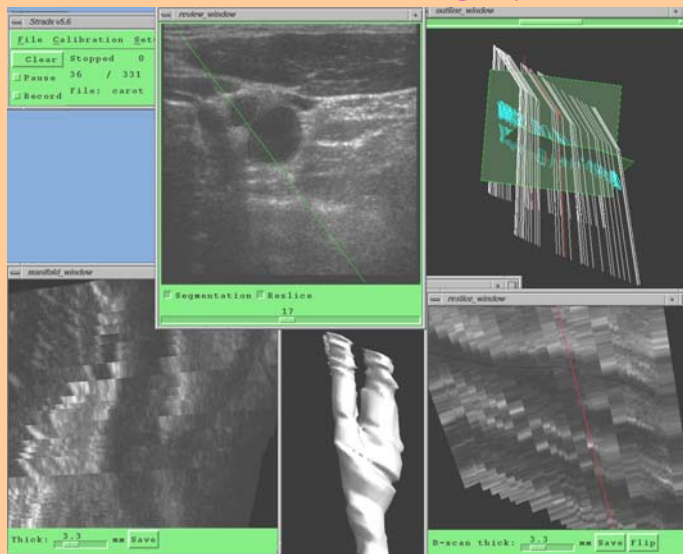


# *L'imagerie médicale dans le projet Vista*

Méthodes d'analyse d'images et de fusion de données en imagerie médicale appliquées :

## Aux échographies 3D :

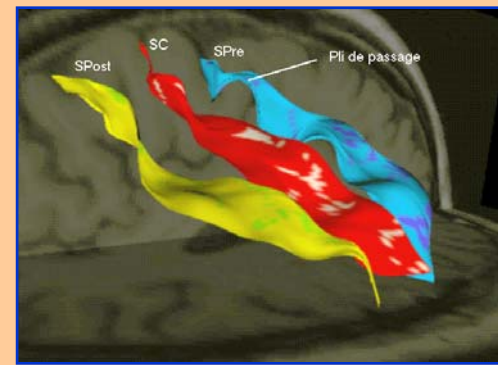
- ✓ Utilisation clinique des échographies 3D (imagerie per-opératoire)
- ✓ Télérobotique en échographie 3D



## À l'imagerie cérébrale:

Méthodes statistiques d'analyse et de recalage d'images anatomiques et fonctionnelles pour :

- ✓ l'indexation de bases d'images médicales
- ✓ L'aide à la recherche
- ✓ l'aide à la décision



**Mots clés:** atlas probabilistes, recalage inter-individuel, planning opératoire, imagerie interventionnelle, télé imagerie méthodes statistiques d'analyse d'images, modèles déformables, classification, segmentation, recalage déformable

# Recalage inter-sujet adaptatif: Utilisation du flot optique et des estimateurs robustes

- Formulation générale (estimation du flot optique):

$$U(\omega, f) = \sum_{s \in S} [\nabla f(s, t) \cdot \omega_s + f_t(s, t)]^2 + \alpha \sum_{\langle s, r \rangle \in C} \|\omega_s - \omega_r\|^2$$

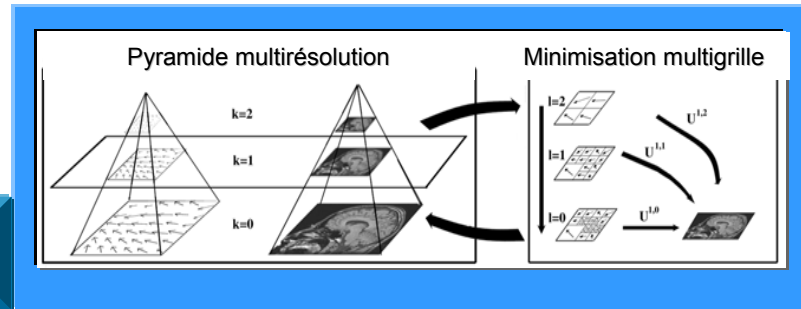
- Estimation robuste du champ de déformation:

réduit la sensibilité au bruit et préserve la discontinuité des

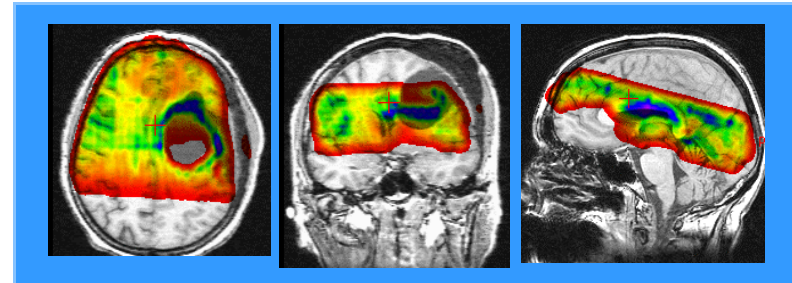
déformations: 
$$U(\omega, \delta, \beta; f) = \sum_{s \in S} \delta_s (\nabla f(s, t) \cdot \omega_s + f_t(s, t))^2 + \varphi_1(\delta_s) + \alpha \sum_{\langle s, r \rangle \in C} \beta_{sr} \|\omega_s - \omega_r\|^2 + \varphi_2(\beta_{sr})$$

- Algorithme multigrille adaptatif :

([Pour plus de détails, suivre ce lien](#))



Extensible à d'autres  
fonctions de similarités  
([recalage IRM fonctionnelle](#)) :

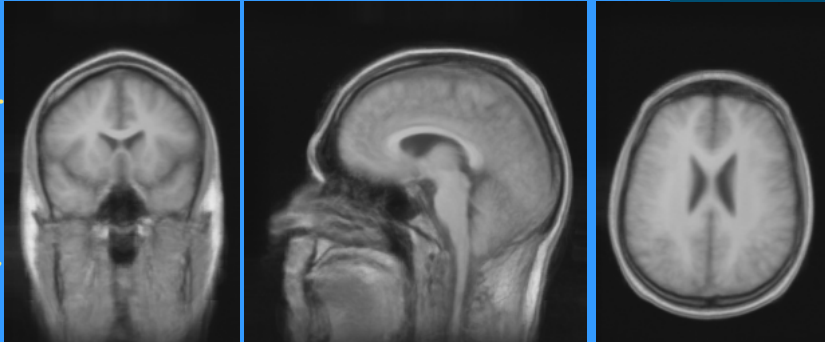


# Recalage Non-Rigide: Résultats

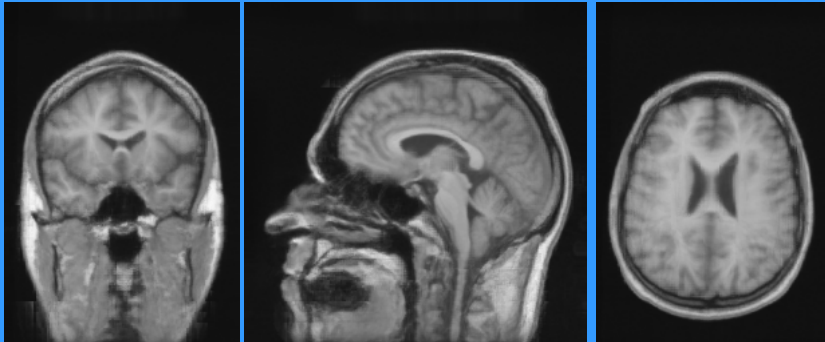
Expérience sur une base de donnée de 18 sujets



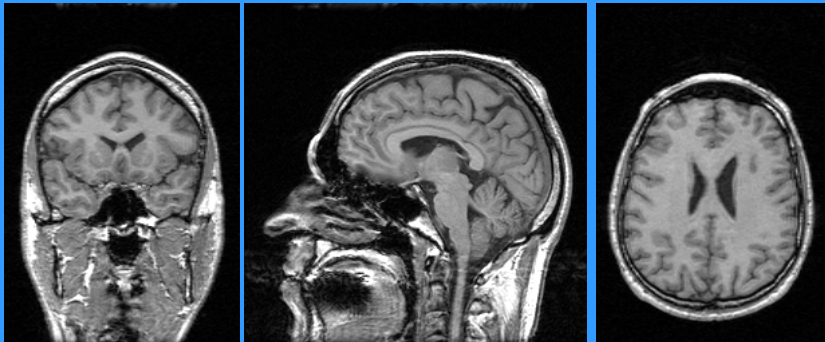
Quadratique



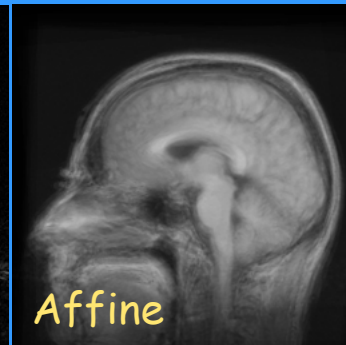
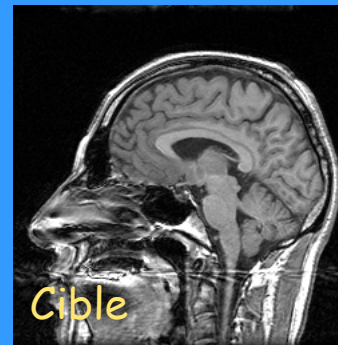
Robuste



Cible



Projet international d'évaluation



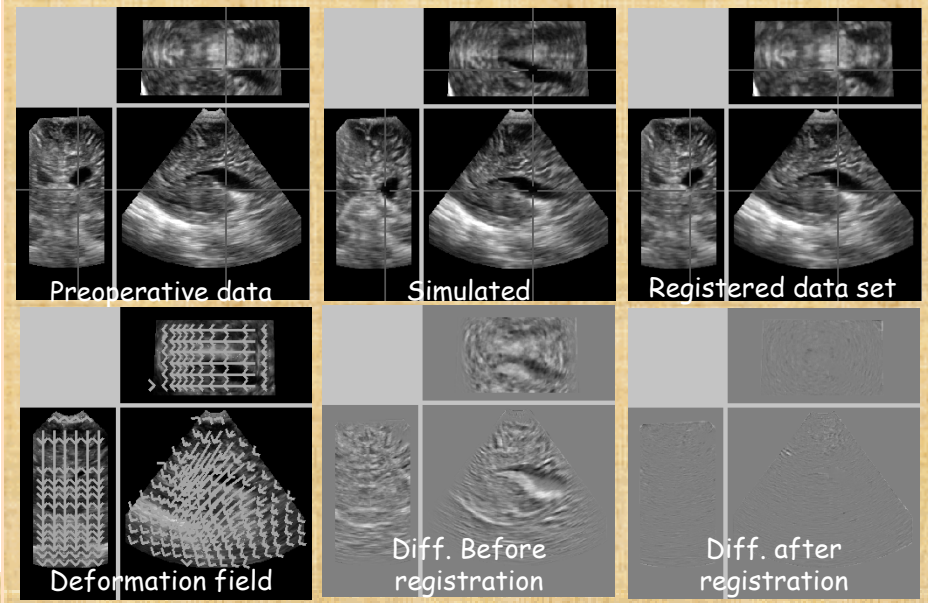
# Non-linear registration of 3D ultrasound images

➤ **Motivation** : Tracking of tissue deformation during surgery using 3D ultrasound.

➤ **Main issues:**

- Non-linear registration considered as a motion estimation problem in a multiresolution/multigrid framework.
- Shortcomings for non-linear registration of 3D Ultrasound images :
  - Low SNR of ultrasound images characterized by Rayleigh-governed speckle noise and corrupted by Gaussian-distributed electronic noise;
  - Motion ambiguities which arise when there is insufficient representation of spatial information;
  - Speckle decorrelation.

## Preliminary results on 3D ultrasound data



## ➤ Related links

- [Non-linear registration of MRI acquisition of different subjects](#)
- [European Project Roboscope - Multi Modal Image Fusion Tools](#)

## ➤ References

- **Acknowledgments:** The 3D US image of the baby was provided by Prof. Auer and his colleagues at ISM (Austria) in the framework of the EC-funded ROBOSCOPE project (HC 4018), a collaboration between the Fraunhofer Institute (Germany), Fokker Control System (Netherlands), Imperial College (UK), INRIA (France), ISM-Salzburg and Kretz Technik (Austria). This work has been granted by INRIA within the Cooperative Action Framework which involved the Epidaure and ISA projects of INRIA. Finally, we are grateful to Xavier Pennec and Nicholas Ayache for their support in this work.

# Recalage non-rigide : Introduction de contraintes éparses

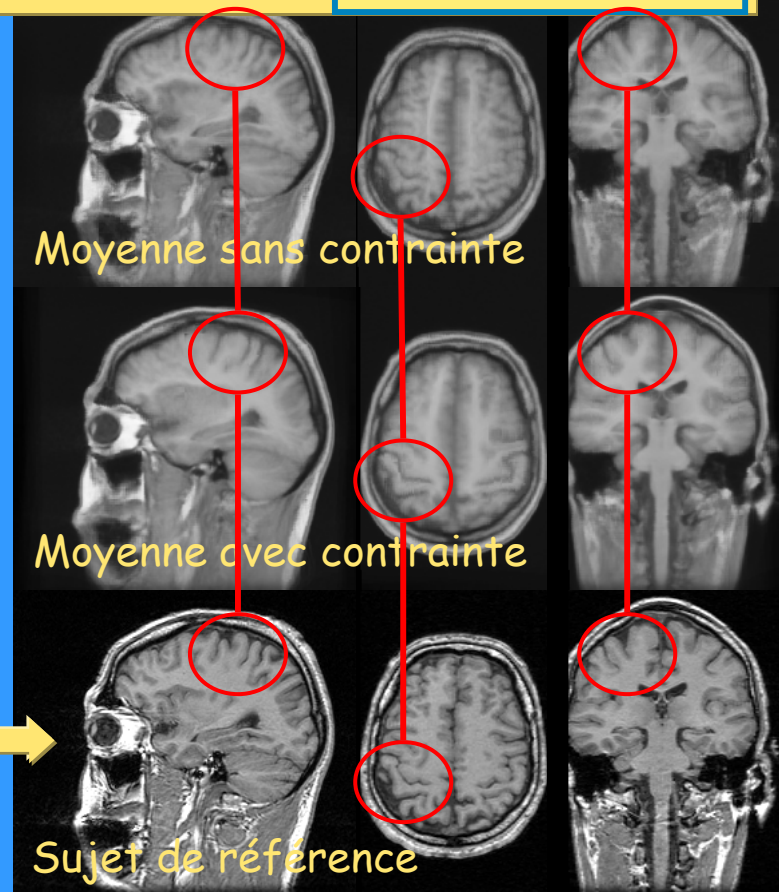
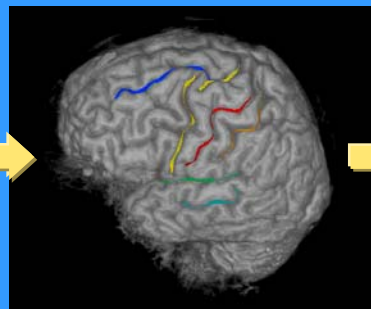
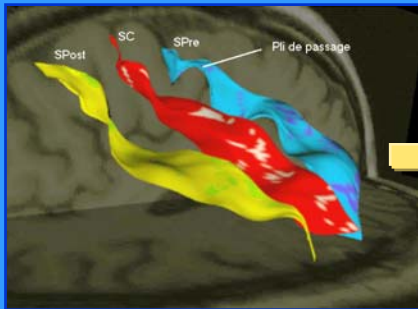
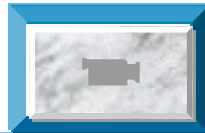
- Création d'un champs de contraintes ( $w^c$ ) :

$$U(w; f, w^c) = \sum_{s \in S} [\nabla f(s, t) \cdot w_s + f_t(s, t)]^2 + \alpha \sum_{\langle s, r \rangle \in \mathcal{E}^c} \|w_s - w_r\|^2 + \alpha^c \sum_{s \in \mathcal{S}_c} \|w_s - w_s^c\|^2$$

- Mise en correspondance de sillons homologues
- Prise en compte des interruptions entre sillons

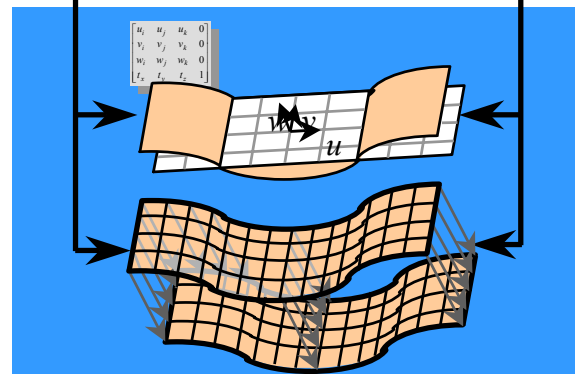
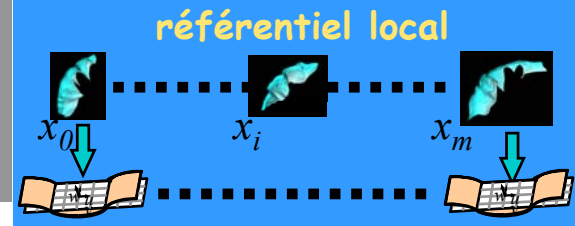
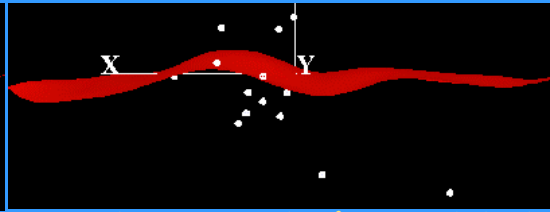
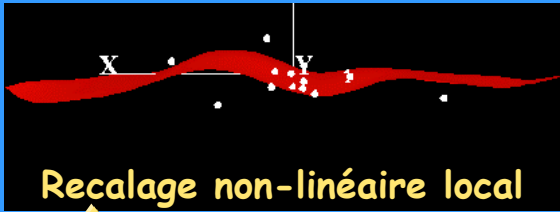
Liens utiles:

- [Résumé du travail](#)
- [Présentation faite à IPMI'01](#)



# Atlas probabilistes sur contraintes locales

## Recalage de données éparées inter-sujets (MEG)



## Analyse statistique des formes

Sillon moyen

$$\bar{X} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i$$

$$C = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \tilde{x}_i \tilde{x}_i^T; \tilde{x}_i = x_i - \bar{X}$$

$$C = \Phi \Lambda \Phi^T; \Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & \lambda_m \end{bmatrix}$$

Analyse

Sillon Reconstitué

Forme Moyenne de Sillon

$$x = \bar{X} + \Phi b$$

Amplitudes Modales

Matrice des Modes

Synthèse

$$x \approx \bar{X} + \sum_{i=1}^m \phi_i b_i$$

$$x = \bar{X} + \phi_1 b_1$$

$$b_1 \in [-2\sqrt{\lambda_1}, +2\sqrt{\lambda_1}]$$

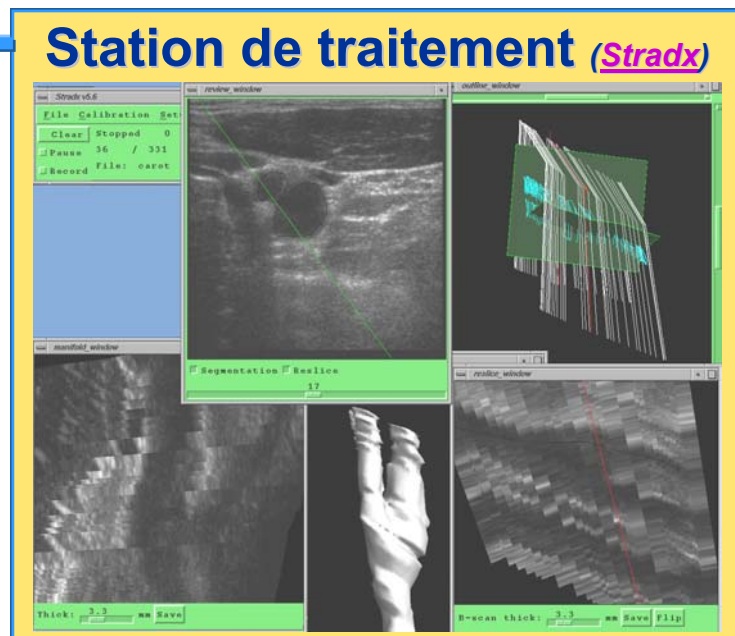
Mode principal de déformation du sillon central droit

Contraintes sur TPS

$$f(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + \sum_{w \in U} wU((P_i - (x, y, z)), U(r) = |r|)$$

Analyse Modale

# Dispositif d'acquisition échographique 3D



Sonde + localisateur 3D



Capteurs optiques



Fantôme de calibration

# Segmentation 3D robuste de structures anatomiques par ensembles de niveaux

- Utilisation du formalisme des ensembles de niveaux:

$$S(t) = \{ \mathbf{x} \in \mathcal{R}^3 / \Psi(\mathbf{x}, t) = 0 \}$$

- Définition d'un modèle robuste d'évolution :

$$\frac{\partial \Psi}{\partial t} + F |\nabla \Psi| = 0$$

- Utilisation d'une information de type « région » pour guider le modèle:  $F = h_i(v + \phi\kappa)$

- $v$  : force de propagation externe:

$$v = \text{Sign}\{p(\lambda_i | I) - p(\lambda_e | I)\} = \text{Sign}\{\alpha_i p_i(I) - (1 - \alpha_i) p_e(I)\}$$

- $\kappa$  : terme de régularisation (courbure)

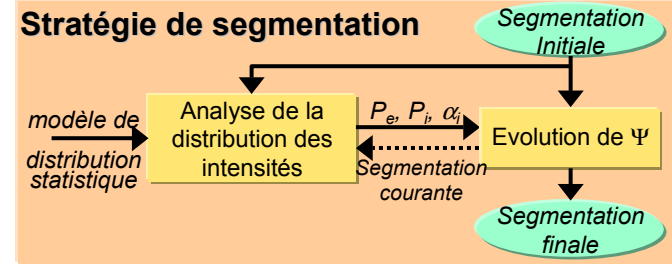
- $h_i$  : terme d'attache aux données:

$$h_i(\mathbf{x}) = \exp\{-k.p_T(\mathbf{x}' | I)\}$$

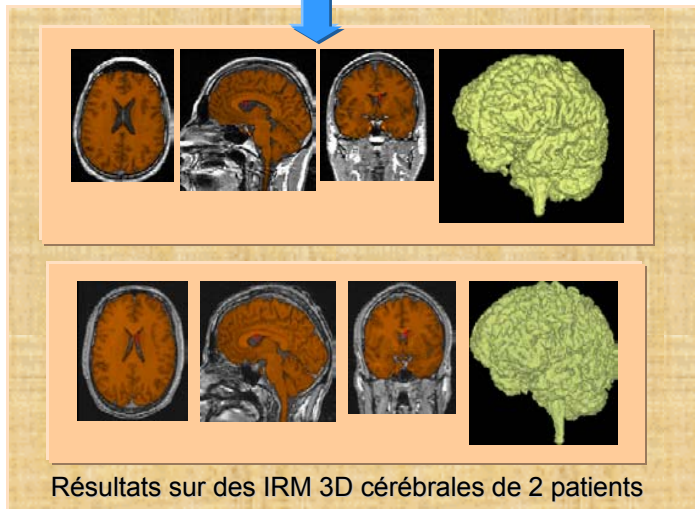
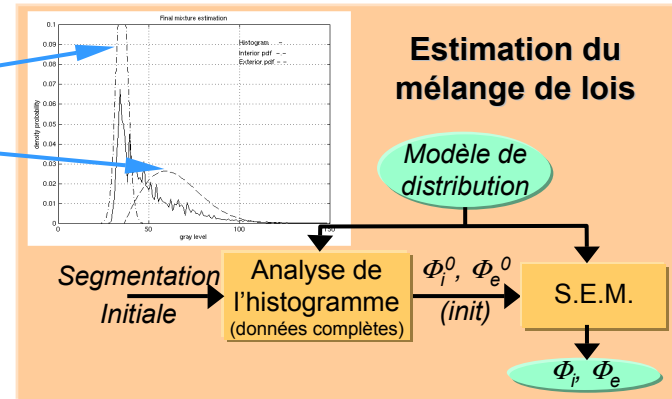
- $P_T(\mathbf{x}' | I)$  étant la probabilité de transition a posteriori

- Application en IRM cérébrale et en Échographie 3D

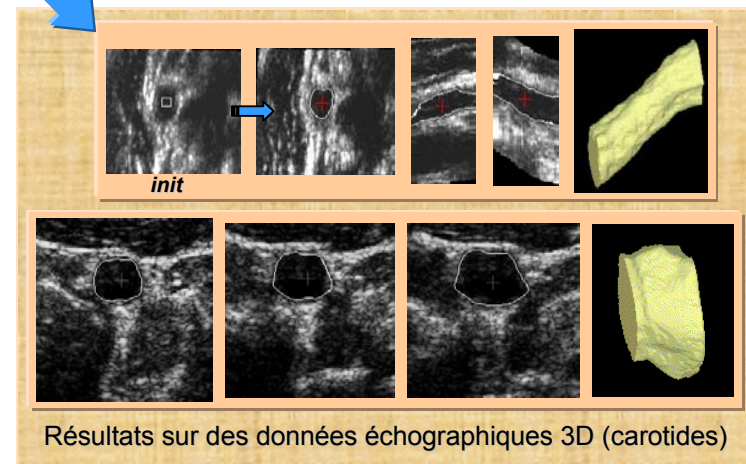
## Stratégie de segmentation



## Estimation du mélange de lois



Résultats sur des IRM 3D cérébrales de 2 patients



Résultats sur des données échographiques 3D (carotides)