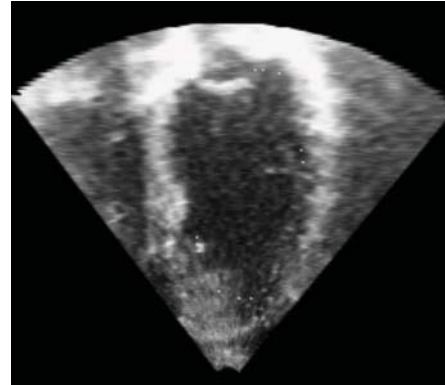


Source :H. Fujita

IRM

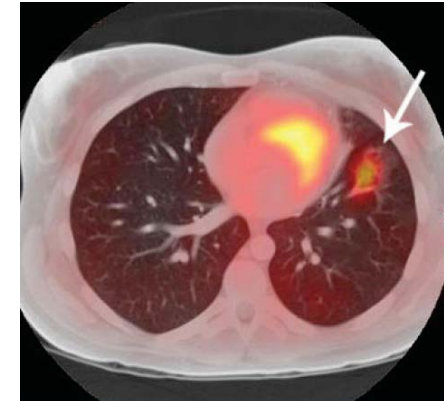
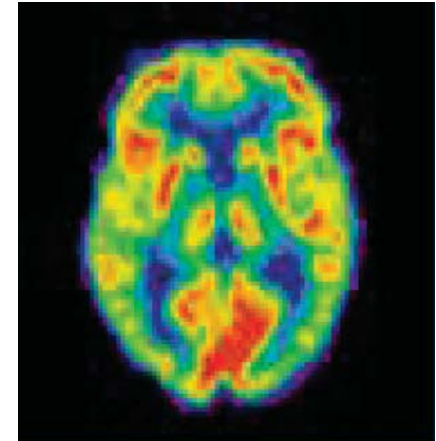


Echographie



Source :T. Peters

TEP



Plus d'images



- Elastographie (IRM, US, etc.)
- Endomicroscopie confocale
- Tomographie de cohérence optique (OCT)
- MEG, EEG
- etc.



Supersonic Imagine, Biospace, Eos Imaging, Mauna Kea Technologies,...

Images interventionnelles



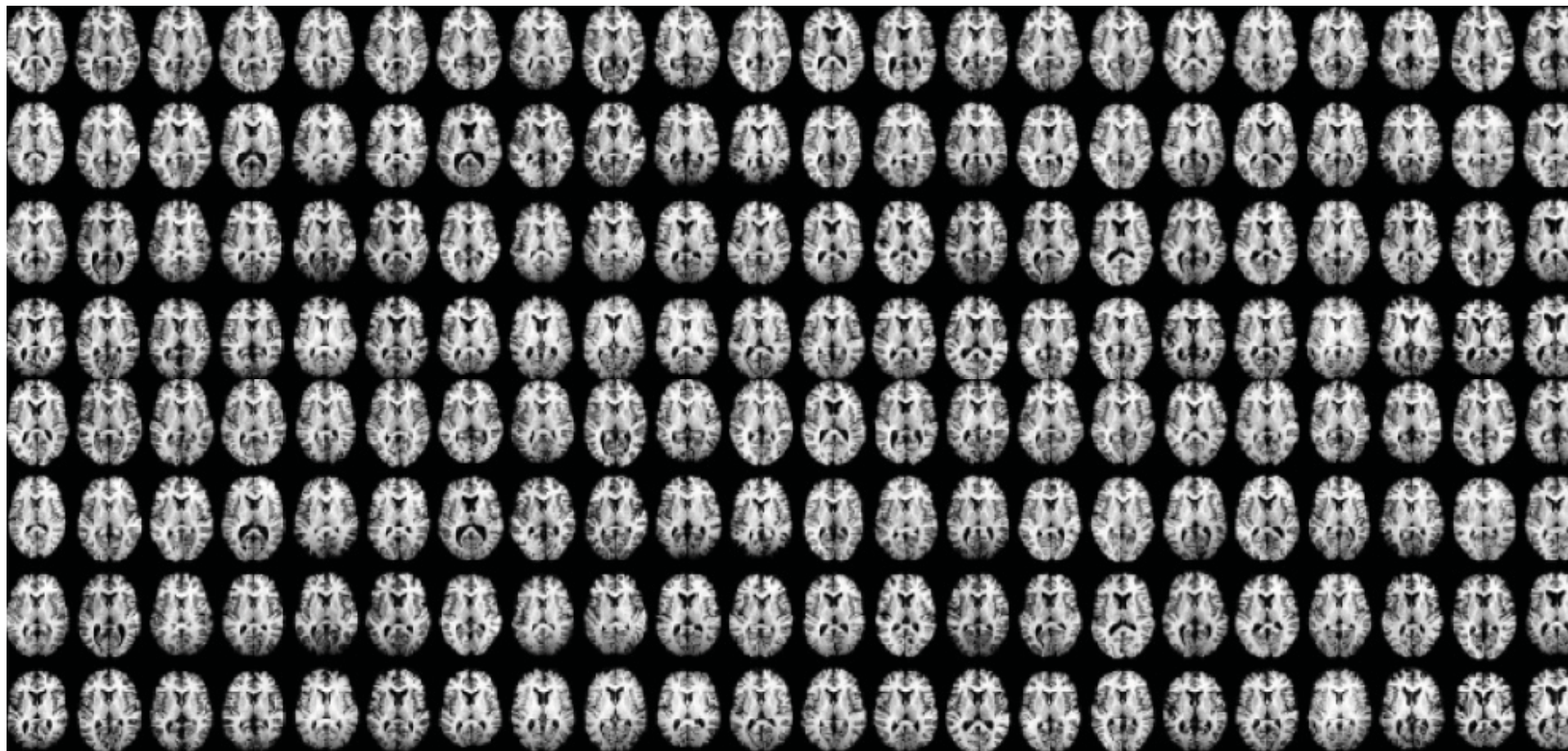
Nicholas Ayache
29 Avril 2014

Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique



COLLÈGE
DE FRANCE
— 1530 —

Sur la Toile

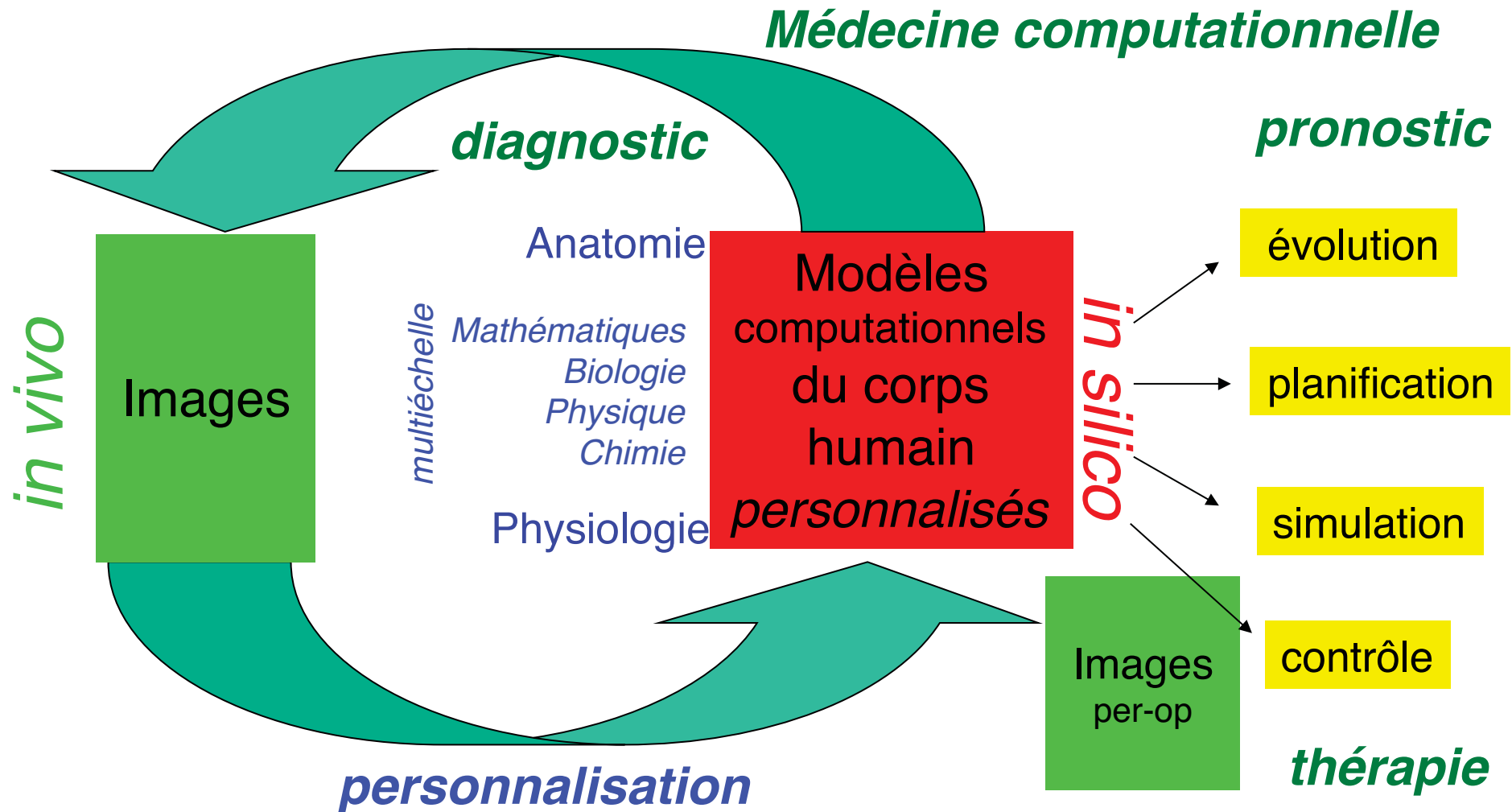


Imagerie médicale computationnelle

- Extraire **information** *cliniquement pertinente*
- La traiter dans *un cadre unifié*

Patient numérique

Patient numérique



- N Ayache, P Ciarlet , JL Lions (Editors) Computational Models for the Human Body, Elsevier, 2004
- N Ayache, A Frangi, P Hunter, R Hose, I Magnin, M Viceconti et al. Towards Virtual Physiological Human, European White Paper , 2005

Sciences des images médicales

- Comment présenter la recherche « en train de se faire » ?
 - Fondations algorithmiques, mathématiques et biophysiques
 - Grandes classes de problèmes

Spécialités cliniques

Radiothérapie

Chirurgie

Cardiologie

Oncologie

Radiologie

Orthopédie

Neurologie

Psychiatrie

Sénologie

Gastroentérologie

Endoscopie

Dermatologie

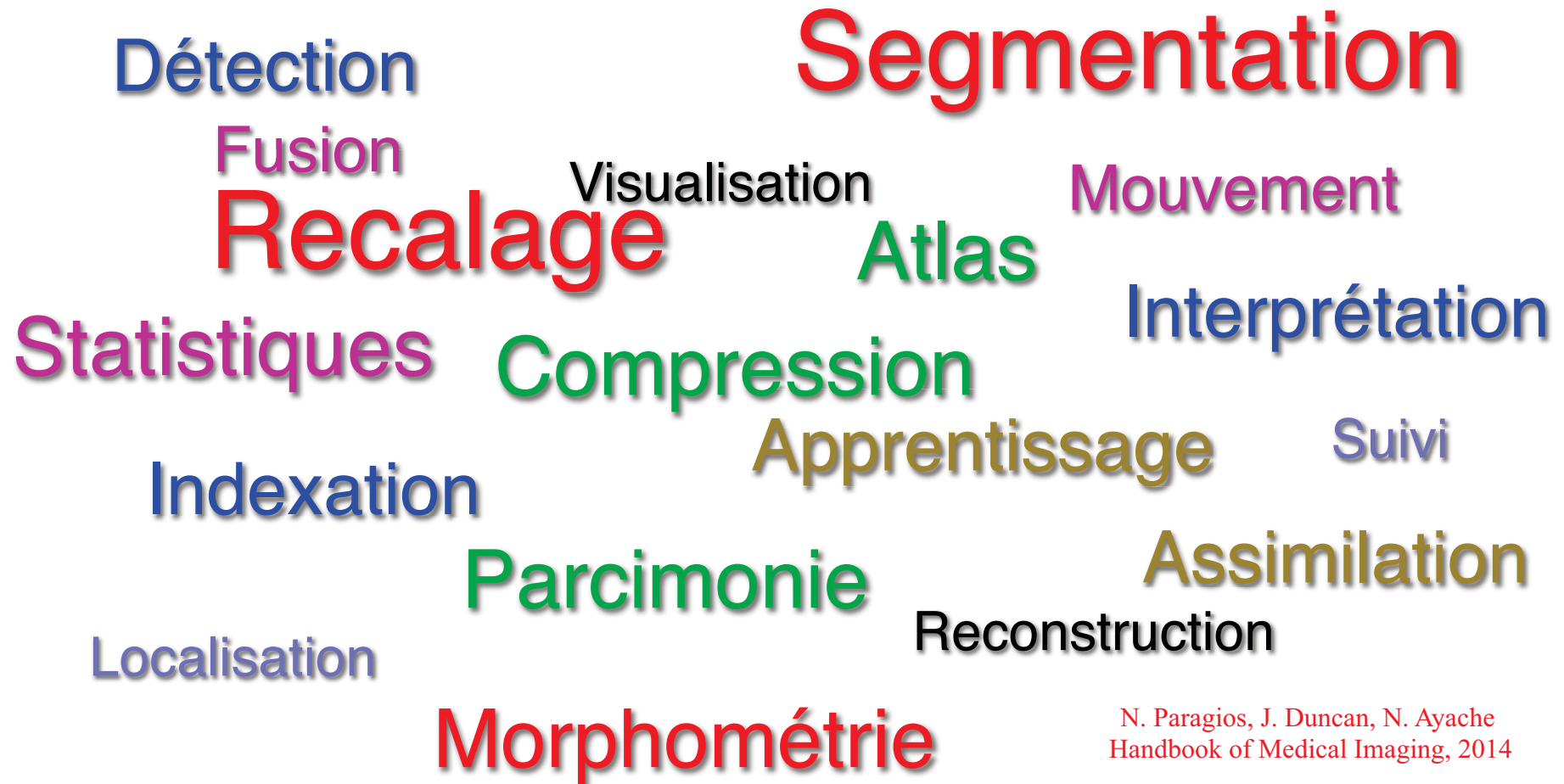
Anatomopathologie

Gynécologie

Urologie

Ophtalmologie

Méthodes et algorithmes



N. Paragios, J. Duncan, N. Ayache
Handbook of Medical Imaging, 2014



Sciences des images médicales

- Une sélection de méthodes générales *et* d'applications spécialisées
- Chaque cours complété par 2 séminaires :
 - éclairage complémentaire (méthodologique, clinique)
 - illustration de l'état de l'art, avec le colloque de clôture

Les cours

1. Recalage
2. Segmentation
3. Atlas statistiques
4. La dimension temporelle
5. Imagerie des tumeurs
6. Imagerie microscopique *in vivo*
7. Le cœur numérique personnalisé
8. Réalité virtuelle, simulation et perspectives

Colloque 24 Juin

09h10 Biophysical Models for Cancer Imaging

Michael Brady, *University of Oxford, United Kingdom*

09h50 Learning Clinical information from Medical Images

Daniel Rueckert, *Imperial College London, United Kingdom*

10h30 Spatiotemporal Analysis of Brain Development and Disease Progression

Guido Gerig, *University of Utah, United States*

11h10 Break

11h20 Decision Forests in Medical Image Analysis

Antonio Criminisi, *Microsoft Research, United Kingdom*

12h00 Computational Physiology: Connecting Molecular Systems Biology with Clinical Medicine

Peter Hunter, *University of Auckland, New Zealand*

14h10 Toward a Statistical Neuroscience

Olivier Faugeras, *Inria, Université de Nice Sophia Antipolis*

14h50 Model-Based Biomedical Image Analysis

James Duncan, *Yale University, United States*

15h30 Multi-Scale Image-Guided Interventions

David Hawkes, *University College London, United Kingdom*

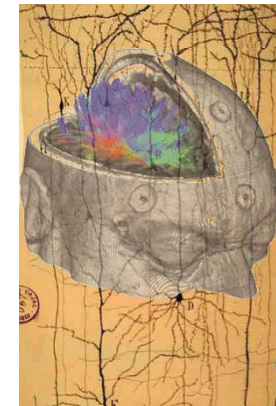
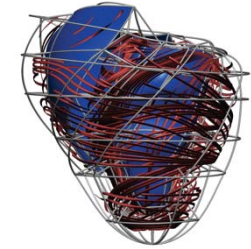
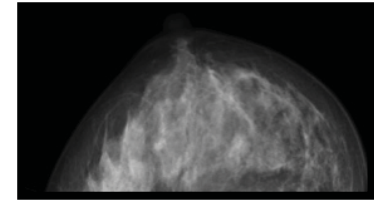
16h10 Break

16h20 Augmented Reality in the Operating Room

Nassir Navab, *Tech. Univ. Munich, Germany & J. Hopkins Univ., United States*

17h00 Towards Image-Based Personalized Medicine

Dorin Comaniciu, *Siemens Corporate Technology, United States*

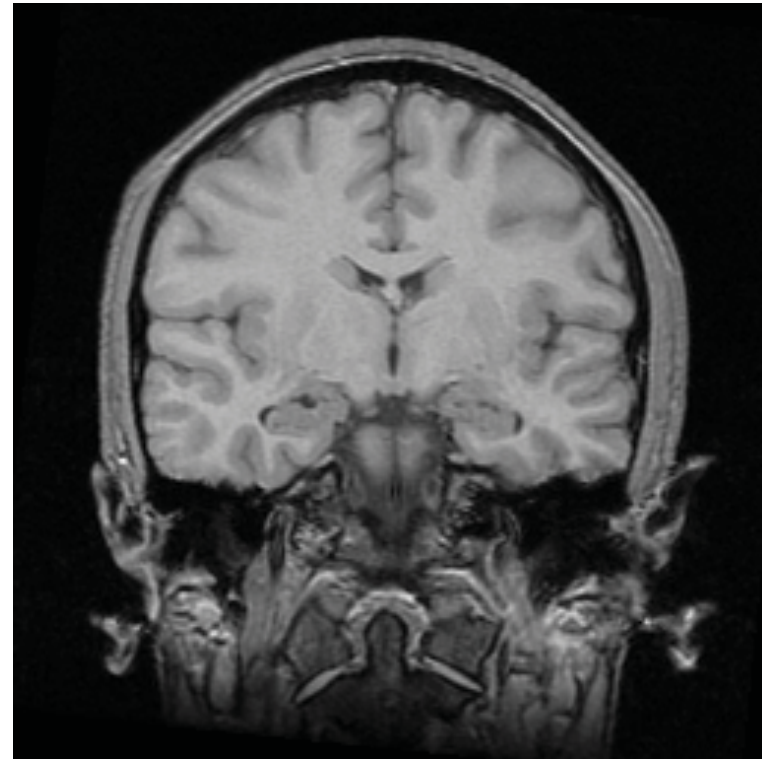
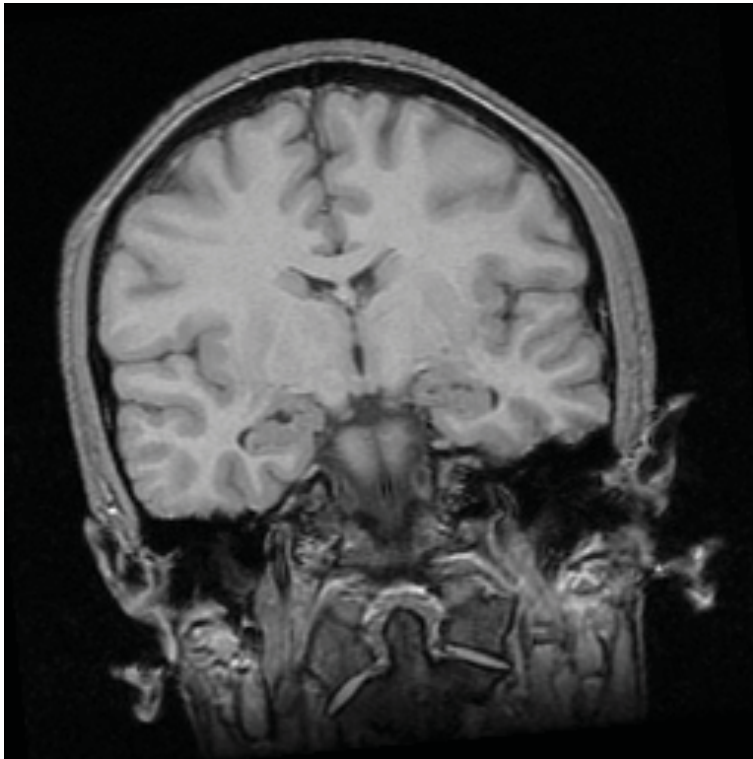


Se repérer dans les images médicales: *recalage et segmentation*

1. Le recalage

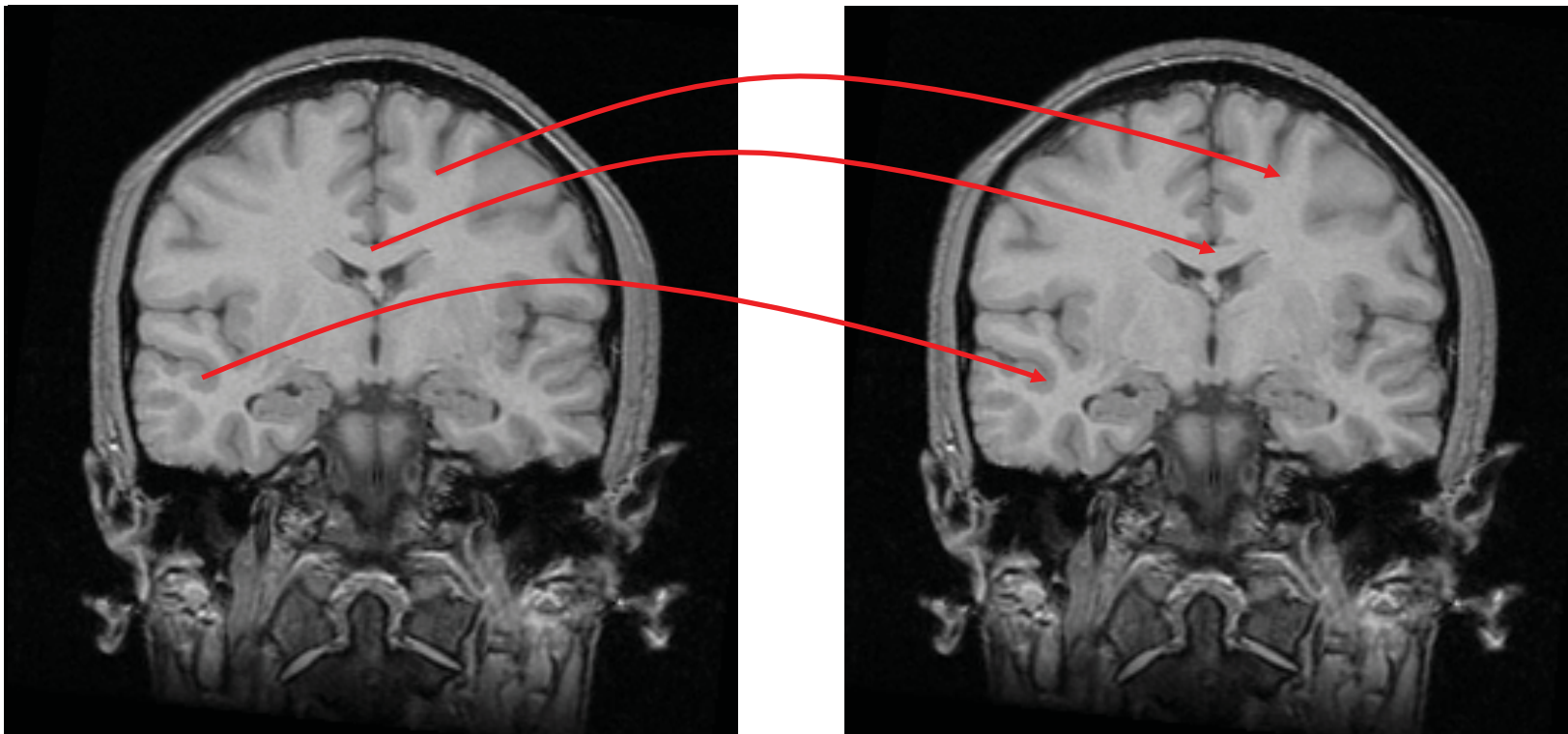
Le recalage - c'est quoi?

- Aligner une image source avec une image cible en superposant les points anatomiquement homologues



Le recalage - c'est quoi?

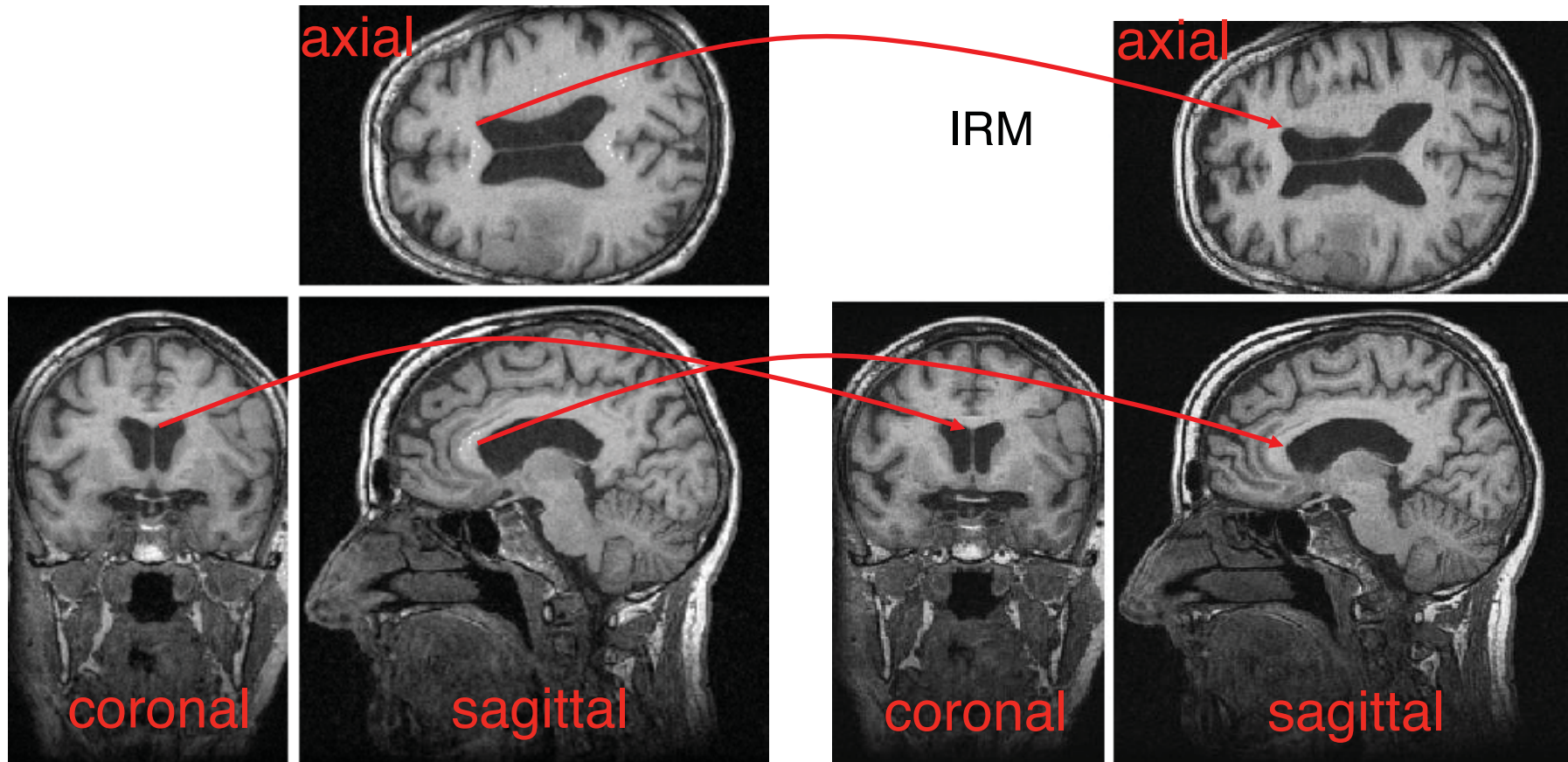
- Aligner une image source avec une image cible en superposant les points anatomiquement homologues





Images 3-D

- IRM Cérébrale (+20-100 millions de voxels)



Le recalage – pourquoi?

- Un problème central en imagerie
 - Suivre une **évolution temporelle**
 - différences entre 2 examens (étude longitudinale)
 - mouvement d'un organe dynamique (cœur, poumon), d'une articulation
 - **Fusionner** des images complémentaires
 - Structurelles, fonctionnelles, pré et per-op...
 - Étudier une **population**
 - construire un atlas statistique,
 - le superposer sur un patient

Maintz-Viergever 1997;

Sotiras-Davatzikos-Paragios 2013



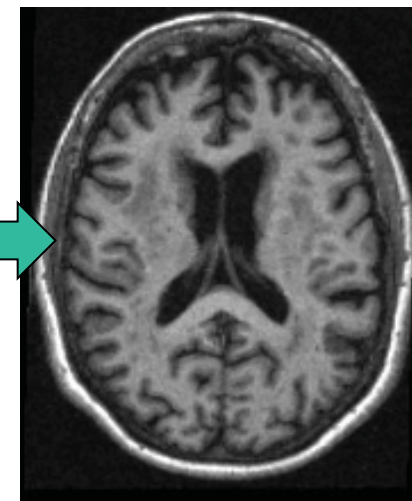
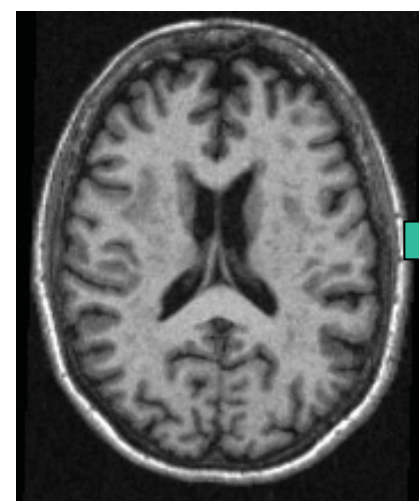
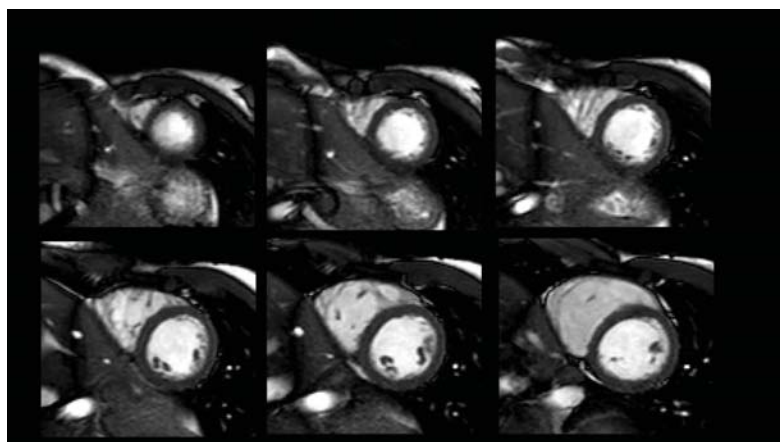
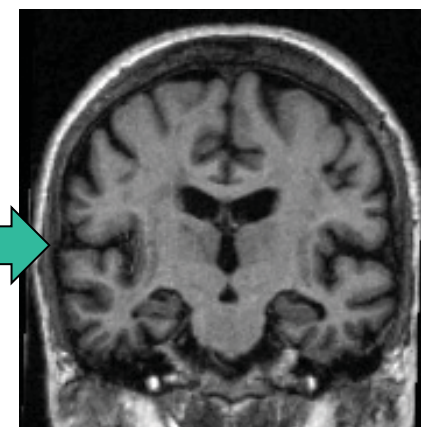
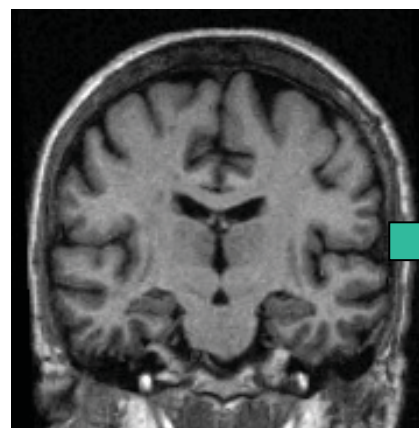
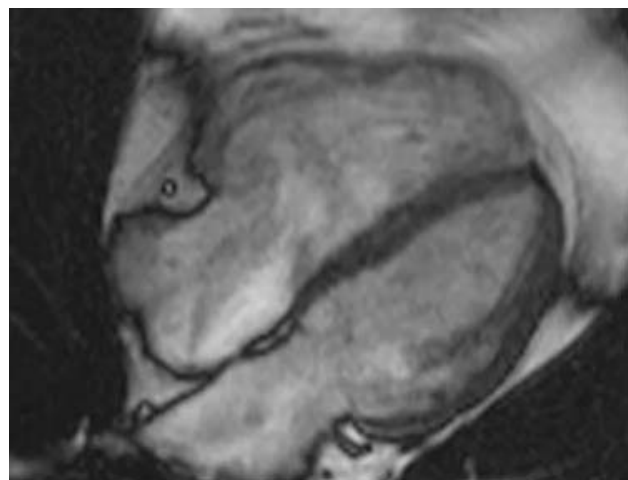
Mouvement

Evolution temporelle

Evolution

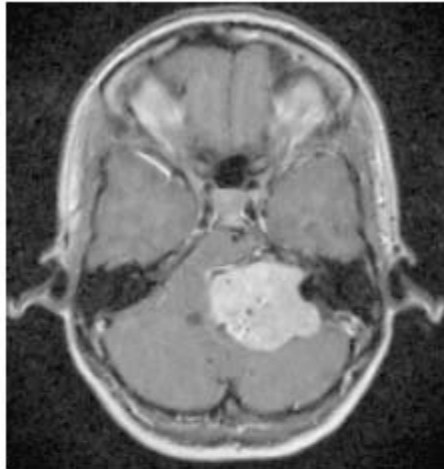
Date 1

Date 2

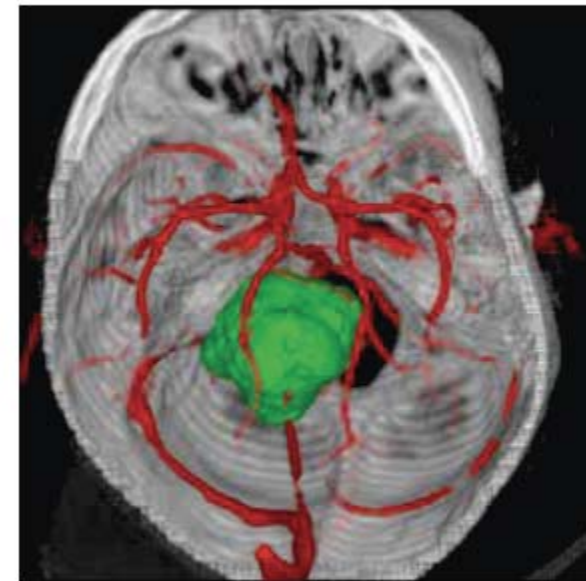
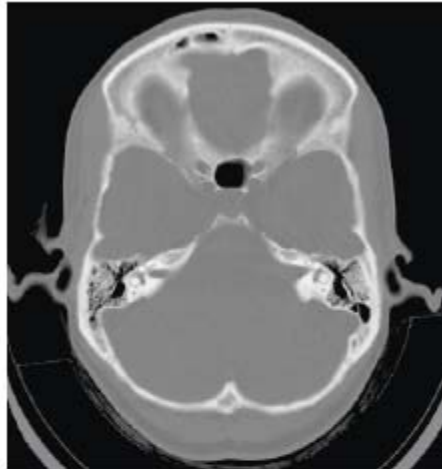


Fusion

IRM



Scanner



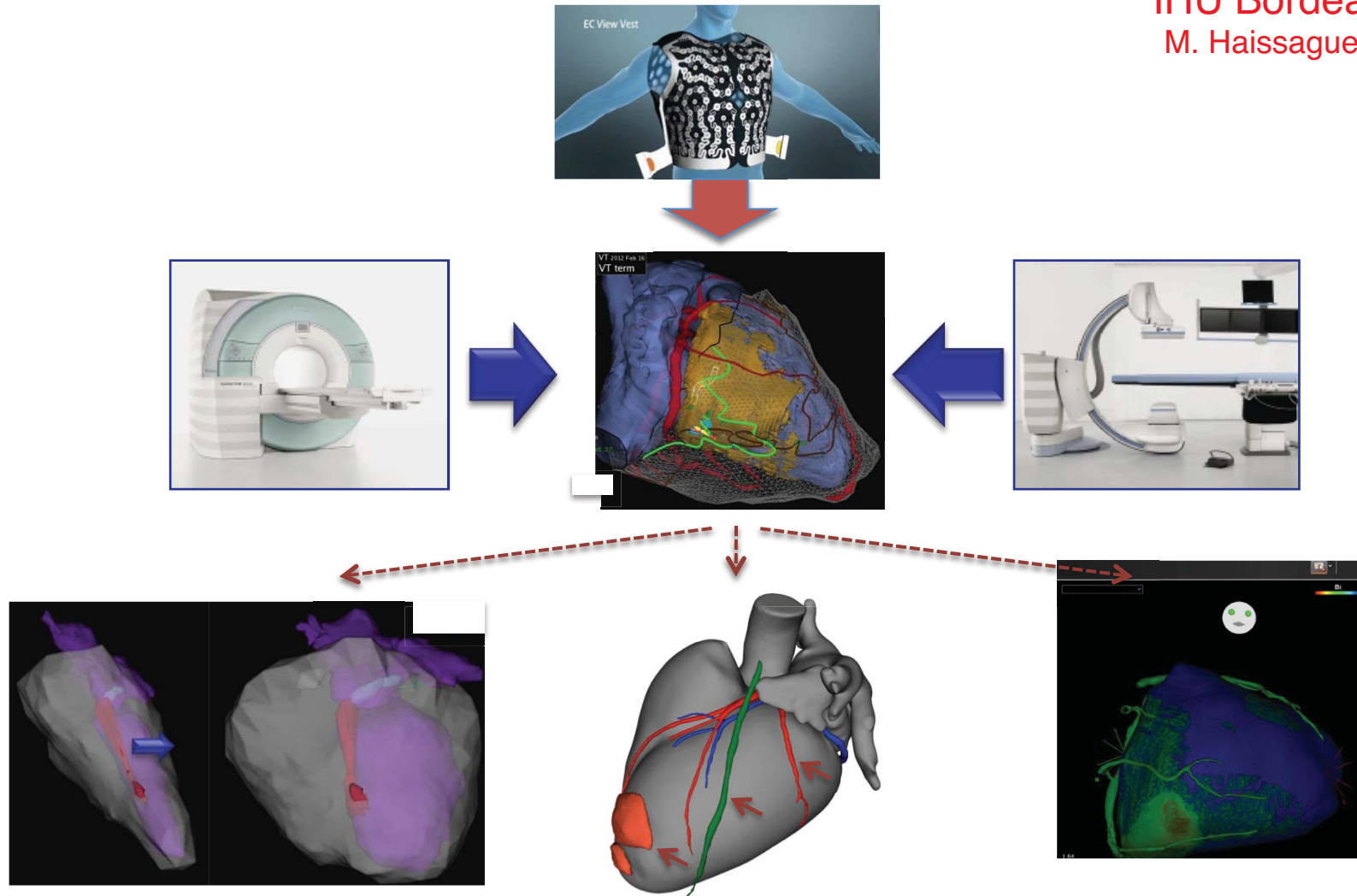
Angio



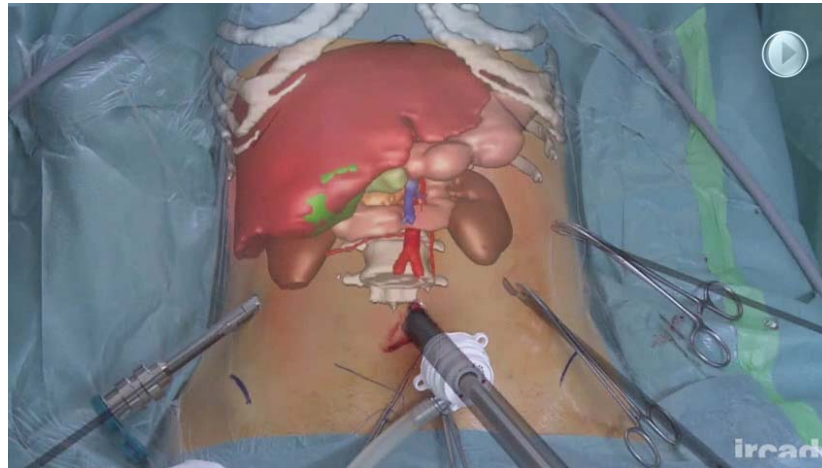
Daniel Rueckert, Imperial College

Fusion

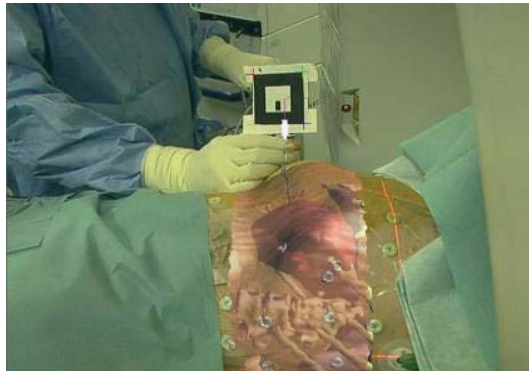
IHU Bordeaux
M. Haissaguerre



Fusion : Réalité Augmentée



IHU Strasbourg
J. Marescaux



S. Nicolau, Xavier Pennec, Luc Soler, X. Buy, A. Gangi, N. Ayache, and J. Marescaux. *An Augmented Reality System for Liver Thermal Ablation: Design and Evaluation on Clinical Cases*. *Medical Image Analysis*, 2009.

Nicholas Ayache
29 Avril 2014

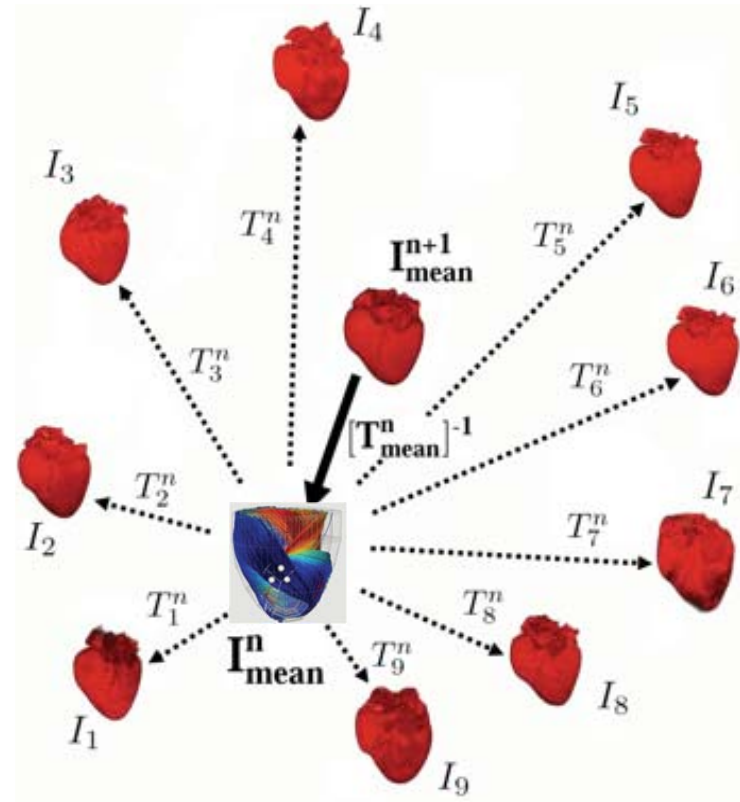
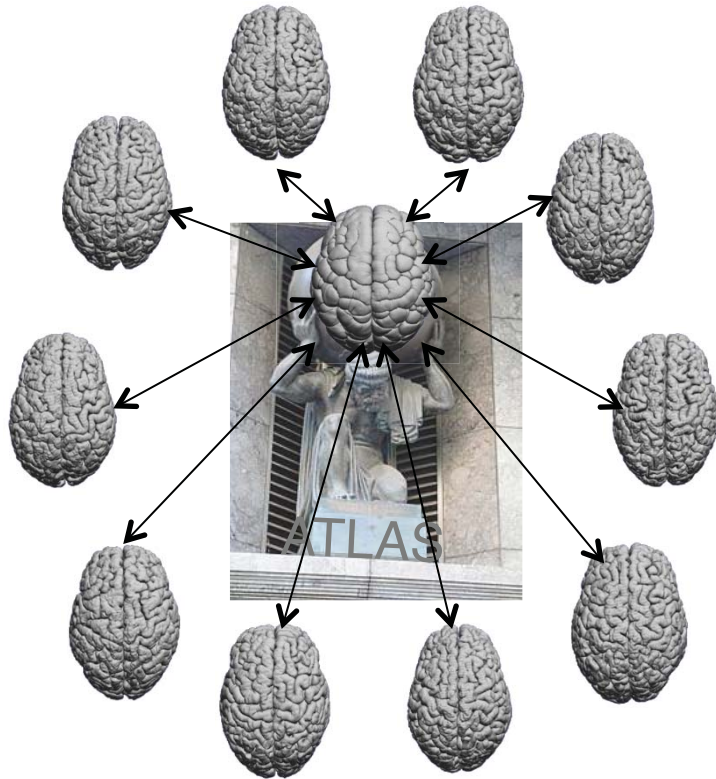
Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique



COLLÈGE
DE FRANCE
—1530—

24

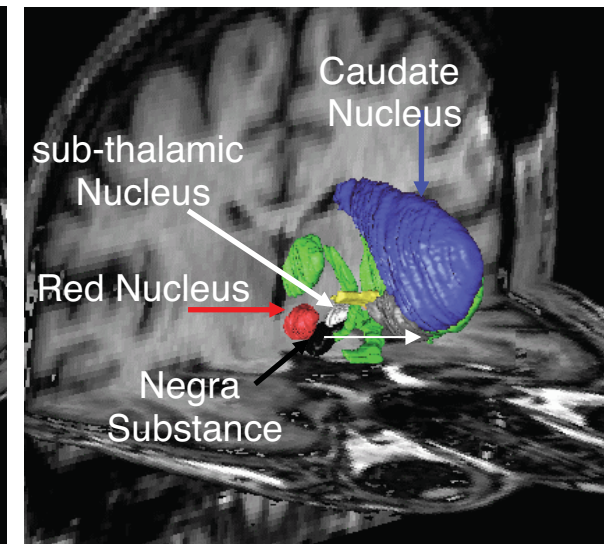
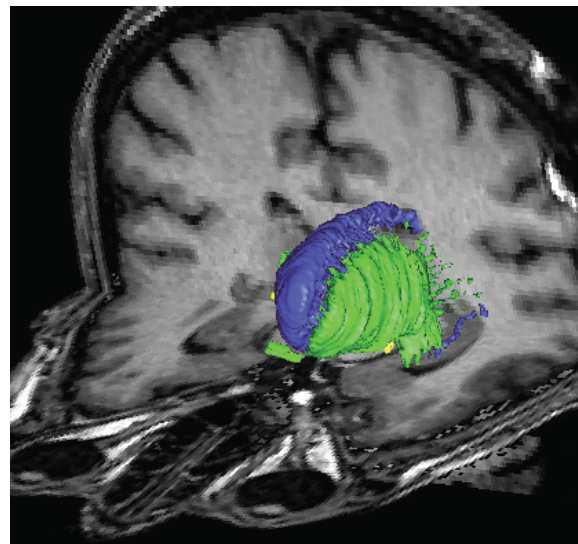
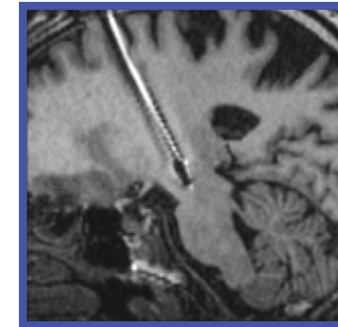
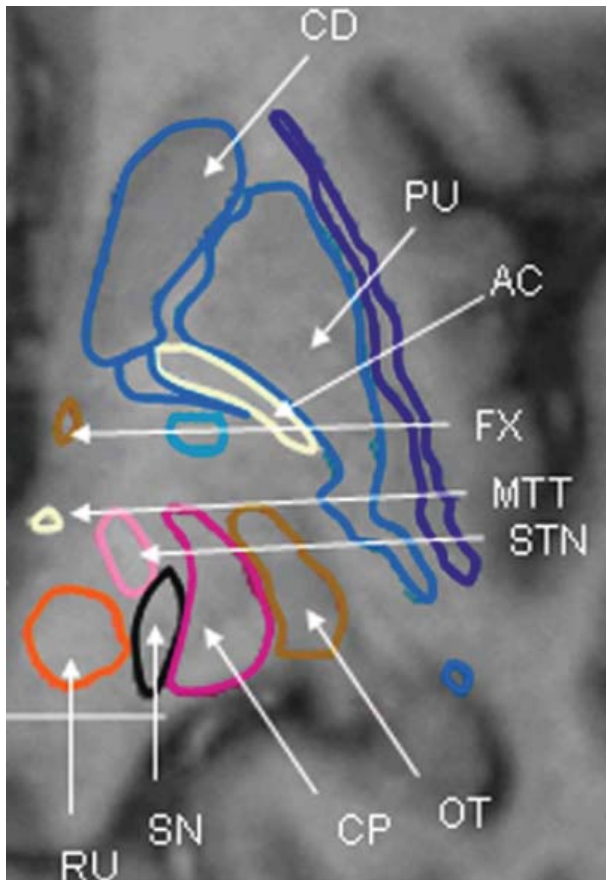
Atlas statistique



Atlas pour la neurochirurgie

- Electrostimulation de patients parkinsoniens

IHU Pitié Salpêtrière
Y. Agid



J Yelnik, E Bardinet, D Dormont, G Malandain, S Ourselin, D Tande, C Karachi, N Ayache, P Cornu, Y Agid. Neuroimage, 2007

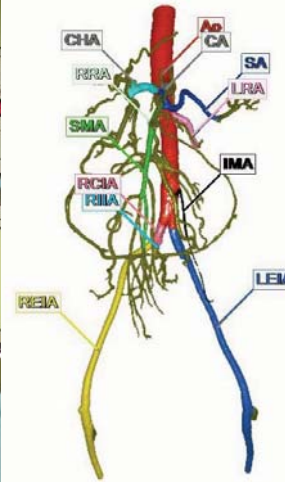
Nicholas Ayache
29 Avril 2014

Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique

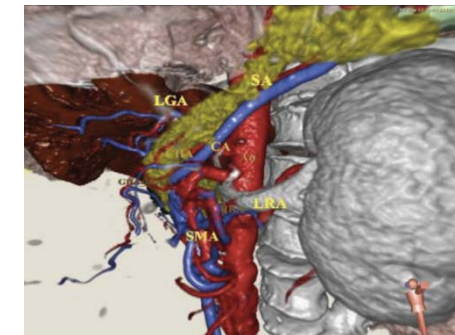
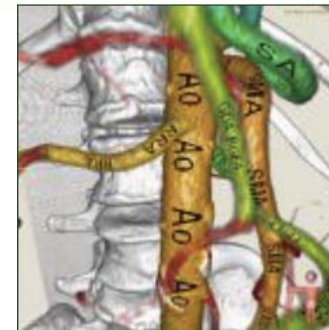
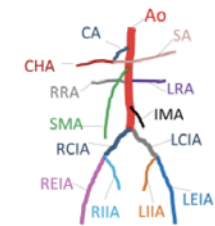


COLLÈGE 26
DE FRANCE
—1530—

Atlas vasculaire pour la chirurgie digestive



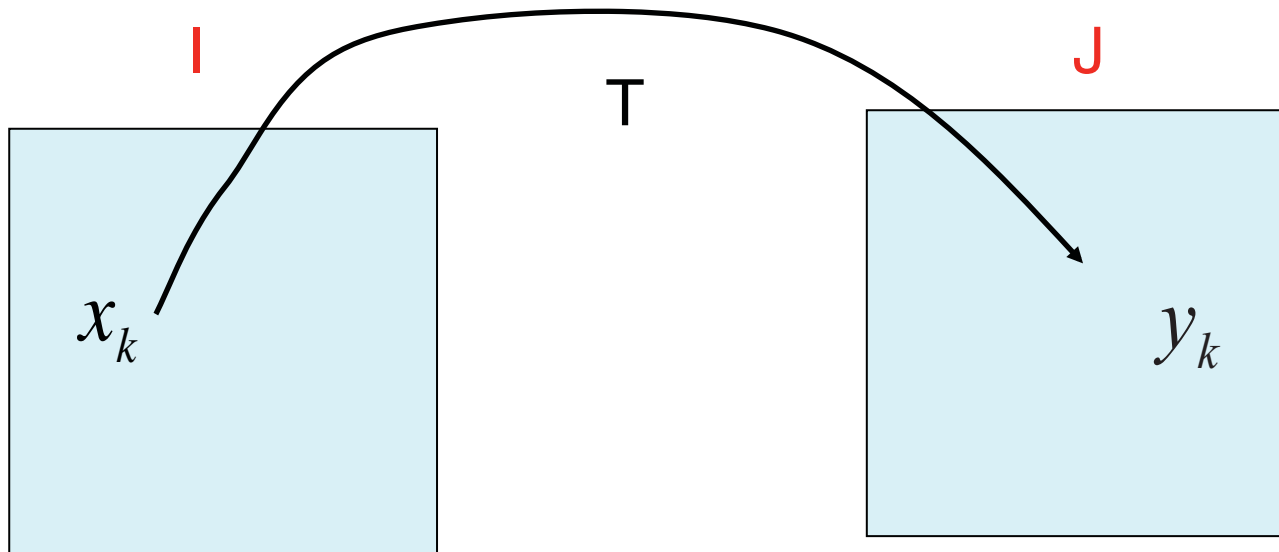
- Abdominal aorta (Ao)
- Celiac artery (CA)
- Right renal artery (RRA)
- Left renal artery (LRA)
- Common hepatic artery (CHA)
- Splenic artery (SA)
- Superior mesenteric artery (SMA)
- Inferior mesenteric artery (IMA)
- Right and left internal iliac arteries (RIIA+LIIA)
- Right and left common iliac arteries (RCIA+LCIA)
- Right and left external iliac arteries (REIA+LEIA)



Kensaku Mori, Univ. of Nagoya

Le recalage – comment?

- Déterminer la transformation géométrique T qui superpose les points x de l'image source I sur les points homologues y de l'image cible J



Le recalage – comment?

- Quel modèle de transformation?
 - Rigide à déformable et non linéaire
 - de 6 degrés de liberté à plusieurs millions (infinité)
- Que met-on en correspondance?
 - points singuliers : dizaines – milliers
 - tous les voxels : plusieurs millions
- Avec quels algorithmes?

Transformations

- Linéaires
 - rigide (6)
 - similitude (7)
 - affine (12)
 - projective (11)
- Non linéaires
 - polyrigide
 - polyaffine
 - spline (1000+)
 - libre (3x # voxels)
 - difféomorphisme (infini)

Que mettre en correspondance?

2 approches:

- **1 – Marqueurs** (*features*)
 - Appariement de points singuliers (artificiels/anatomiques)
 - Influencée par la vision par ordinateur et la puissance limitée des ordinateurs au 20^{ème} siècle.
 - D'abord appliqué au recalage *rigide, affine, monomodal*

Que mettre en correspondance?

2 approches:

- **2 – Iconique** (*intensity-based*)
 - Comparaison des intensités de **tous les voxels**
 - Rendue possible par l'accélération des ordinateurs.
 - Recalage *déformable non linéaire et multimodal*

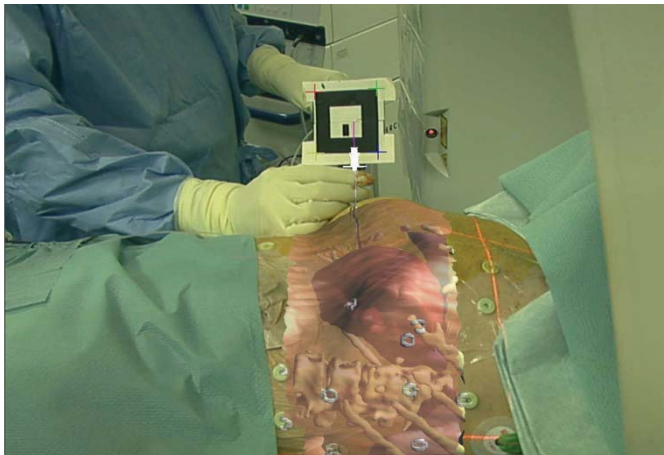
1. Recalage de marqueurs

- Quels marqueurs
 - artificiels ou naturels?
- Quels algorithmes de recalage?

Marqueurs artificiels



Cadre stéréotaxique



Pastilles radio-opaques

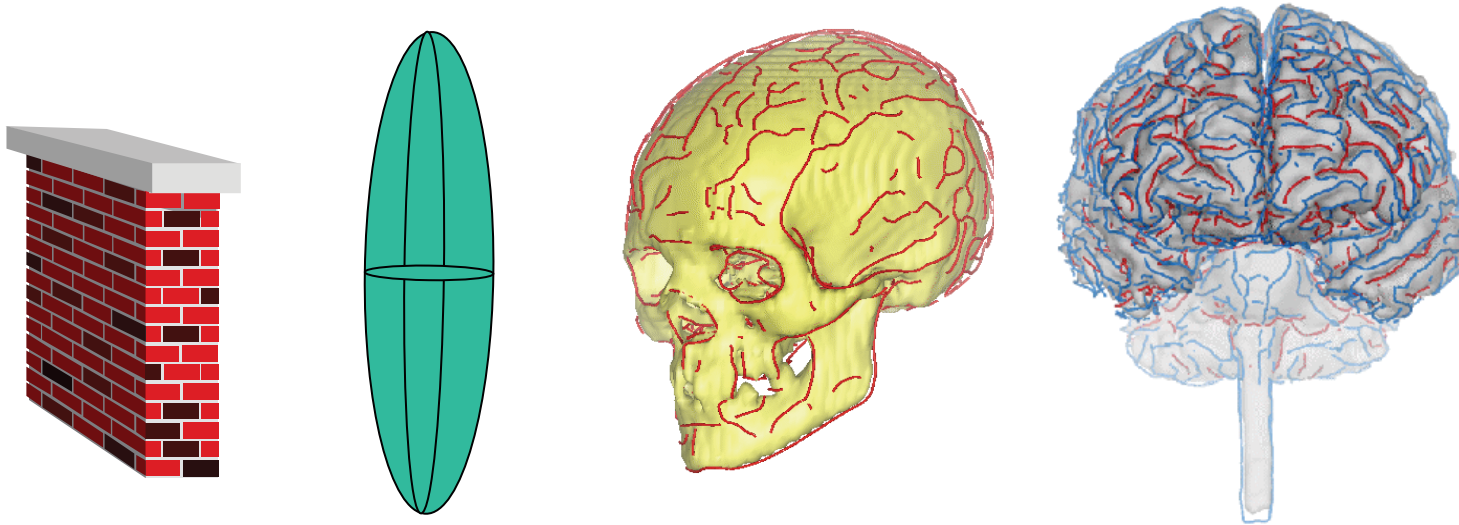
- Invasifs
- Durée
- Externes

Mouvement interne



Marqueurs naturels

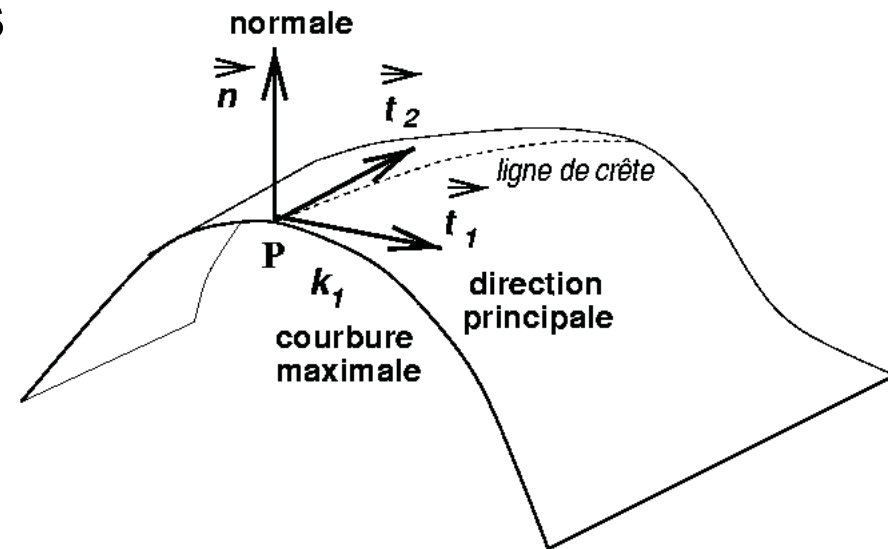
- **Singularités géométriques** sur les surfaces anatomiques.



- Généralisation des arêtes et des sommets sur des surfaces lisses

Lignes de Crêtes Points Extrémaux

- Définis à partir des propriétés différentielles des surfaces anatomiques;
- Correspondent à des valeurs extrémales d'une ou deux courbures principales.

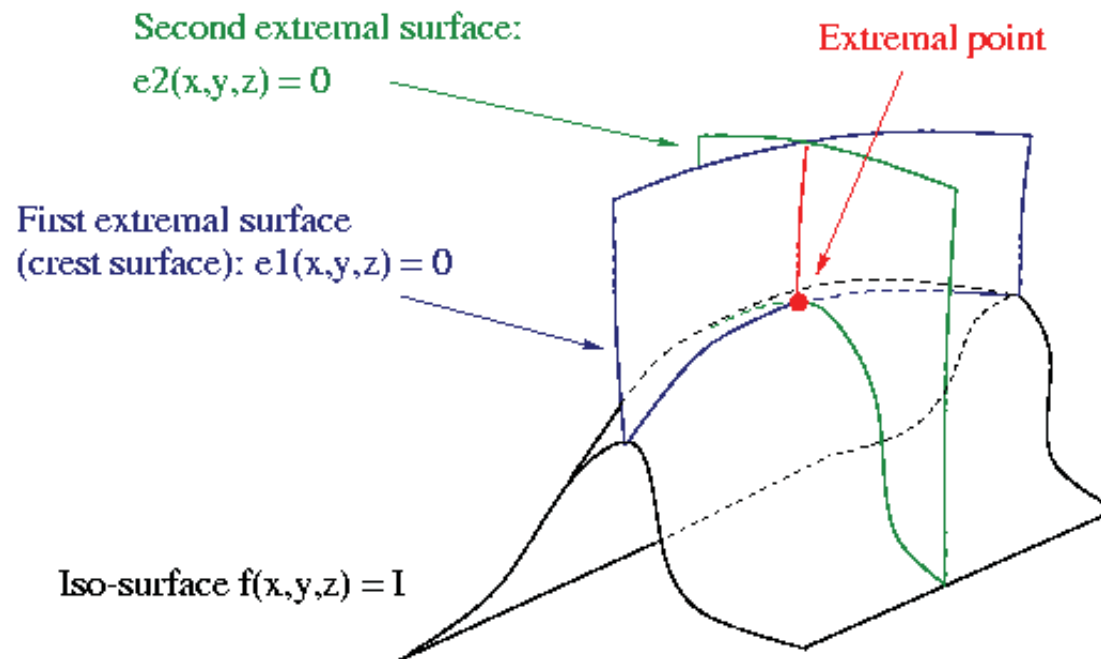


X. Pennec, N. Ayache and J.P. Thirion : *Landmark-Based Registration Using Features Identified Through Differential Geometry*, Handbook of Medical Imaging, Chapter 31, Academic Press, 2000.

Lignes de Crêtes Points Extrémaux

- Intersection de 2 ou 3 surfaces implicites

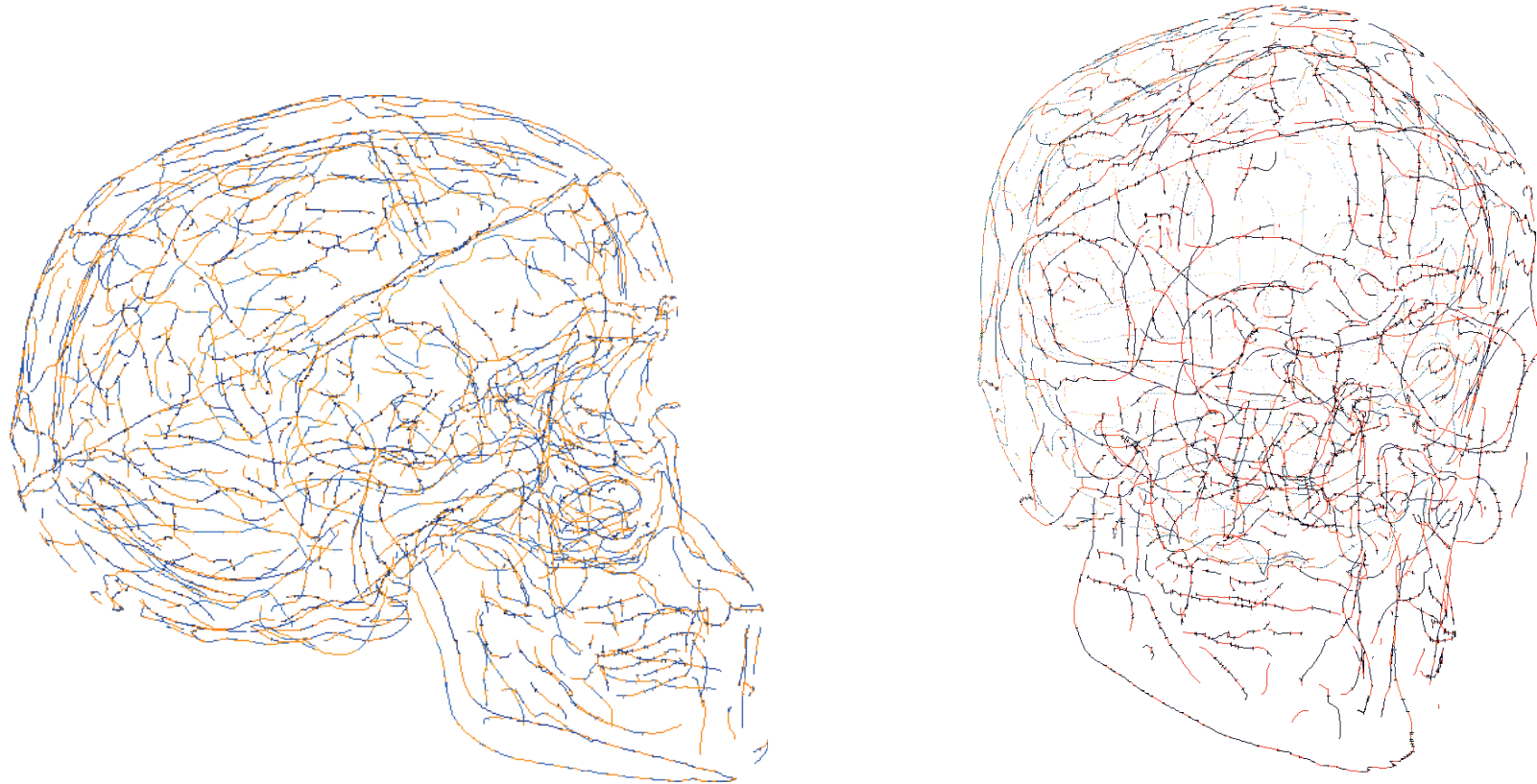
$$f(x,y,z) = I \quad e_1 = \nabla k_1 \cdot t_1 = 0 \quad e_2 = \nabla k_2 \cdot t_2 = 0$$



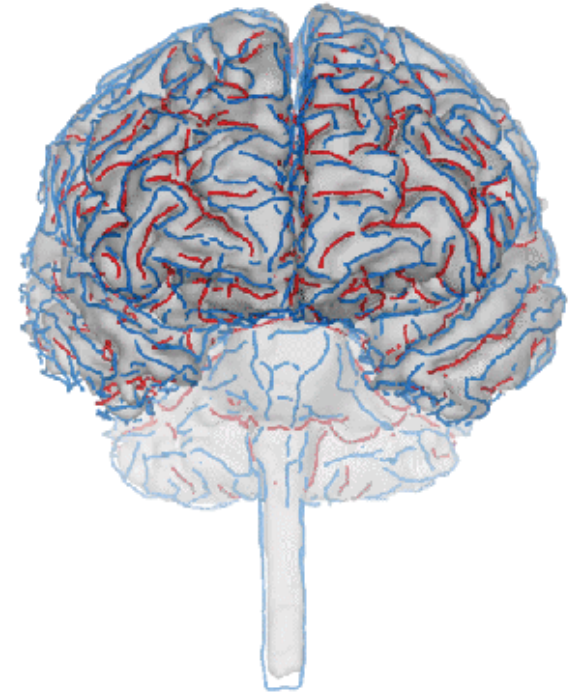
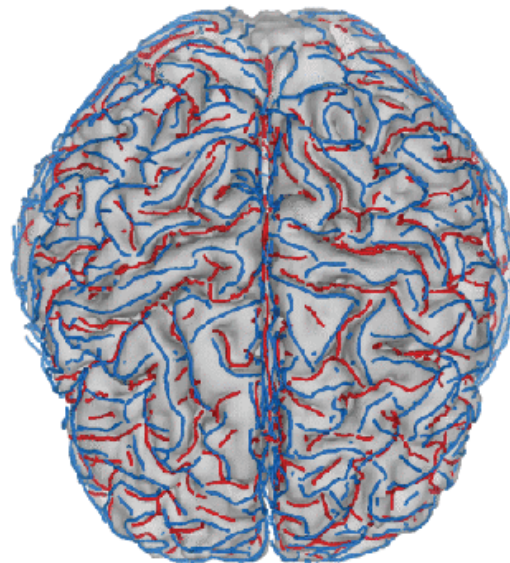
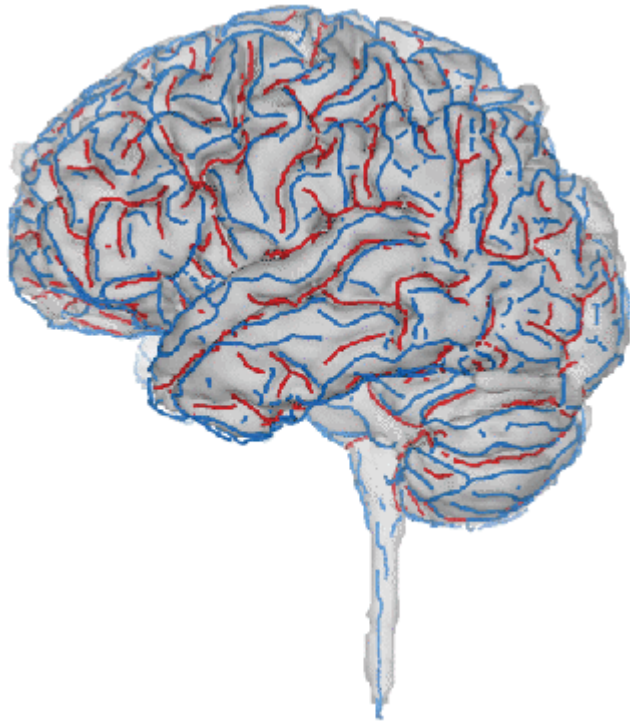
Mise en Œuvre

- Calcul en chaque voxel de la valeur des critères d'extrémalité à partir des dérivées de l'intensité $f(x,y,z)$; (Théorème des fonctions implicites)
- Les dérivées de $f(x,y,z)$ sont approximées par des produits de convolution discrets de l'image avec les dérivées de la fonction de Gauss
- Suivi de la ligne d'intersection des surfaces implicites par l'algorithme du *Marching Line*

Lignes et points extrêmes (scanner X)



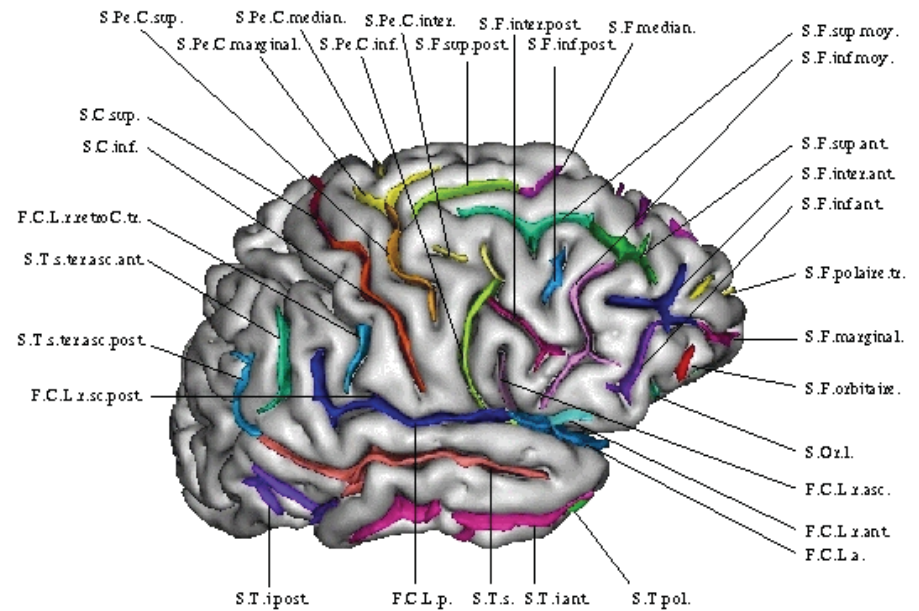
Cortex : Lignes de crêtes (IRM)



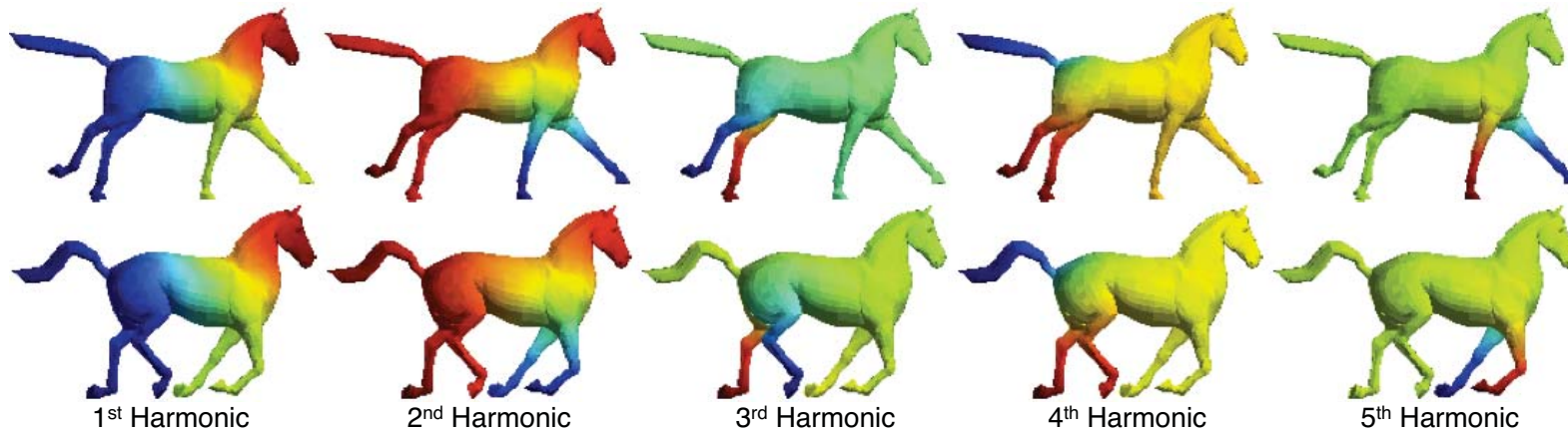
Description plus **compacte**
Invariants par déplacement

Autres marqueurs « naturels »

- Morphologie mathématique
- SIFT (*Scale Invariant Feature Transform*)
 - DG Lowe, Pami 2004
- Analyse spectrale
 - Lombaert et al., IJCV 2014



JF. Mangin, D. Rivière, 2003, SHFJ-CEA



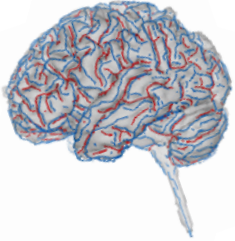
Recalage de « marqueurs »

- Quels marqueurs
 - artificiels ou anatomiques?
- Quels algorithmes de recalage?

Algorithmes de recalage de marqueurs

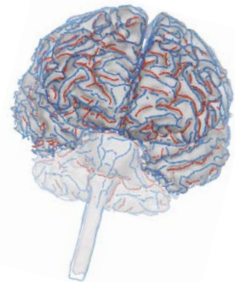
- Optimiser 2 objectifs antagonistes
 - Maximiser le nombre de marqueurs appariés
 - Minimiser les distances entre points recalés
- Quelques algorithmes populaires:
 - Prédiction et vérification d'hypothèses
 - Hachage géométrique
 - Plus proche voisin itéré (*ICP: Iterative Closest Point*) Besl McKay 92

Prédiction-Vérification



- **Prédiction:**

- Sélectionner k couples de marqueurs permettant de prédire T
 - T rigide: $k = 3$ points ou 1 repère
 - T affine: $k = 4$ points

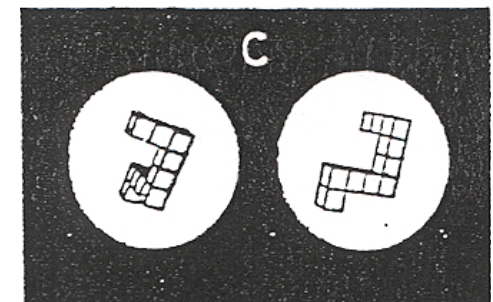
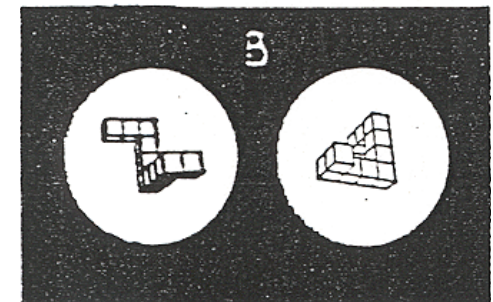
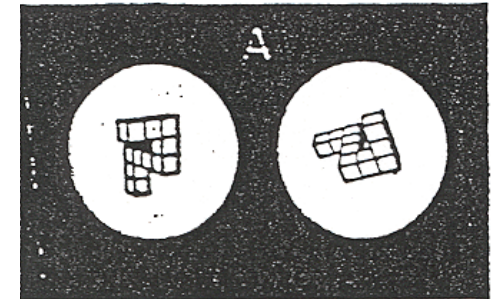


- **Vérification:**

- Appliquer T et vérifier la qualité de l'alignement

- **Solution:**

- Hypothèse qui produit le maximum de superpositions



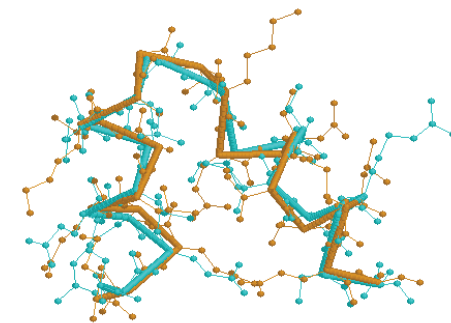
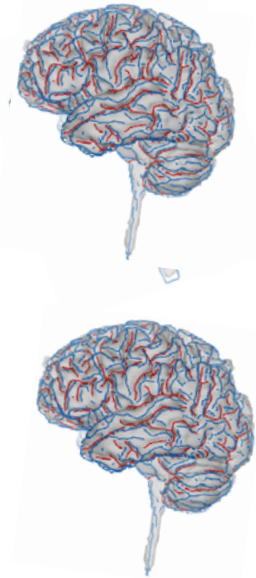
X. Pennec, N. Ayache and J.P. Thirion : *Landmark-Based Registration Using Features Identified Through Differential Geometry*, Handbook of Medical Imaging, Chapter 31, Academic Press, 2000.

Estimation de T

- On peut estimer T aux moindres carrés sur les appariements courants puis raffiner T récursivement avec un filtre de Kalman

Ayache – Faugeras, IEEE Pami 1984

- On peut prédire les hypothèses par *hachage géométrique*

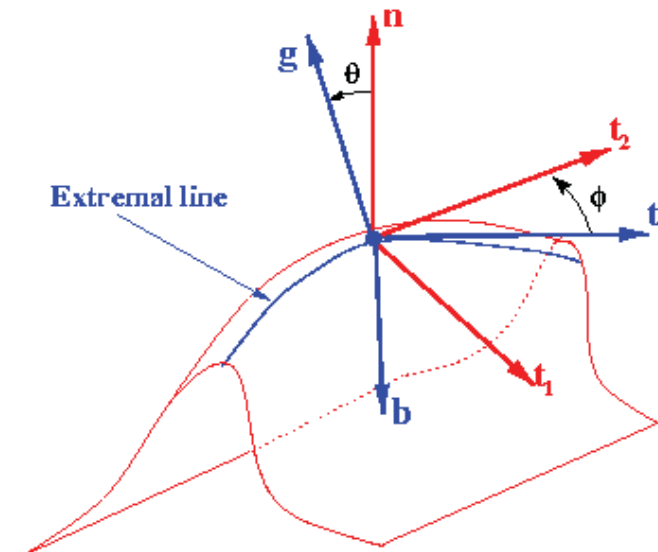
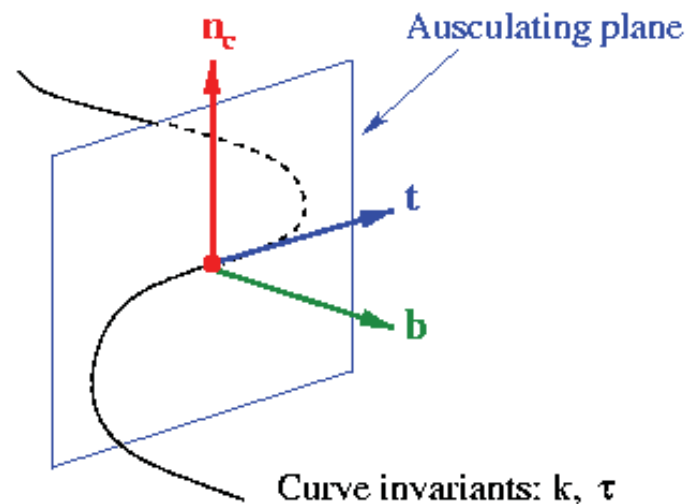
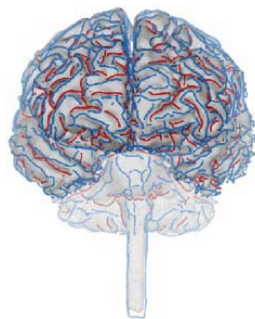


Recherche de motifs communs dans les protéines

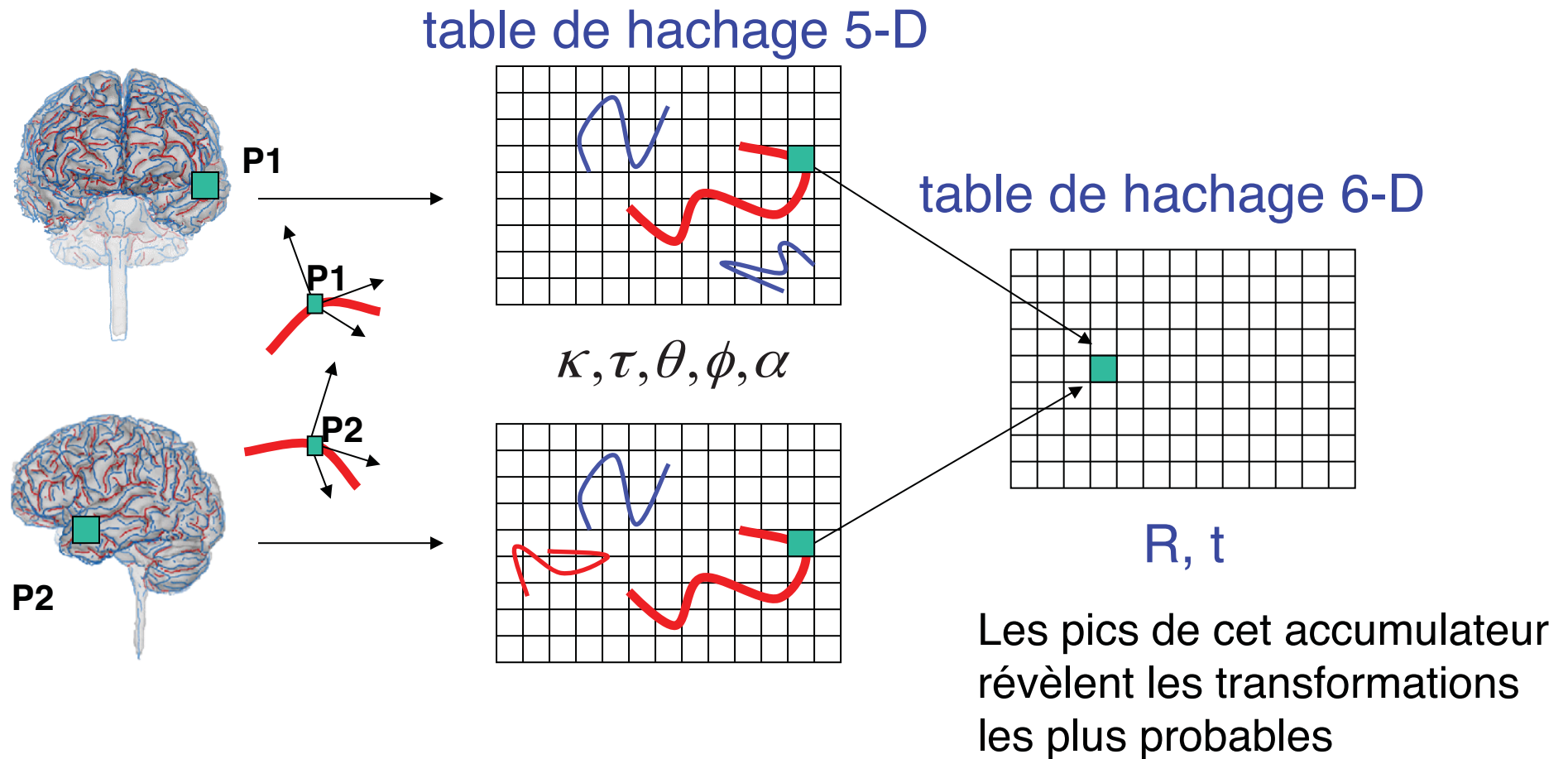
Penne- Ayache - Bioinformatics 1998

Prédiction par Hachage Géométrique

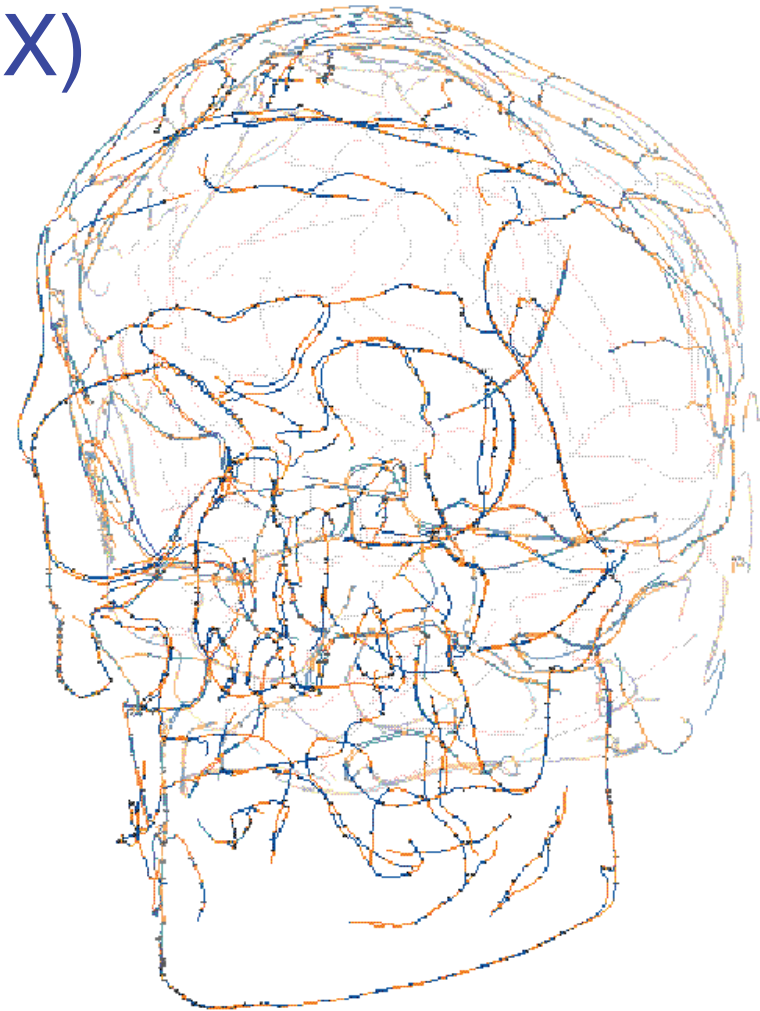
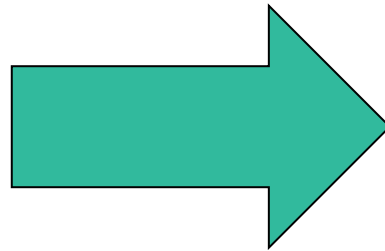
- Exploiter les **invariants** géométriques des marqueurs
 - Courbure, torsion,
 - angles entre repère de Frenét et repère de la surface

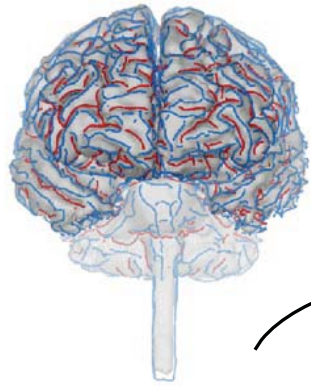


Hachage géométrique



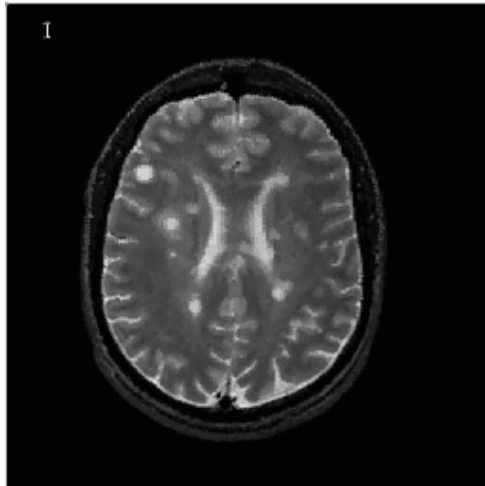
2 crânes
(Scanner X)



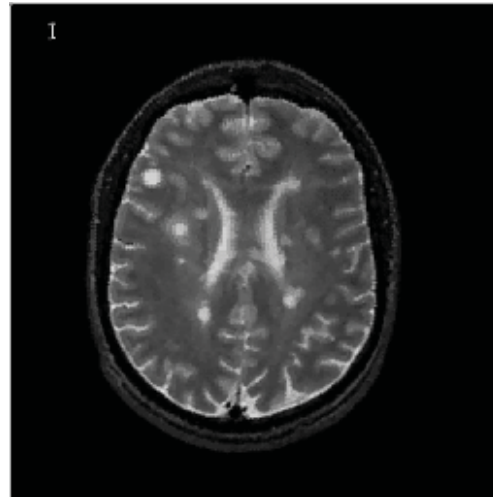


Cerveau (IRM) sclérose en plaques

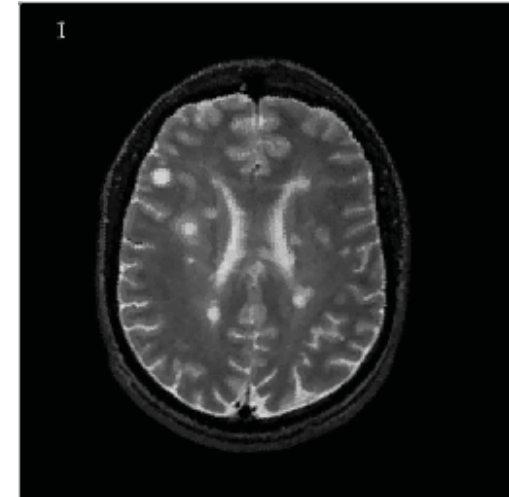
Séquence originale



recalage rigide



+ correction intensité



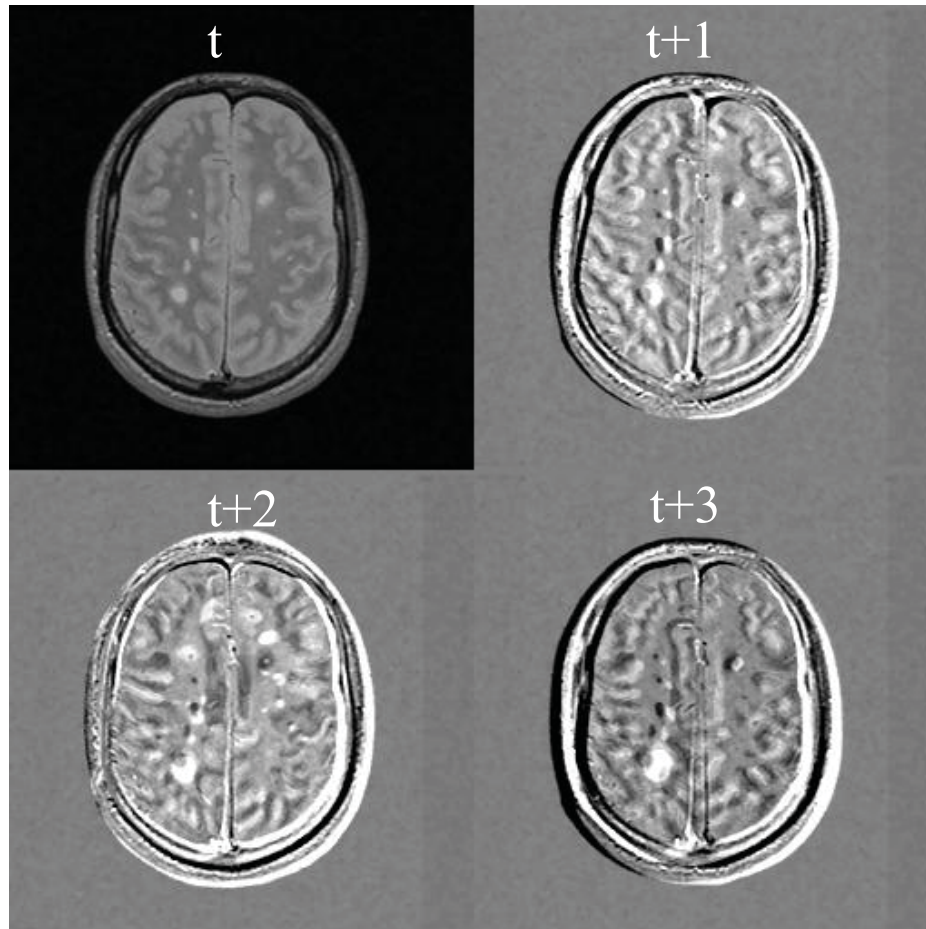
Patient suivi pendant 18 mois (24 acquisitions)

Image acquisition: R. Kikinis

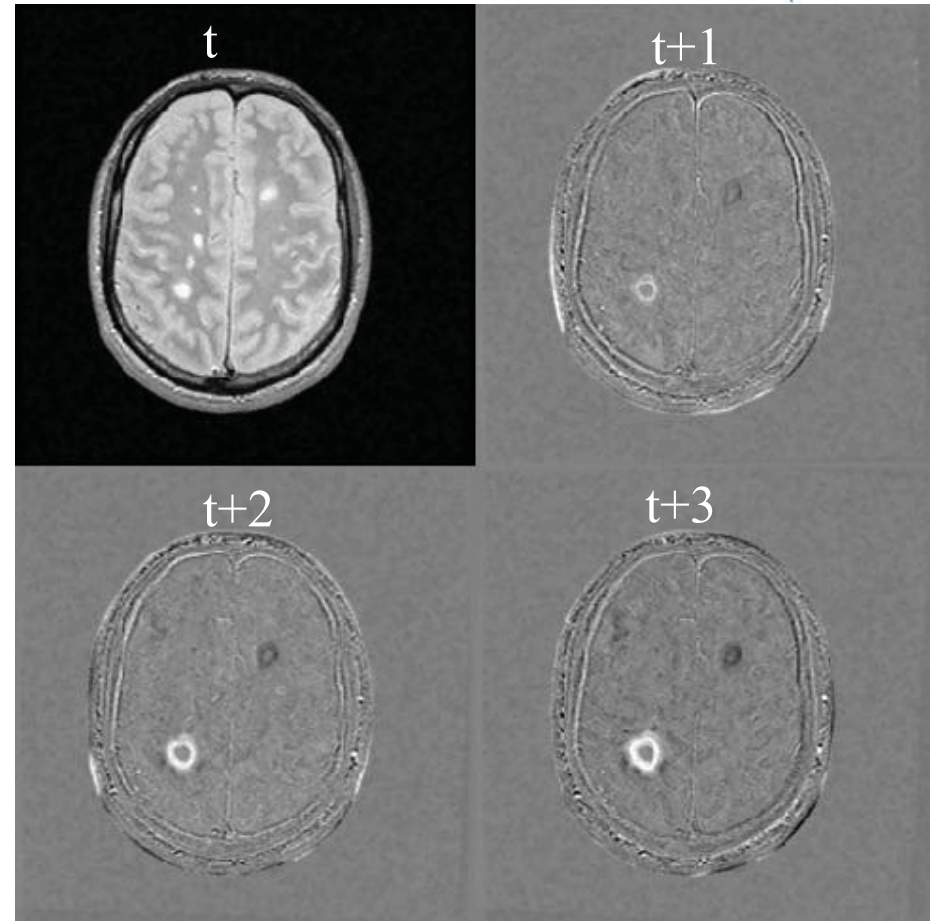
Comparaison d'images



Soustraction avant recalage

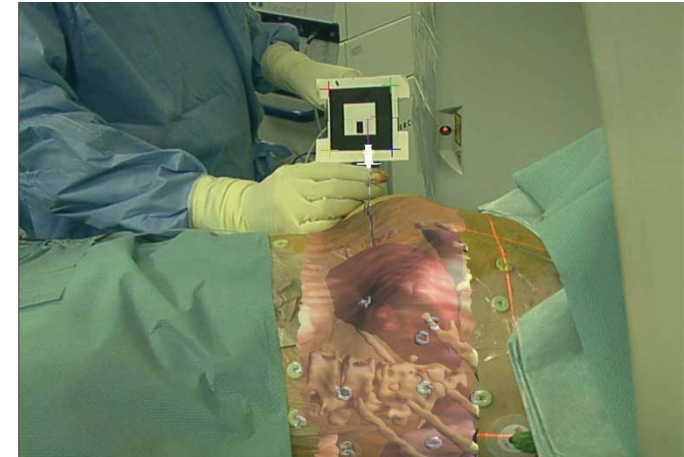


après recalage



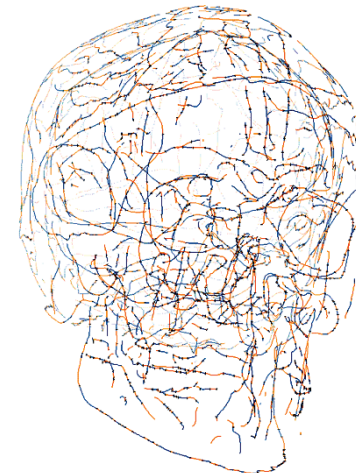
Conclusion : recalage de marqueurs

- Avantages
 - automatiques (pas d'initialisation)
 - rapides (après la segmentation)
 - robustes (exclusion points aberrants)
 - marqueurs artificiels & naturels



Nicolau, Pennec, Soler, Buy, Gangi, Ayache, Marescaux 2009

- Limitations
 - Extraction marqueurs dans les images
 - Stabilité aux transformations de l'image

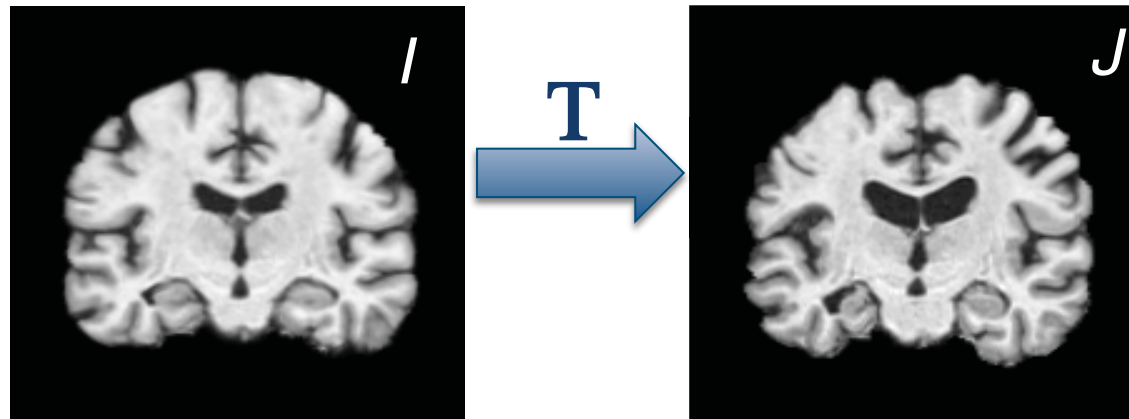


2. La “révolution” iconique

- Prendre en compte tous les voxels
 - segmentation préalable inutile!
- Critère de ressemblance « iconique »
 - Comparer les intensités des points alignés
- Déformations « libres »

Un problème d'optimisation

- Energie : ressemblance iconique



$$E(I, J, T) = \text{Sim}(T(I), J)$$

- questions clefs:
 - quelle mesure de ressemblance? + quel algorithme d'optimisation
 - quelle transformation?

Mesures de ressemblance

- Somme des différences au carré

$$d^2 = \sum_k (I(T(x_k)) - J(x_k))^2$$

- la plus populaire, énergie facile à dériver, mais très sensible aux variations des paramètres de la machine (IRM), pas adaptée aux modalités différentes

- Coefficient de Corrélation :

$$\rho^2 = \frac{\text{Cov}^2(T(I), J)}{\text{Var}(I)}$$

- Autorise une transformation affine globale de l'intensité
- Un peu plus robuste, mais pas adapté aux variations locales de l'intensité de l'IRM, ni aux images multimodales

Théorie de l'information

Colignon 95 - Viola 1995

- Information Mutuelle:

$$IM(I^*, J) = H(I^*) + H(J) - H(I^*, J) \quad I^* = T(I)$$

- Exploite l'**entropie** de Shannon H : $H(J) = \sum_j (p(j) \log(p(j)))$

- maximum pour la distribution uniforme $p(j) = \text{constante}$

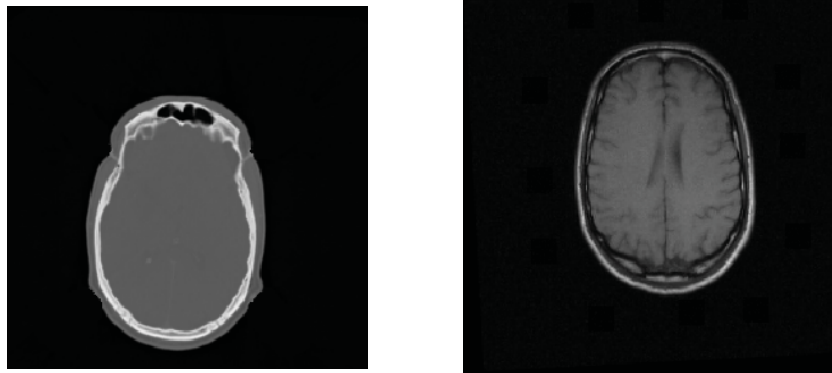
- Maximiser IM revient à *minimiser l'entropie conjointe*

$$H(I^*, J)$$

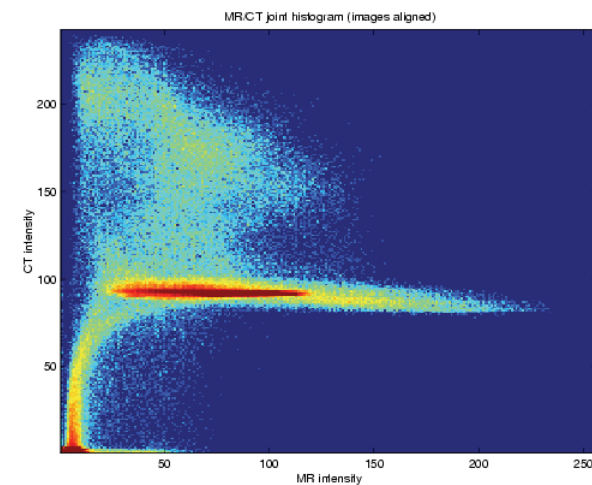
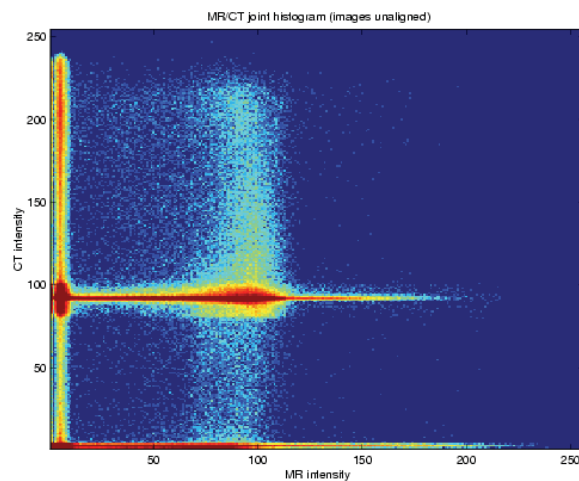
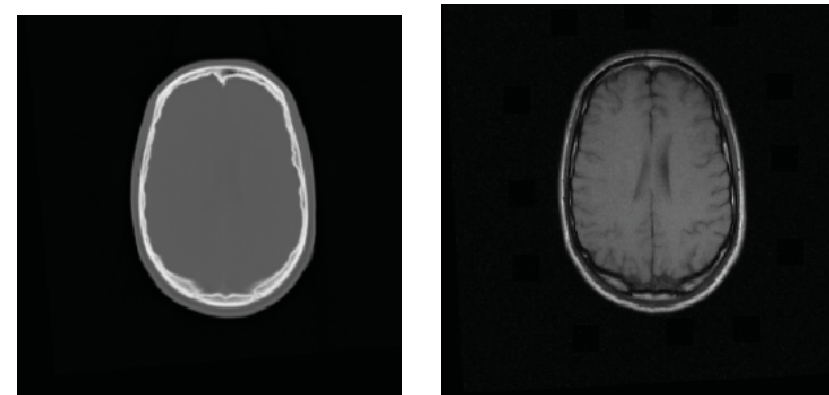
- Permet de recalculer images multimodales *sans segmentation préalable*

Scanner - IRM

- Avant recalage

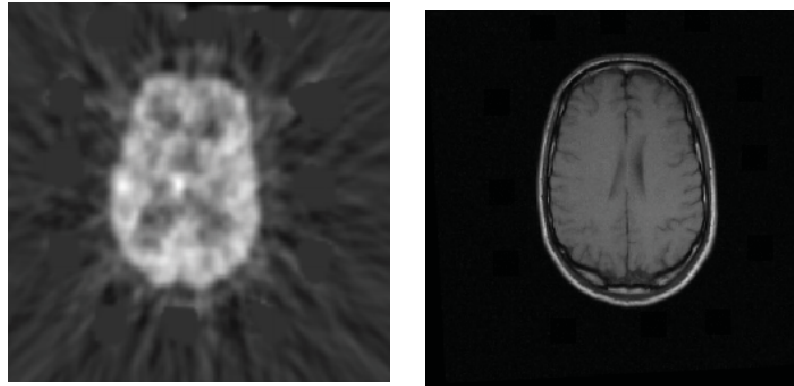


- Après recalage

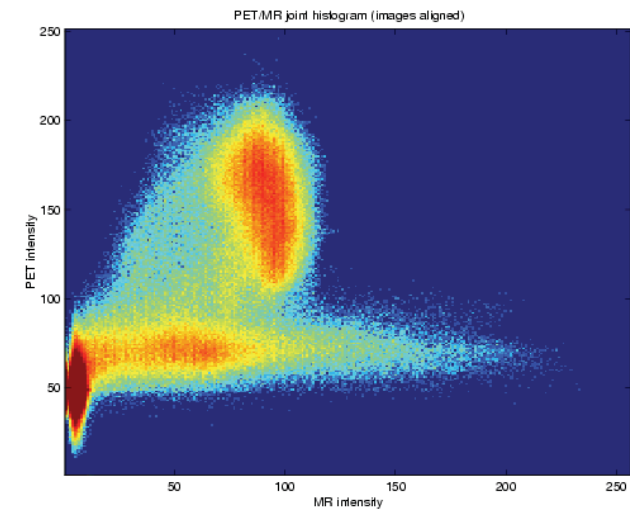
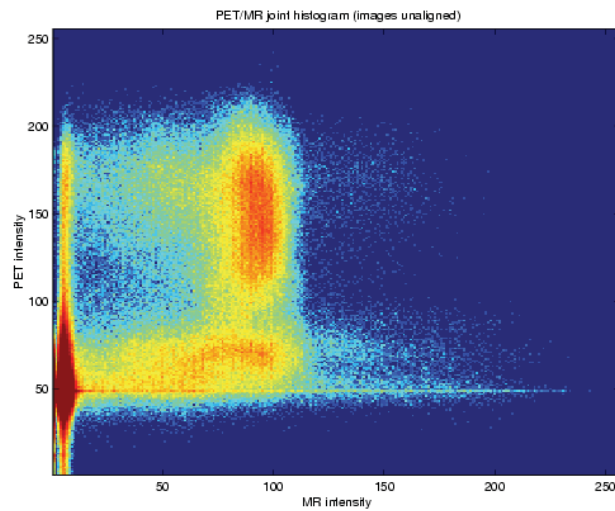
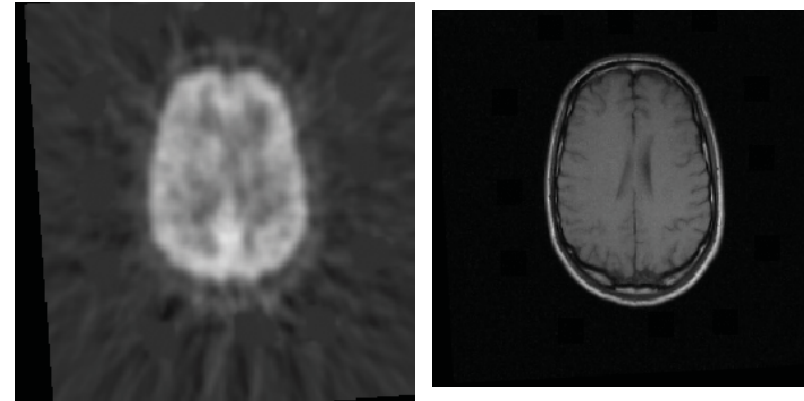


TEP- IRM

- Avant recalage



- Après recalage



IRM et Vidéo



Viola, Wells, E. Grimson, 1995

Information mutuelle entre intensité vidéo et les 2 composantes de la normale de la surface du crâne dans l'image IRM

Note historique

- **Minimiser Entropie**
 - Collignon, Vandermeulen, Suetens, Marchal, CVRMed, **2-4 Avril 1995**, Nice, Fr.
- **Maximiser Information Mutuelle**
 - Viola, Wells, ICCV, **20-23 Juin 1995**, Boston, USA
 - Collignon, Maes, Delaere, Vandermeulen, Suetens, Marchal, IPMI, **26 Juin 1995**, Berder, Fr.



Quel critère Choisir?

- **Alexis Roche** dans sa thèse se place dans un cadre statistique et montre que le critère de ressemblance à utiliser dépend de la relation physique connue entre les intensités des images.
- Il retrouve les principaux critères utilisés, et introduit un nouveau critère si une relation **fonctionnelle** existe entre les 2 images: le **rapport de corrélation**

A. Roche, G. Malandain and N.Ayache : *Unifying maximum likelihood approaches in medical image registration*. International Journal of Imaging Systems and Technology : Special Issue on 3D Imaging, 2000.

Critère optimal

Identité : somme des différences au carré

$$ssd^2 = \sum_k (I^*(x_k) - J(x_k))^2 \quad I^* = T(I)$$

Relation entre I et J

Affine: Coefficient de corrélation

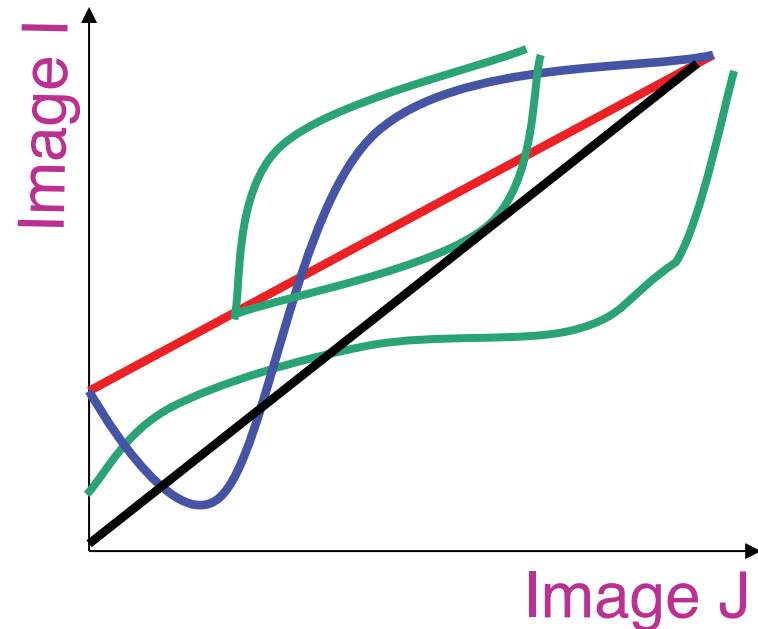
$$\rho^2 = \frac{Cov^2(I^*, J)}{Var(I^*)}$$

Fonctionnelle: rapport de corrélation

$$\eta^2 = 1 - \frac{Var(E(I^* / J))}{Var(I^*)}$$

Statistique : information mutuelle

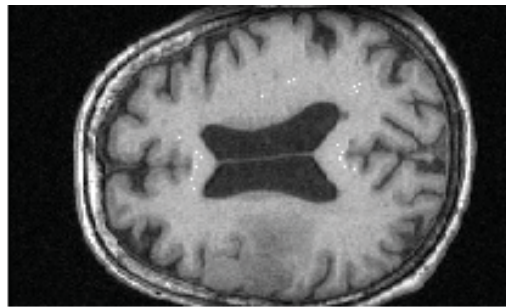
$$IM(I^*, J) = H(I^*) + H(J) - H(I^*, J)$$



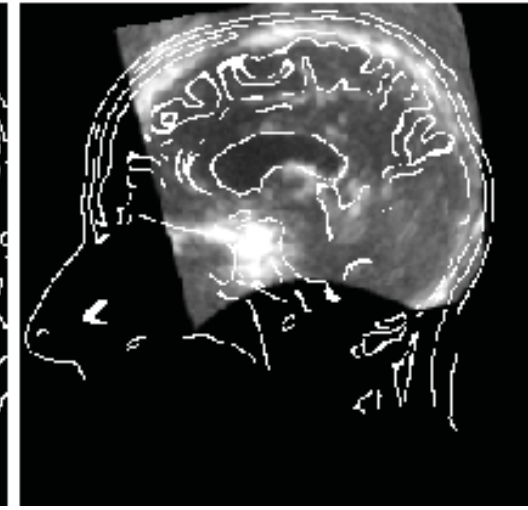
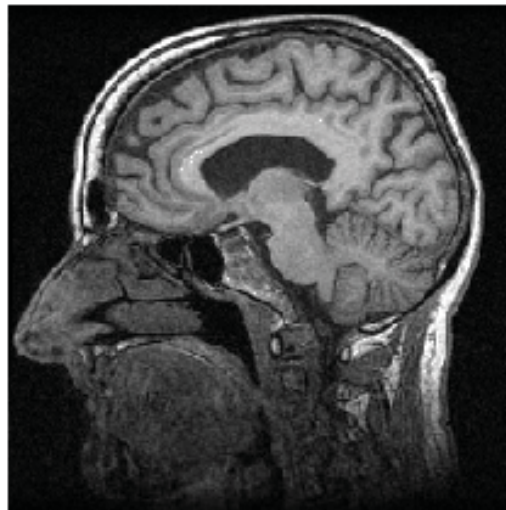
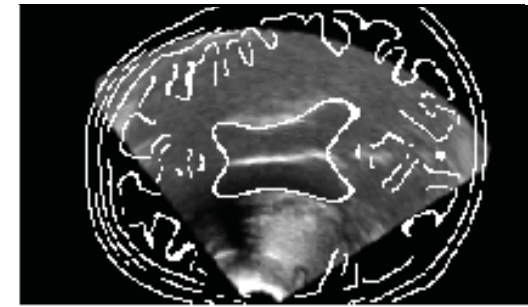
Rapport de corrélation bivarié

IRM $f(\text{IRM}, \text{IRM}) = \text{ECHO}$

Pré –
Opératoire

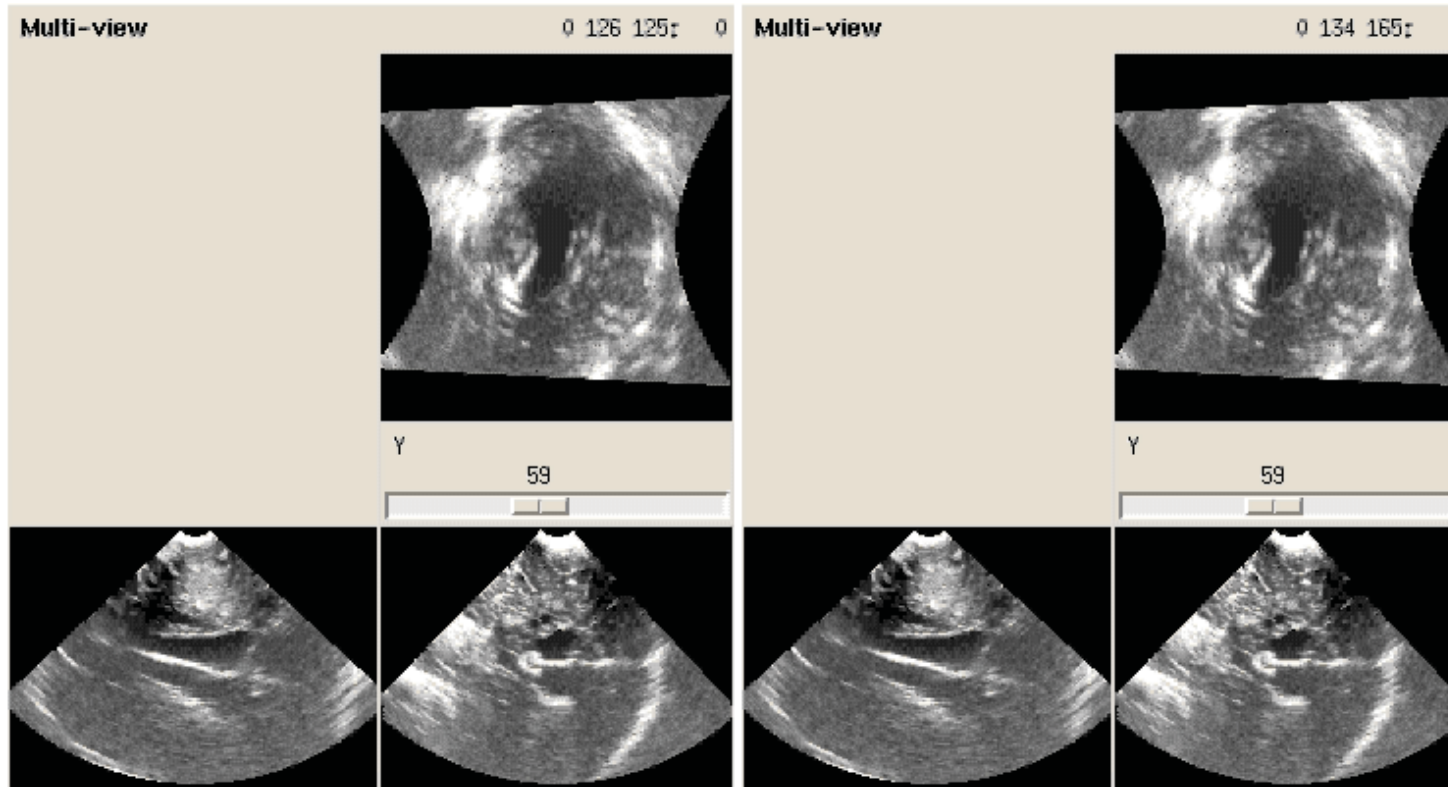


Per –
opératoire
recalée



A Roche, X Pennec, G Malandain, N Ayache, IEEE – Trans. Medical Imaging, 2001

Recalage IRM - Echographie



A Roche, X Pennec, G Malandain, N Ayache, IEEE – Trans. Medical Imaging, 2001

Nicholas Ayache
29 Avril 2014

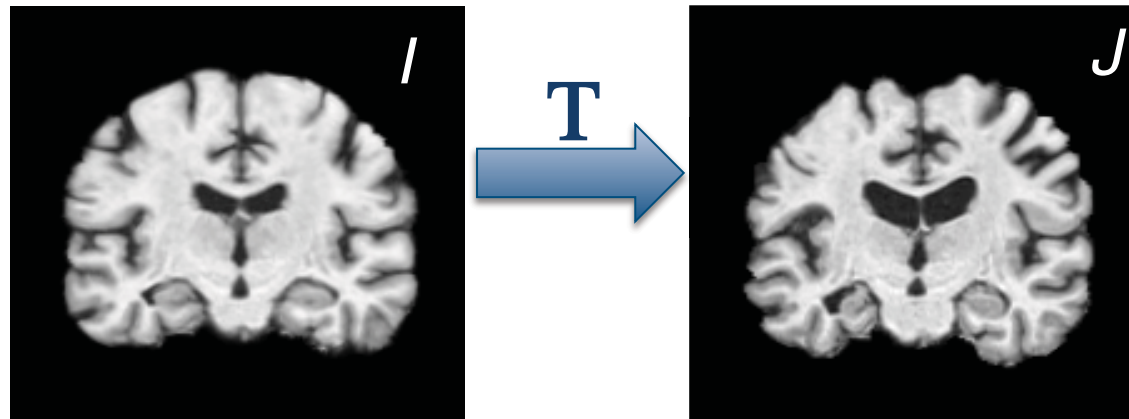
Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique



COLLÈGE 65
DE FRANCE
—1530—

Un problème d'optimisation

- Energie : ressemblance iconique et régularité



$$E(I, J, T) = \text{Sim}(T(I), J)$$

- questions clefs:
 - quelle mesure de ressemblance?
 - **quelle transformation?**
- + quel algorithme d'optimisation

Libérer la transformation

- Les déformations « libres »
 - Introduire un champ de déplacement sur l'image :
 $T(x) = x + u(x)$
 - Adjoindre une énergie de régularisation $Reg(T)$
 - Considérations géométriques, statistiques, ou physiques (élasticité, fluide),
- Ouvre un champ de possibilités immense, recherche toujours très active

Sotiras, Davatzikos, Paragios 2013 : Deformable Medical Image Registration: A Survey



Quelques exemples pour comprendre

- Du modèle élastique de l'image aux flots de difféomorphismes

Modèle physique de déformation

- L'image est assimilée à un matériau élastique ou à un fluide visqueux Broit 81, Bajcsy 89, Christensen 94

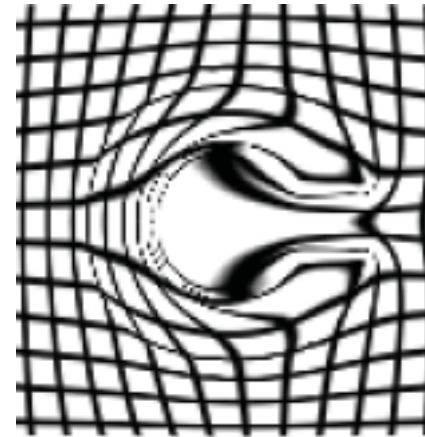
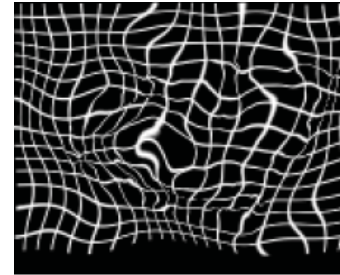
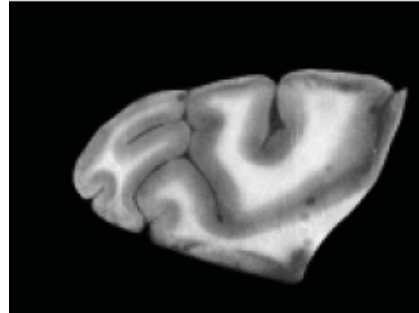
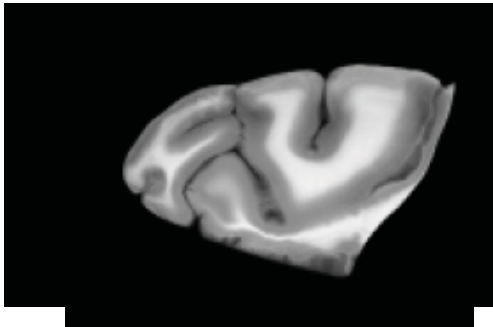
- Elasticité linéaire
$$\mu \nabla^2 u + (\mu + \lambda) \nabla(\operatorname{div}(u)) = F$$

- Fluide visqueux
$$\mu \nabla^2 v + (\mu + \lambda) \nabla(\operatorname{div}(v)) = F$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = v - (\nabla u) v$$

- Elle se déforme sous l'action de forces locales obtenues en dérivant le critère de ressemblance

Exemples



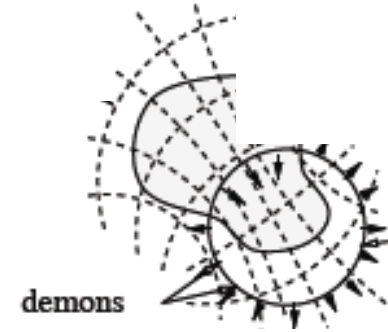
G. Christensen 94

Problème : temps de calcul!

Algorithme des démons

- **Découpler** à chaque itération
- **petits déplacements** u_{n+1} : démons placés en chaque voxel pour accroître la ressemblance locale

$$u_{n+1} = \frac{I - J \circ u_n}{\|\nabla I\|^2 + (I - J \circ u_n)^2} \nabla I$$



- **régularisation** de u_{n+1} : par filtrage gaussien
- Très rapide : $O(n)$

J.P. Thirion: Image Matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons. Med. Image Anal. 1998.

Interprétation des Démons

- Il est possible de replacer l'algorithme des démons dans un cadre variationnel pour montrer qu'il minimise bien une énergie globale :

$$E = SDC * + \int \|\nabla u\|^2$$

X. Pennec, P. Cachier and N. Ayache : Understanding the Demons Algorithm : 3D non rigid registration by gradient descent, MICCAI 1999.

J. Modersitzki : Numerical Methods for Image Registration, Oxford University Press,2004.

Minimisation alternée

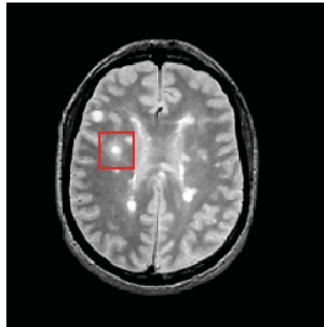
- Transformation auxiliaire T_{aux}

$$E(I, J, T, T_{aux}) = \text{Sim}(T(I), J) + \text{Dist}(T, T_{aux}) + \text{Reg}(T_{aux})$$

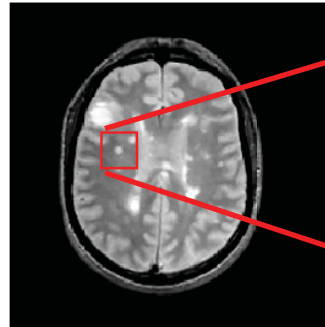
- Optimisation de T par descente de gradient
- Optimisation de T_{aux} par filtrage

P. Cachier, N Ayache, *Isotropic Energies, Filters and Splines for Vector Field Regularization*,
J. of Mathematical Imaging and Vision, 2004

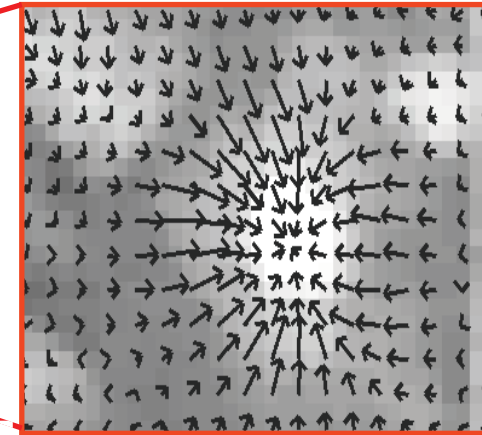
Evolution sclérose en plaques



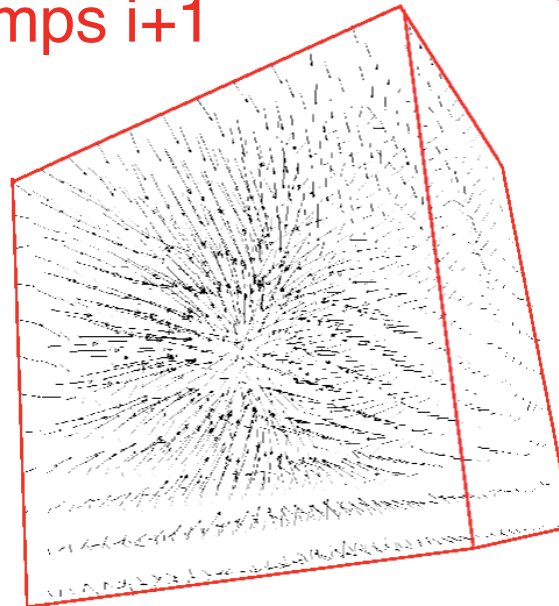
Temps i



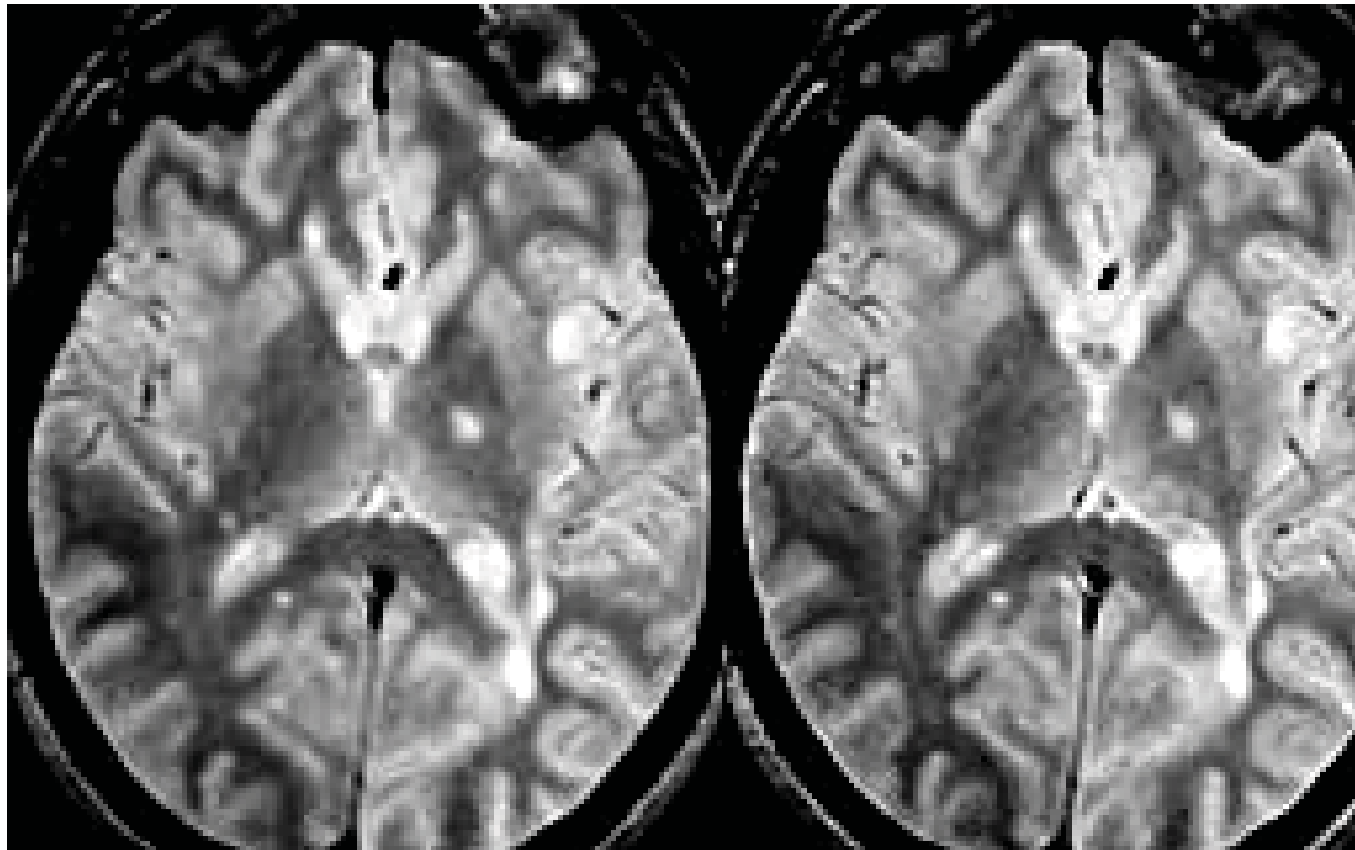
Temps $i+1$



*Champ
déformation
apparent*



Déformations résiduelles apparentes

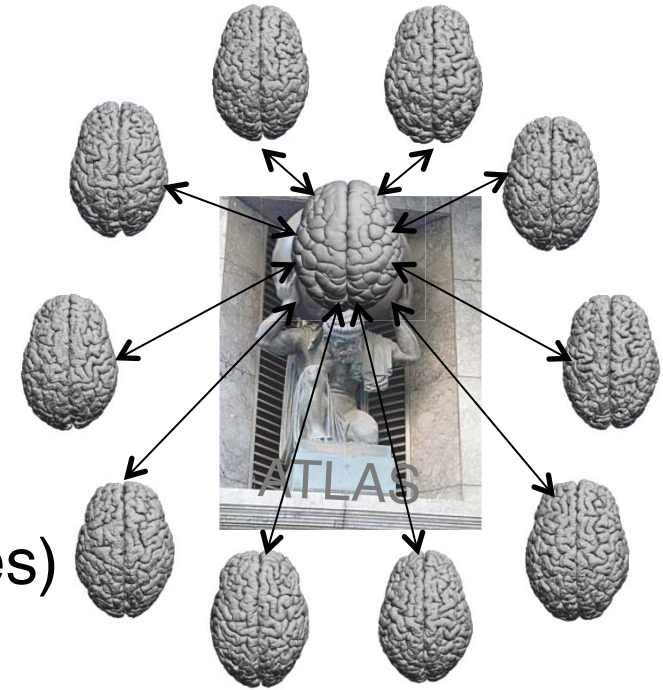


Temps i

Temps $i+1$
recalé

Difféomorphismes

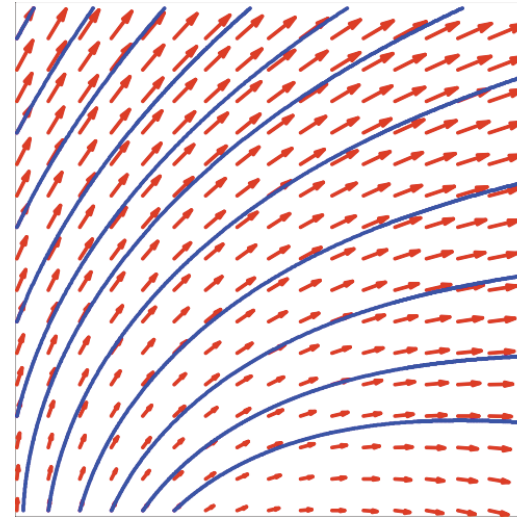
- Transformations
 - inversibles
 - très régulières (infiniment dérivables)
- Idéal
 - pour statistiques de déformation (cours 3)
 - pour mesurer des évolutions subtiles (cours 4)
 - pour construire des mosaïques (cours 6)
 - pour analyser le mouvement cardiaque (cours 7)



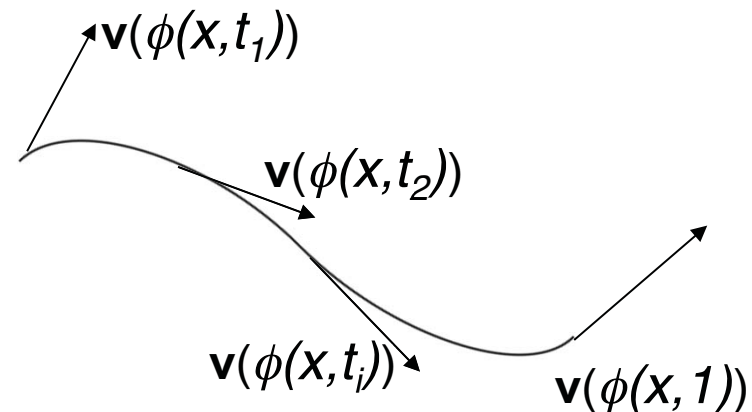
Flots de difféomorphismes

- La transformation $\phi(x,t)$ est paramétrée par un champ de vecteurs tangents qui varie au cours du temps

$$\frac{\partial \phi(x,t)}{\partial t} = \mathbf{v}(\phi(x,t), t)$$



- Leur intégration pendant une unité de temps $(0,1)$ fournit le déplacement $T(x) = \phi(x,1)$



Trouvé 98, Miller 01, Chefd'hotel 01, Beg 2005, Younes, etc.

LDDMM :

Large Deformation Diffeomorphic Metric Mapping

$$E = \text{Sim}(I \circ \phi, J) + \int \|v(t)\|_V^2 dt$$

- Difféomorphisme le plus proche de l'identité qui superpose au mieux I et J
 - Norme de v calculée dans un espace de Sobolev, métrique riemannienne entre images
- Très beaux résultats, notamment pour les grandes déformations, mais coût élevé

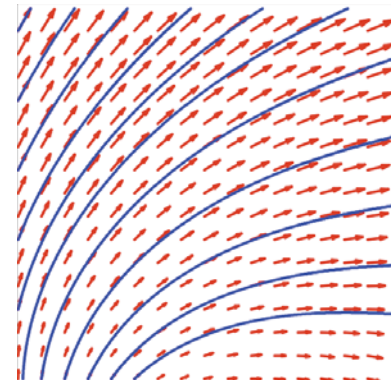
Beg, Miller, Trounev, Younes, Computing Large Deformation Metric Mappings via Geodesic Flows of Diffeomorphisms, IJCV 2005

Les log-démons diffeomorphes

- Algorithme des démons adapté aux flot de diffeomorphismes
Vercauteren 08, Lorenzi 13

- Champs de vitesse v **stationnaires** Arsigny 06

$$T = \exp(t.v)$$

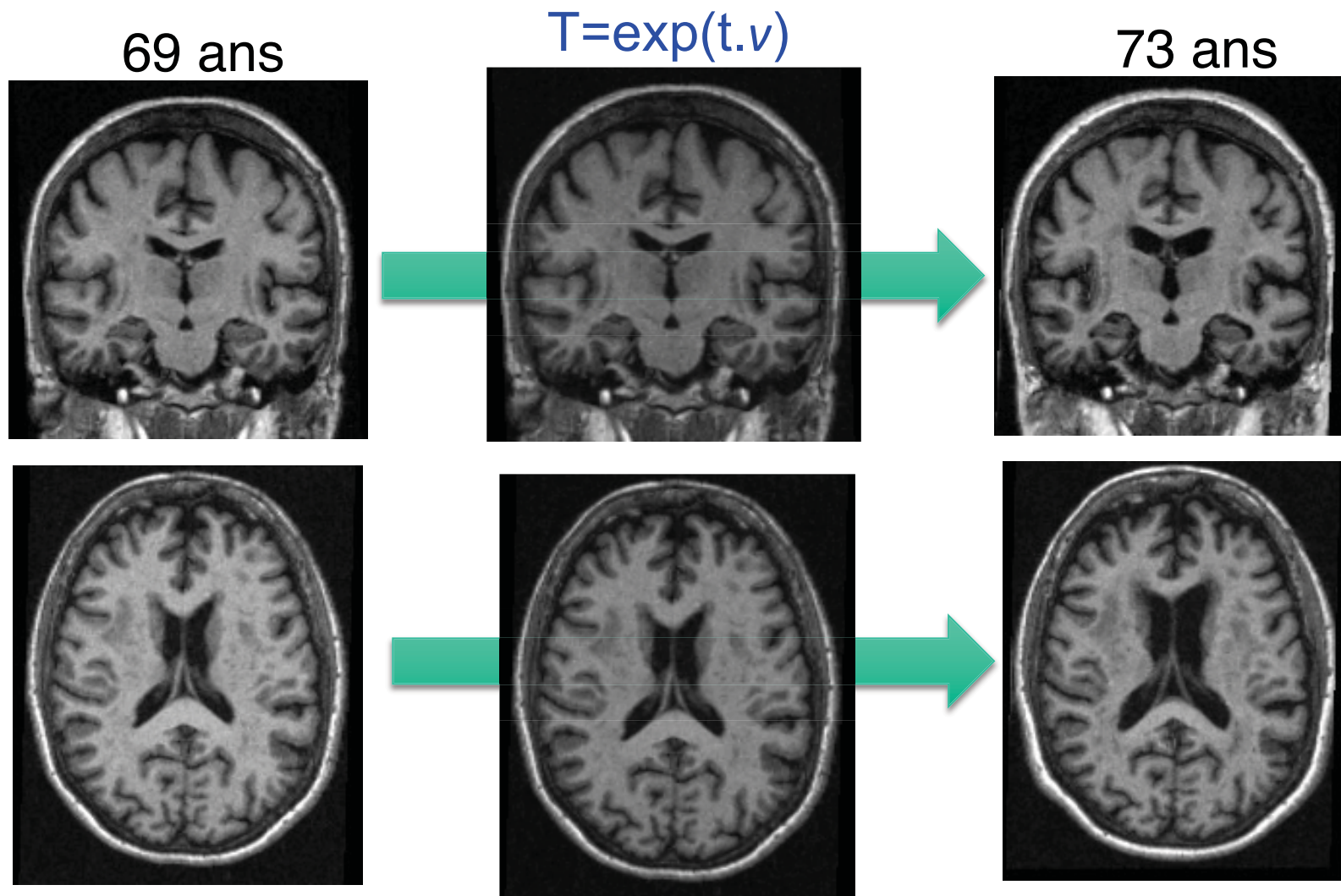


- Algorithmes efficaces
 - Minimisation alternée
 - calcul récursif (*scaling & squaring*),
 - approximation BCH (groupes de Lie)

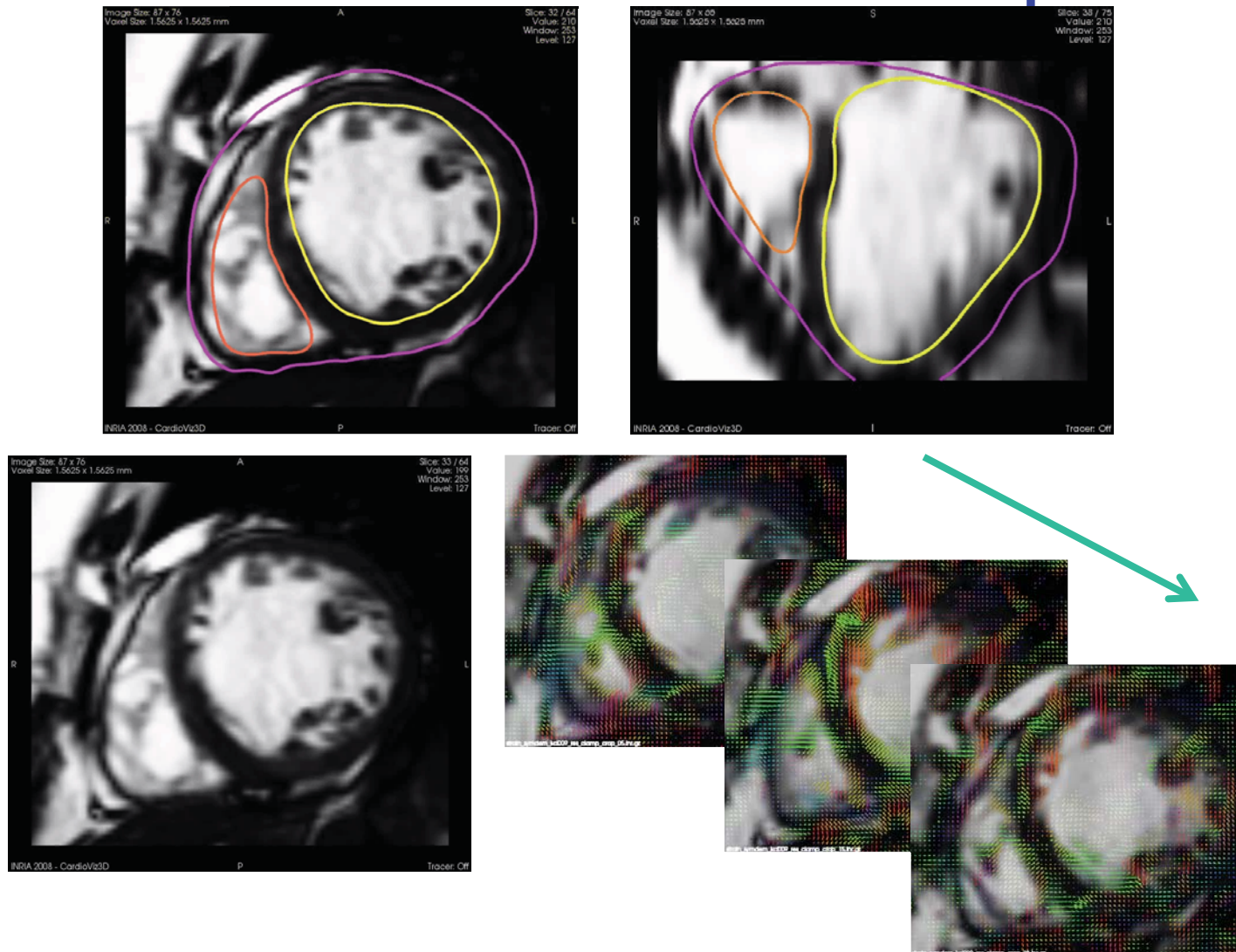
- **Variante**s: Symétrique, incompressible, sphérique, multimodal
Mansi et al., Yeo et al., Peyrat et al., etc.



Analyse longitudinale



Mouvement cardiaque



T Mansi, X Pennec, M Sermesant, H Delingette, and N Ayache. iLogDemons: A Demons-Based Registration Algorithm for Tracking Incompressible Elastic Biological Tissues. IJCV 2011

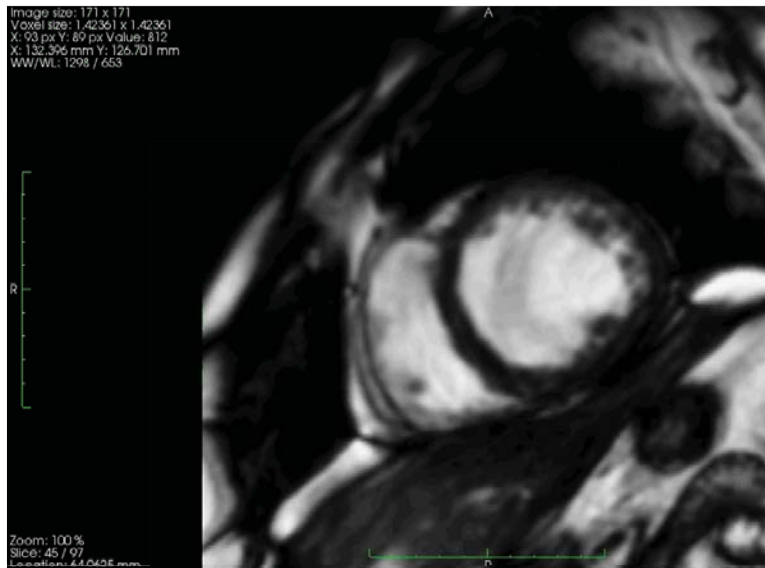
Nicholas Ayache
29 Avril 2014

Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique



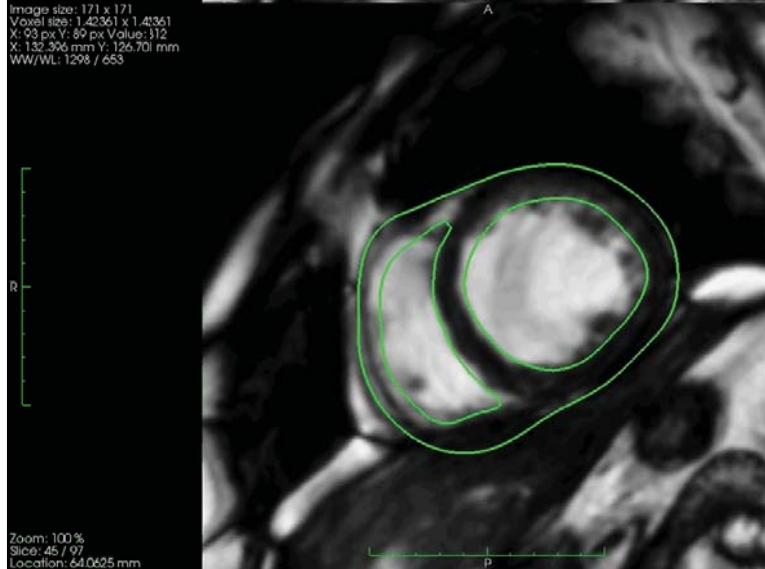
COLLÈGE 81
DE FRANCE
—1530—

Simuler un mouvement



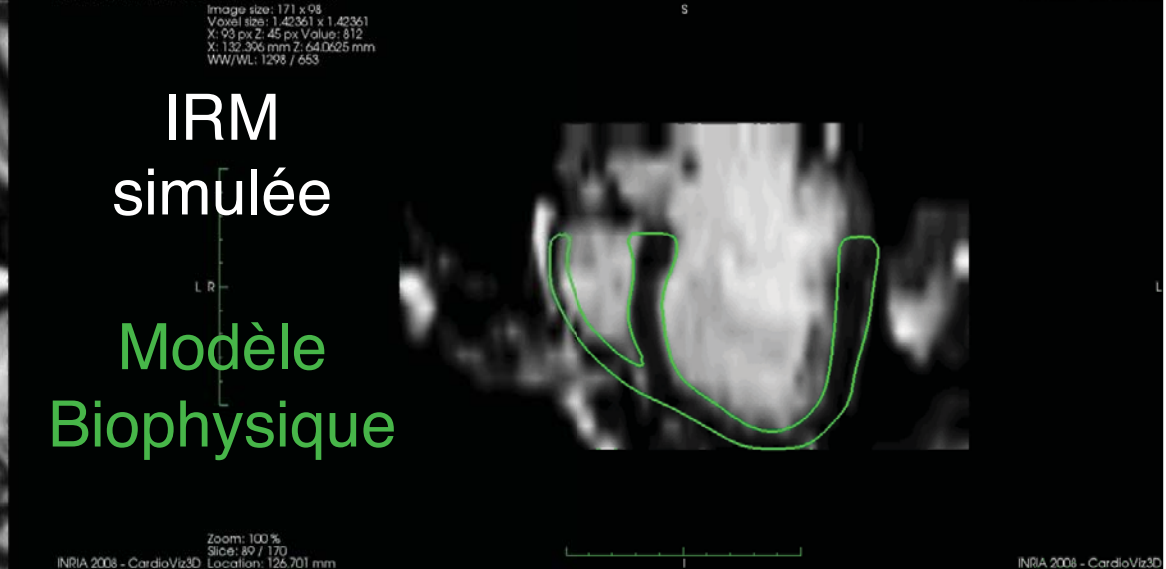
IRM
réelle

Aucun
modèle



IRM
simulée

Modèle
Biophysique



Prakosa, Sermesant, Allain, Villain, Rinaldi, Rhode, Razavi, Delingette, Ayache, IEEE TBME 2013

Nicholas Ayache
29 Avril 2014

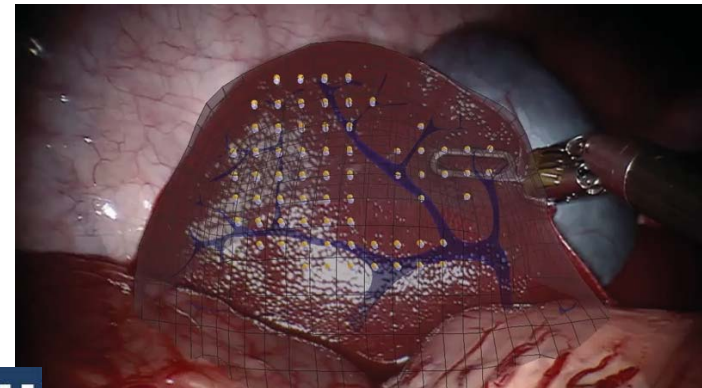
Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique



COLLÈGE 82
DE FRANCE
—1530—

Recalage: un problème résolu?

- Des problèmes difficiles restent ouverts:
 - Influence du choix de la régularisation [Ashburner 2013](#)
 - Quelle validation? [Klein Neuroimage 2009](#)
 - Modèles biophysiques (croissance, atrophie, déformation)
 - Temps réel (réalité augmentée)



ihu
STRASBOURG

Cotin et al.

- Nous retrouverons les outils de recalage dans les prochains cours, et dès la semaine prochaine pour guider la *segmentation* d'images

Séminaires

- Pr. Jacques Marescaux, directeur de l'IHU de Strasbourg
 - Chirurgie du futur guidée par l'imagerie
- Pr. Michel Haïssaguerre, directeur de l'IHU de Bordeaux
 - Cardiologie du futur à l'ère du patient numérique



Nicholas Ayache
29 Avril 2014

Le patient numérique personnalisé
Images, médecine & informatique



COLLÈGE 85
DE FRANCE
—1530—