

Mesures in-vivo des propriétés élastiques de tissus mous

Applications aux GMCAO

Emmanuel Promayon



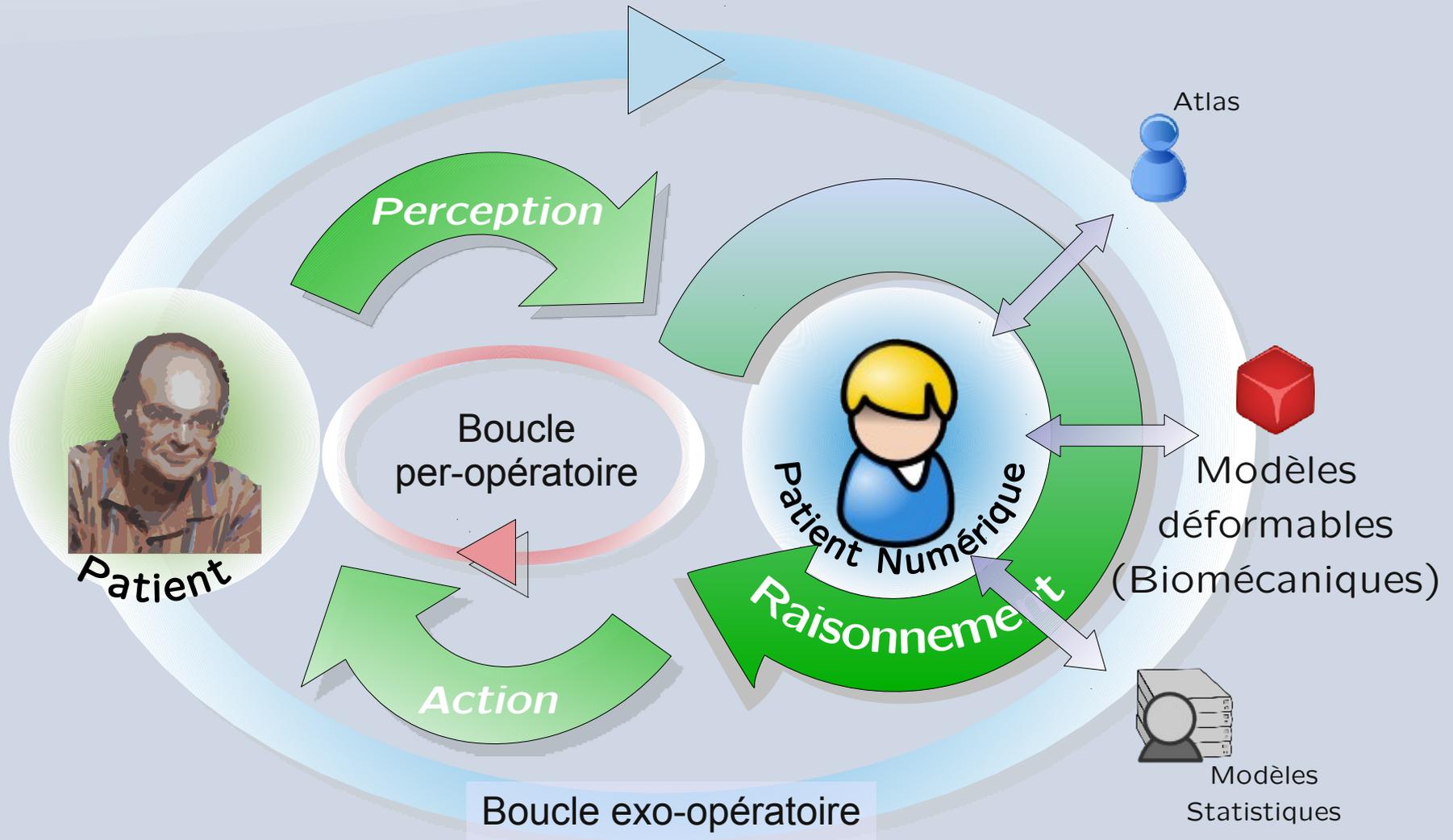
TIMC-IMAG



Université Joseph Fourier / CNRS UMR 5525



Modèles déformables en GMCAO



Motivations (défis !)

- Simuler
 - les déformations de tissus mous
 - de manière précise et réaliste
 - spécifiquement à un patient donné
 - en incluant les interactions avec l'utilisateur / le système de navigation chirurgicale
 - en temps interactif !
- ▶ Construire un patient numérique le plus proche possible du patient réel
- ▶ Utiliser (i.e. mesurer) des lois de comportement "patient spécifique" pour les tissus mous

Plan

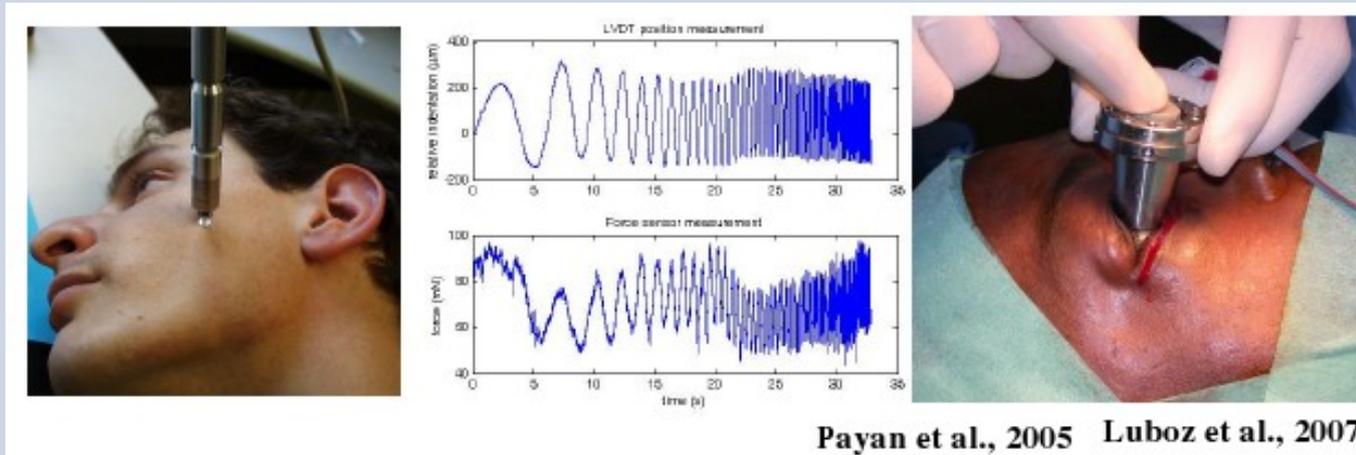
- État de l'art rapide (voir aussi autres présentations de la journée)
- Dispositif plastique
- Mesures in-vivo cerveau
- LASTIC
- Conclusion

Mesures in-vivo

- Mesures *ex-vivo* sont importantes pour les simulateurs mais diffèrent grandement des mesures *in-vivo* (Kerdok et al. 2006) : vascularisation, température,...
- On se focalise sur la mesure *in-vivo, in-situ* pour déterminer la loi de comportement élastique d'un tissu/organe afin d'obtenir un modèle per-opératoire
- Élastographie (voir autres exposés de la journée)
- Tissus accessibles : sollicitations mécaniques directes et mesure de la réponse p/r à un modèle théorique

Exemples mesures par sollicitation

- Mesures externes



- commercial

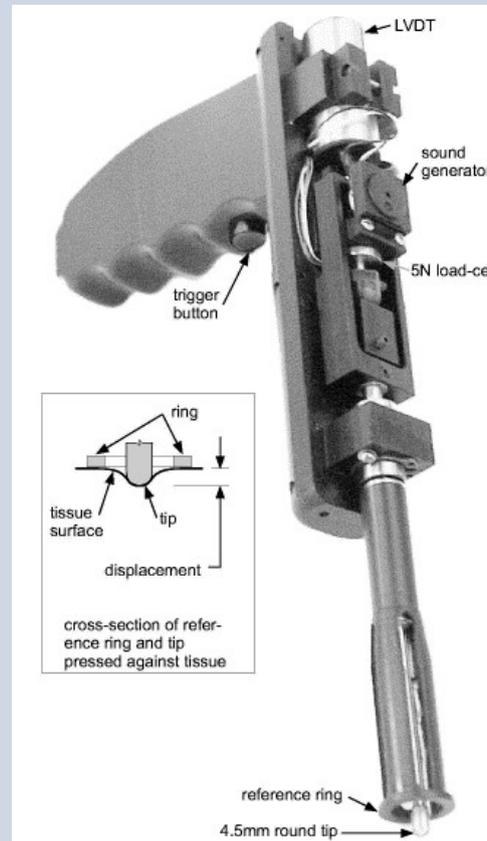


- Mesures tissus/organes internes

- Indentation
- Aspiration

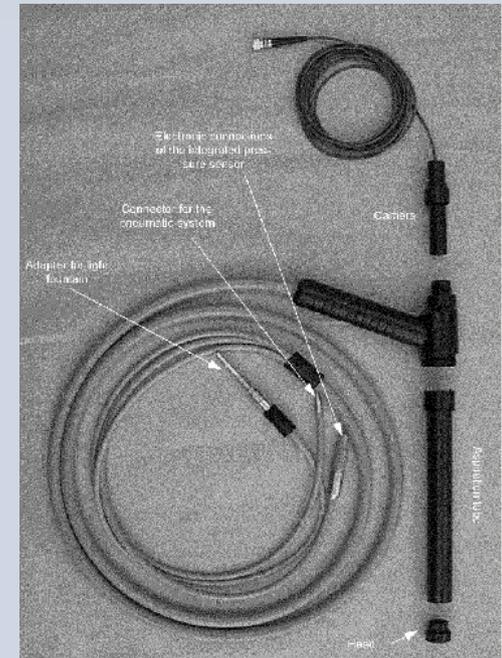
Mesures per-opératoires indentation

- Carter et al. (2001) : foie

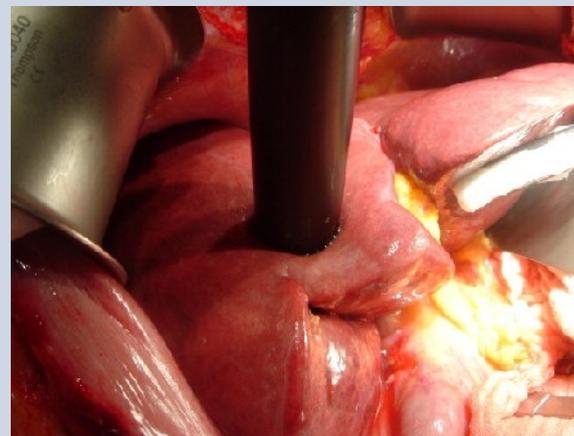
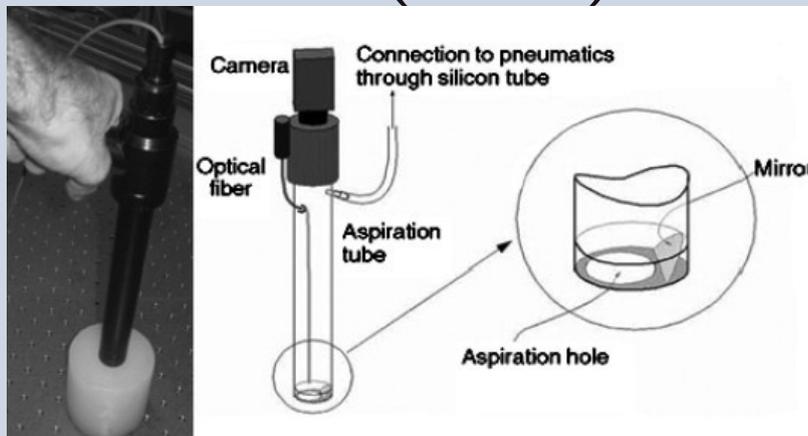


Mesures per-opératoires : aspiration

- Vuskovic (2001)
Kauer et al. (2002) :
uterus



- Nava et al. (2008) : foie



Difficultés mesures in-vivo

- Ne pas endommager les tissus
- Utilisation clinique implique
 - Stérilisation
 - Facilité de mise en œuvre (encombrement, temps,...)
- Problème crucial : stérilisation du dispositif de mesure
 - Agressif : étuve à 140° pendant 20min, vapeur sous pression, chaleur, chimique (liquide, gaz, plasma)...
 - Les parties fragiles (électronique, capteurs) peuvent être facilement endommagées
 - Tout doit être stérilisé même les parties qui ne sont pas en contact direct (projections pendant la chirurgie)

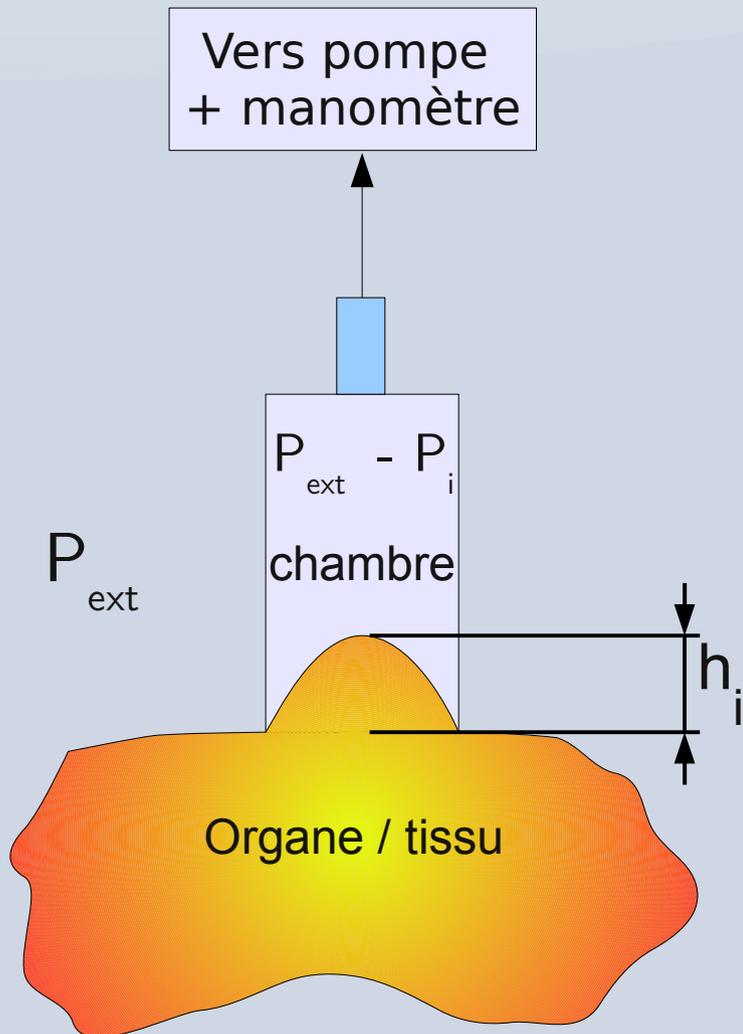
Quel dispositif ?



TeMPeST
Ottensmeyer, 2002

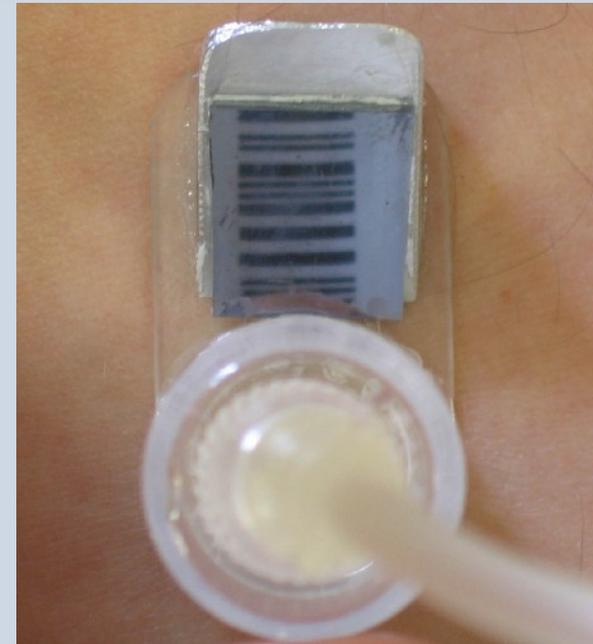
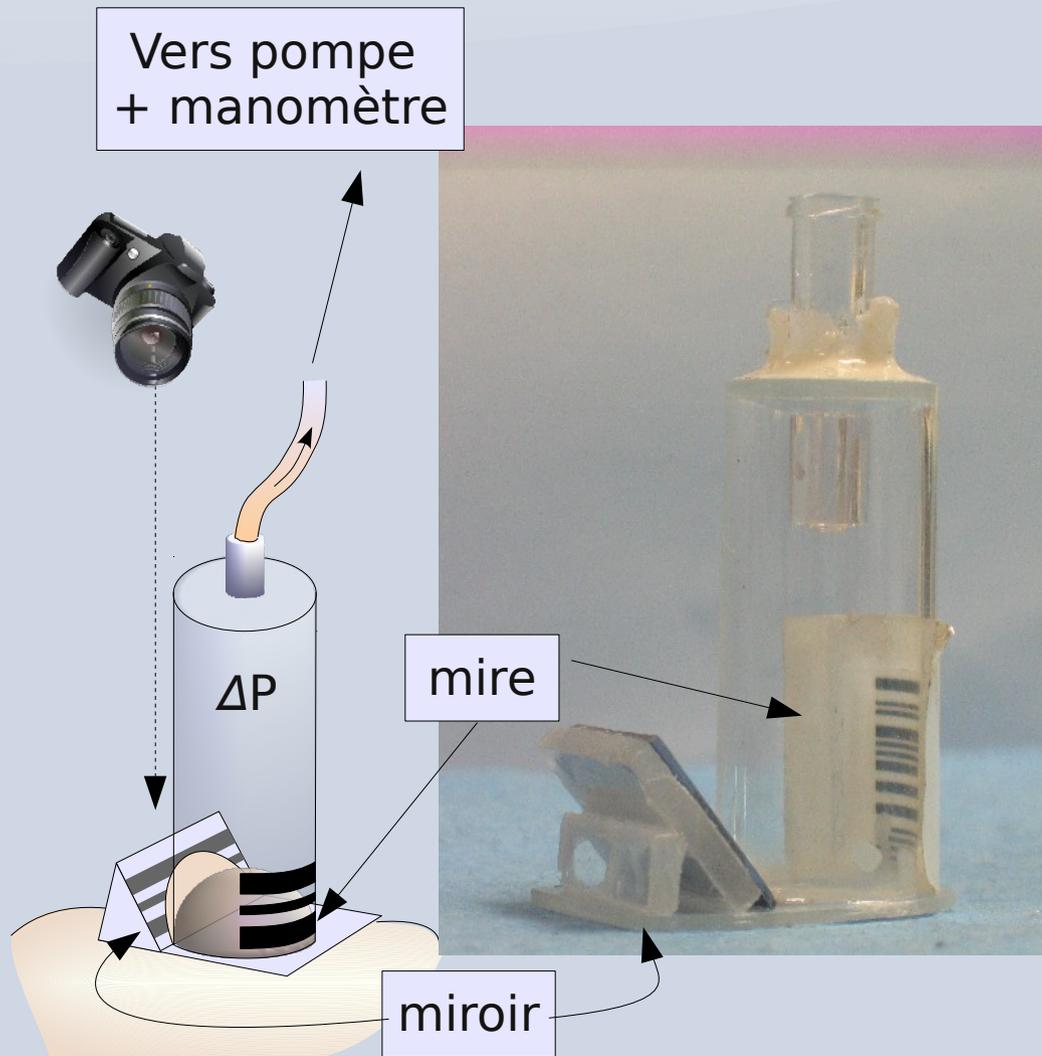
- Indentation est perturbée par les mouvements du sujet ou les mouvements physiologiques
 - Le référentiel peut se déplacer au cours de la mesure
 - Aspiration semble plus adaptée

Aspiration : principes

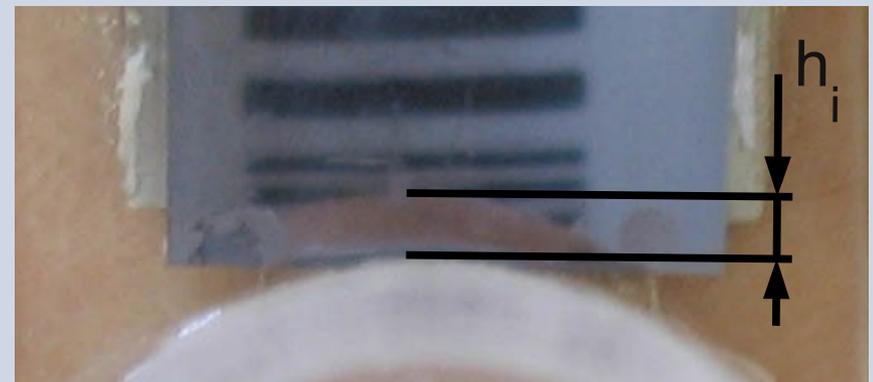


- Dispositif en contact avec le tissu
- Pressions négatives P_i générées dans la chambre → le tissu est "aspiré"
- Les hauteurs aspirées h_i sont mesurées (miroir)
- Ces hauteurs ne sont pas influencées par le mouvement du tissu

Dispositif plastique



Vue du dispositif de capture



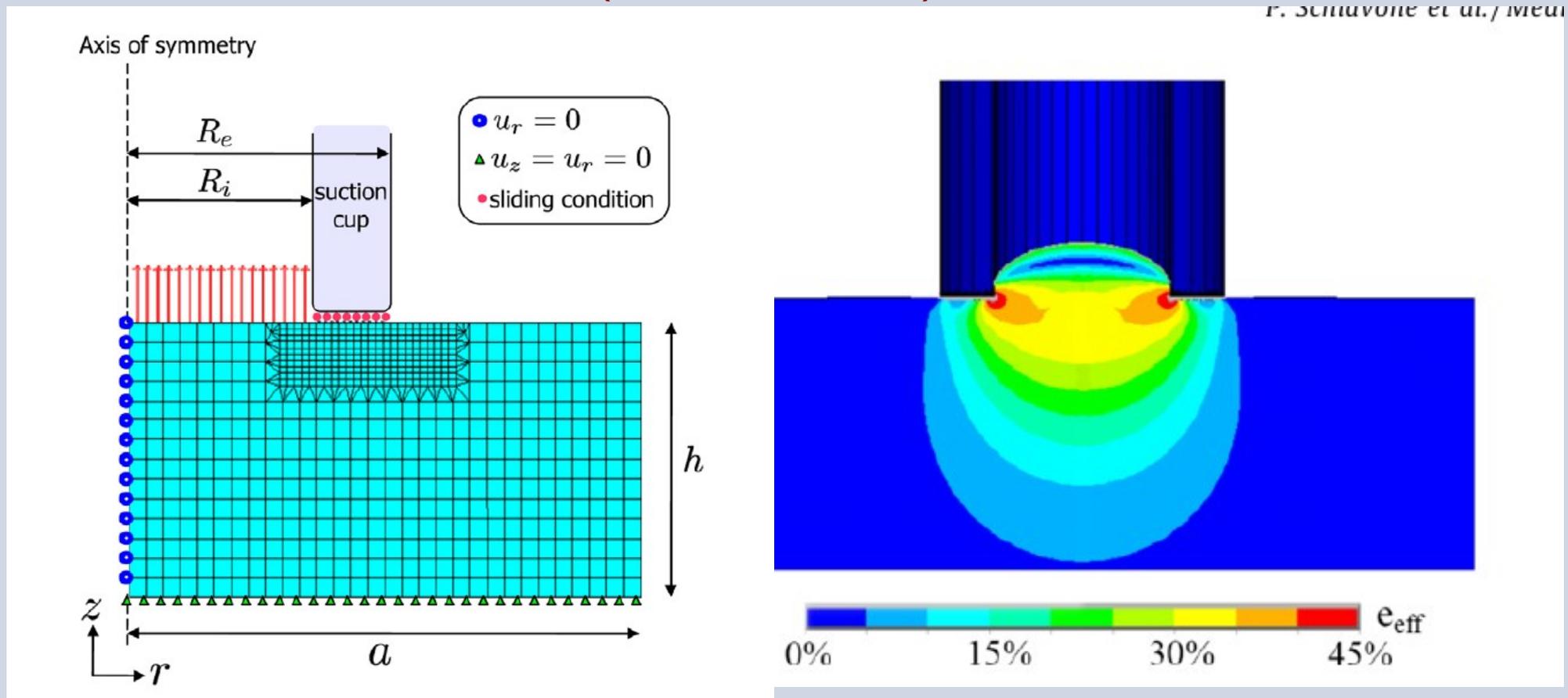
Estimation de la loi de comportement

- Résolution de type "indirecte"
 - Optimisation des paramètres de la loi de comportement à partir du calcul direct (éléments finis) en minimisant l'erreur quadratique (hauteur mesurée - hauteur calculée)²
- Algorithme d'optimisation
 - Soit une loi de comportement et ses paramètres (valeurs initiales)
 - (1) construire et simuler l'analyse par EF de l'aspiration
 - (2) comparer le résultat obtenu avec la mesure
 - (3) modifier les paramètres pour diminuer l'erreur



Modèle éléments finis

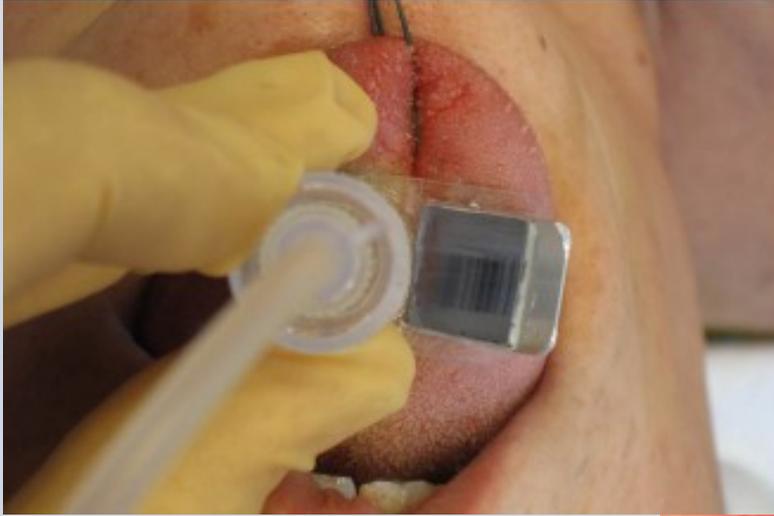
- Calcul éléments finis + optimisation (ANSYS)
Boudou et al., 2006 (micropipette)



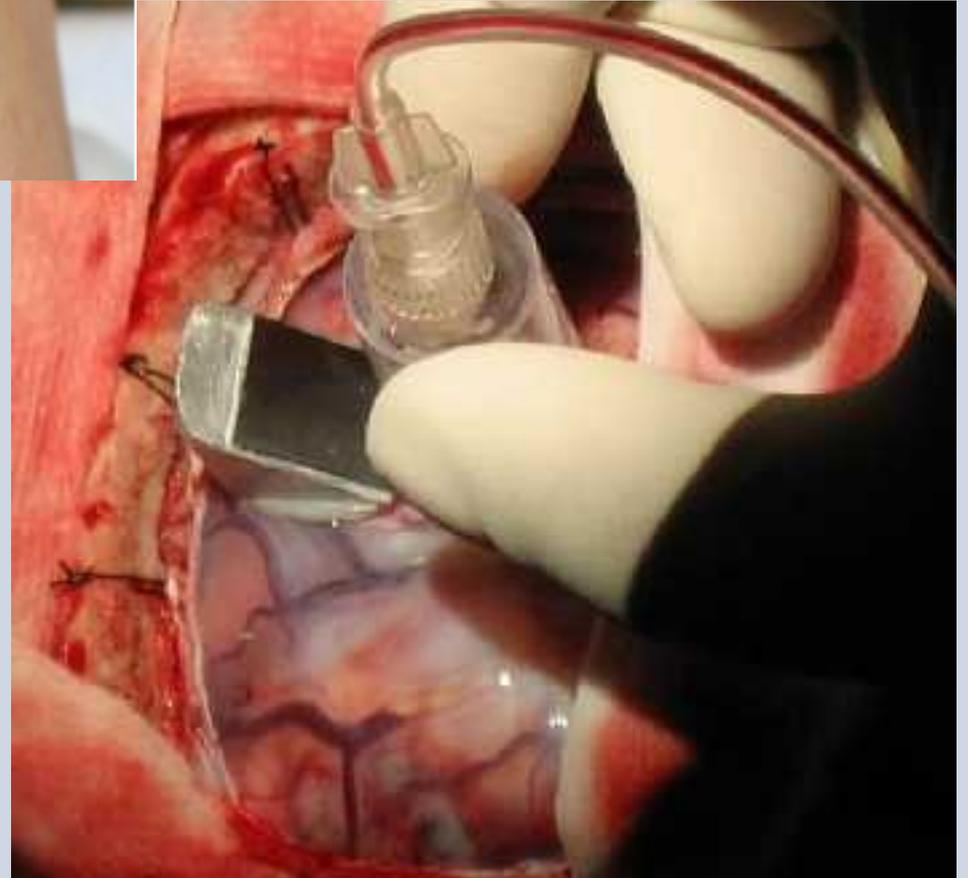
Symétrie, ~ 2000 éléments à 8 noeuds

Mesures

- Langue



- Cerveau



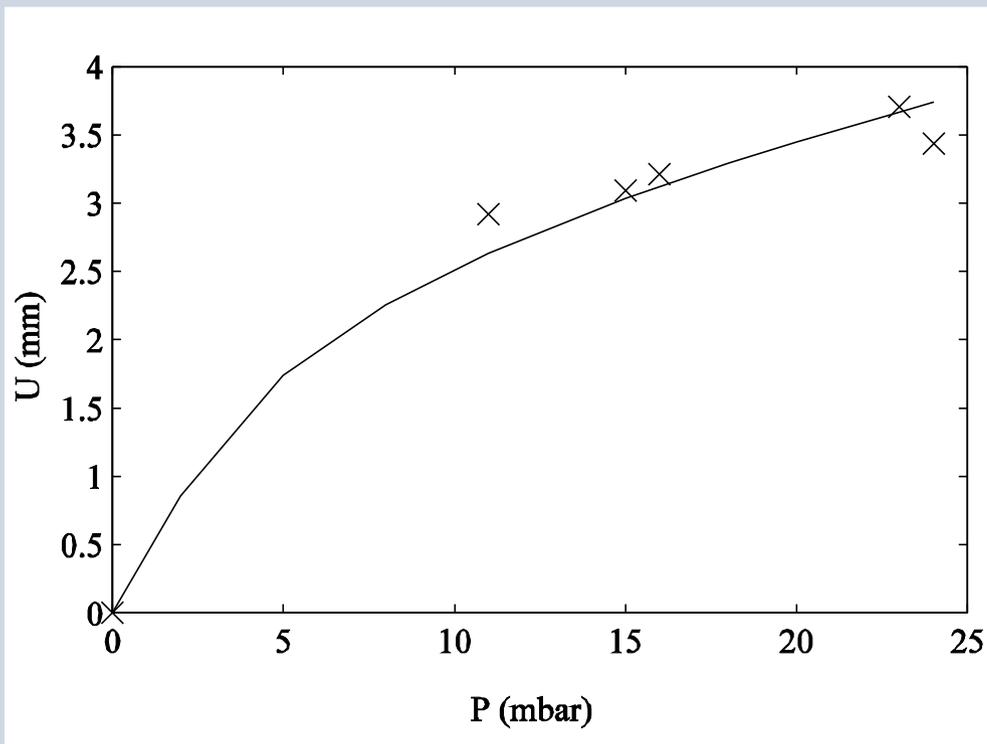
Elasticité du cerveau

- Hypothèse : comportement non-linéaire

Mooney-Rivlin :

I_1 premier invariant du tenseur de déformation de Cauchy

$$W = a_{10}(I_1 - 3) + a_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (\text{hyp: } \nu=0.45)$$



$$a_{10} = 0.240 \text{ kPa}$$

$$a_{30} = 3.420 \text{ kPa}$$

Littérature :

0.6kPa \rightarrow 180 kPa !!!

Autres mesures

	a_{10} (kPa)	a_{30} (kPa)
peau avant bras	2	400
langue (passive)	0.7	3
langue (active)	4.4	7
cerveau	0.24	3.4

Estimation sources d'erreur

- Sur la hauteur

- Erreur d'inclinaison appareil photo (max 3°)

→ $< 10\%$ (compensable en partie)

- Erreur de pixelisation

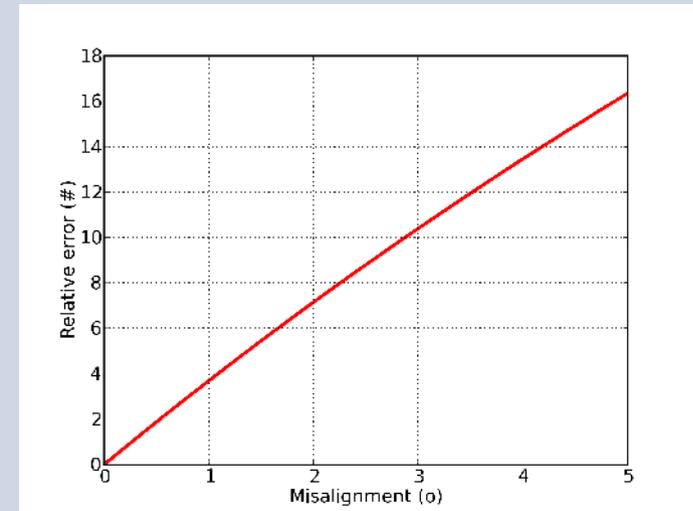
(mesure de hauteur) : 3px

→ $\leq 5\%$

- Sur la pression

- 2 mbar (synchronisation prise de vue, mesure)

- Influence des paramètres de la loi de comportement assez négligeable (espace de paramètre lisse)



Conclusion dispositif plastique

▪ Avantages

- Méthode robuste
- Utilisable au bloc opératoire en conditions stériles (éventuellement : dispositif plastique à usage unique)
- Résultats : première mesure in-vivo de cerveau humain

▪ Problèmes

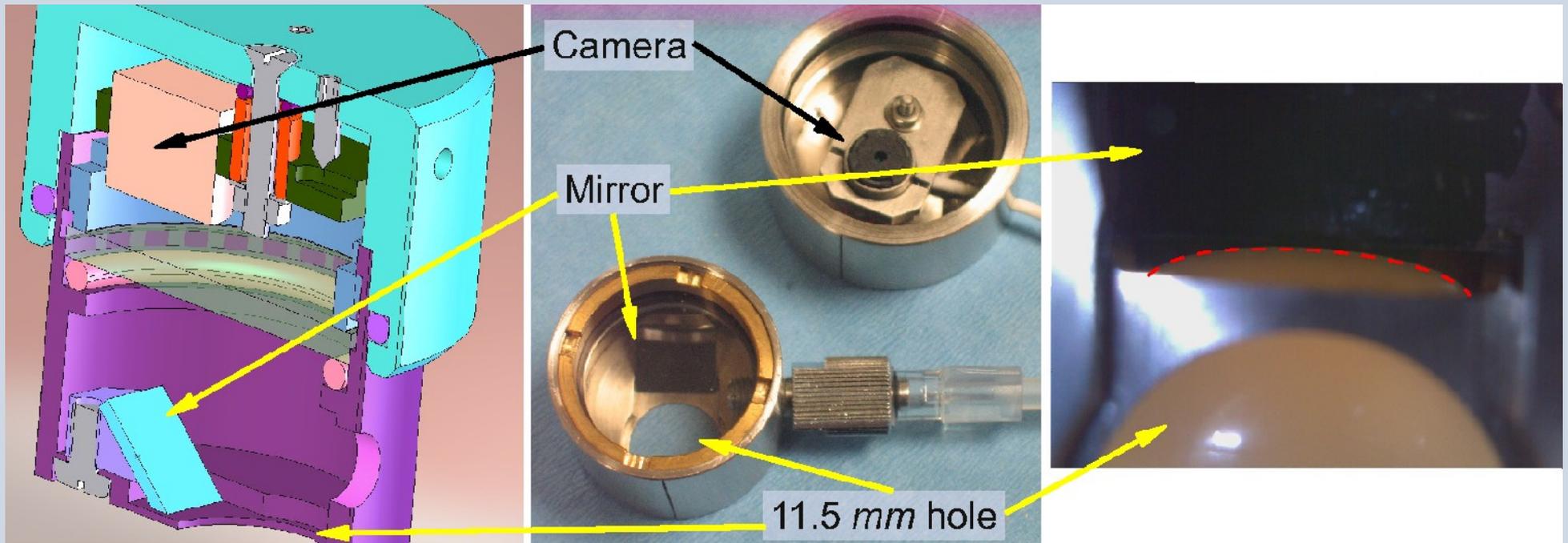
- Précision de la mesure :
 - positionnement de l'appareil photo (alignement dans l'axe)
 - synchronisation mesure/prise de vue
- Temps de traitement (optimisation ANSYS trop long, ici fait a posteriori)
 - temps interactif

LASTIC

- LASTIC = Light Apiration device for in vivo Soft Tissue Characterization
- Améliorations
 - Dispositif compact (utilisation clinique)
 - Intégration (synchronisation)
 - Alignement, capture d'image et segmentation
 - Temps de calcul : utilisation d'une bibliothèque de paramètres

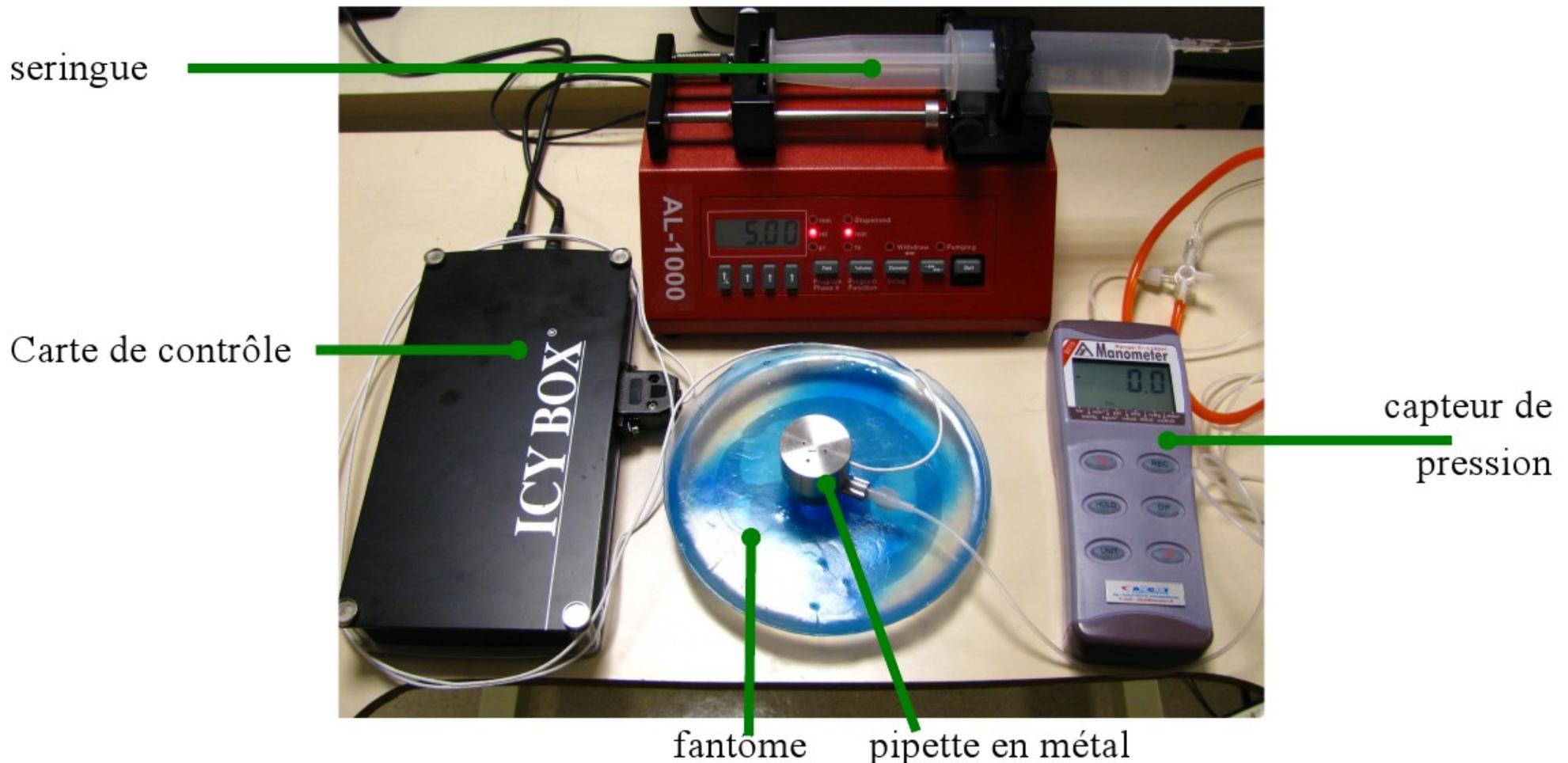
Compact

- La chambre de mesure et la chambre de dépression s'emboîtent
- Utilisation d'une micro-caméra ST Microelectronics
 - 2MPixels (1600x1200), $<1\text{cm}^3$



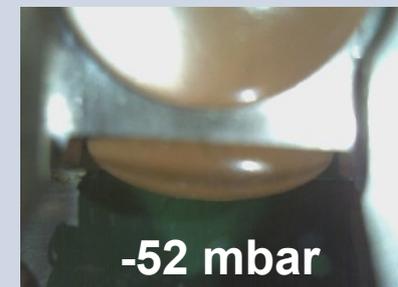
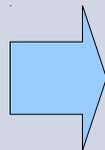
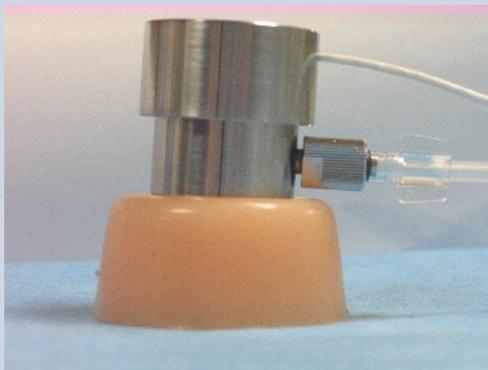
Intégration

- Un logiciel pilote la variation de pression, l'acquisition de la pression et la capture de l'image



Capture et segmentation

- L'image est récupérée sur le PC et peut être segmentée facilement (automatisation en cours)

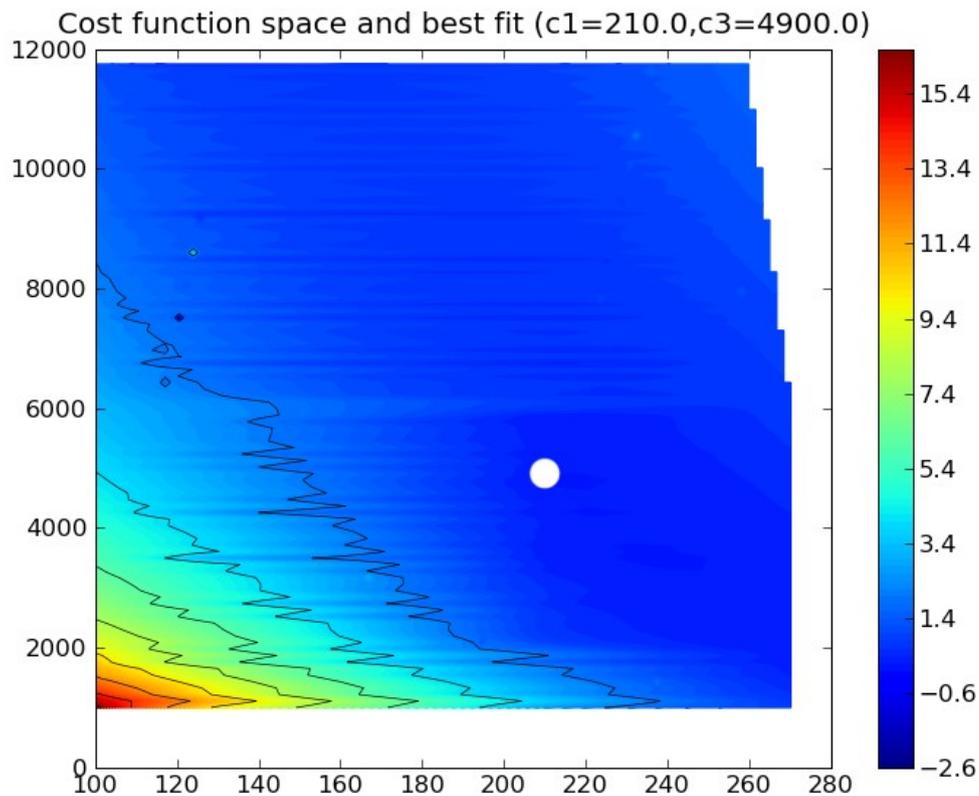


Bibliothèque de paramètres

- Choix d'une loi de comportement, variation des paramètres (ici Mooney-Rivlin, 1e et 3e invariant)
- ANSYS est utilisé pour pré-calculer des tables paramètres / hauteurs en fonction de la pression
- Pré-calculs pour un jeu de paramètres ~ 2min 30s
- Recherche d'un optimum en fonction des pressions et hauteurs mesurées < 1s

Bibliothèque de paramètres

- Exemple pour une bibliothèque d'environ 1200 jeux de paramètres

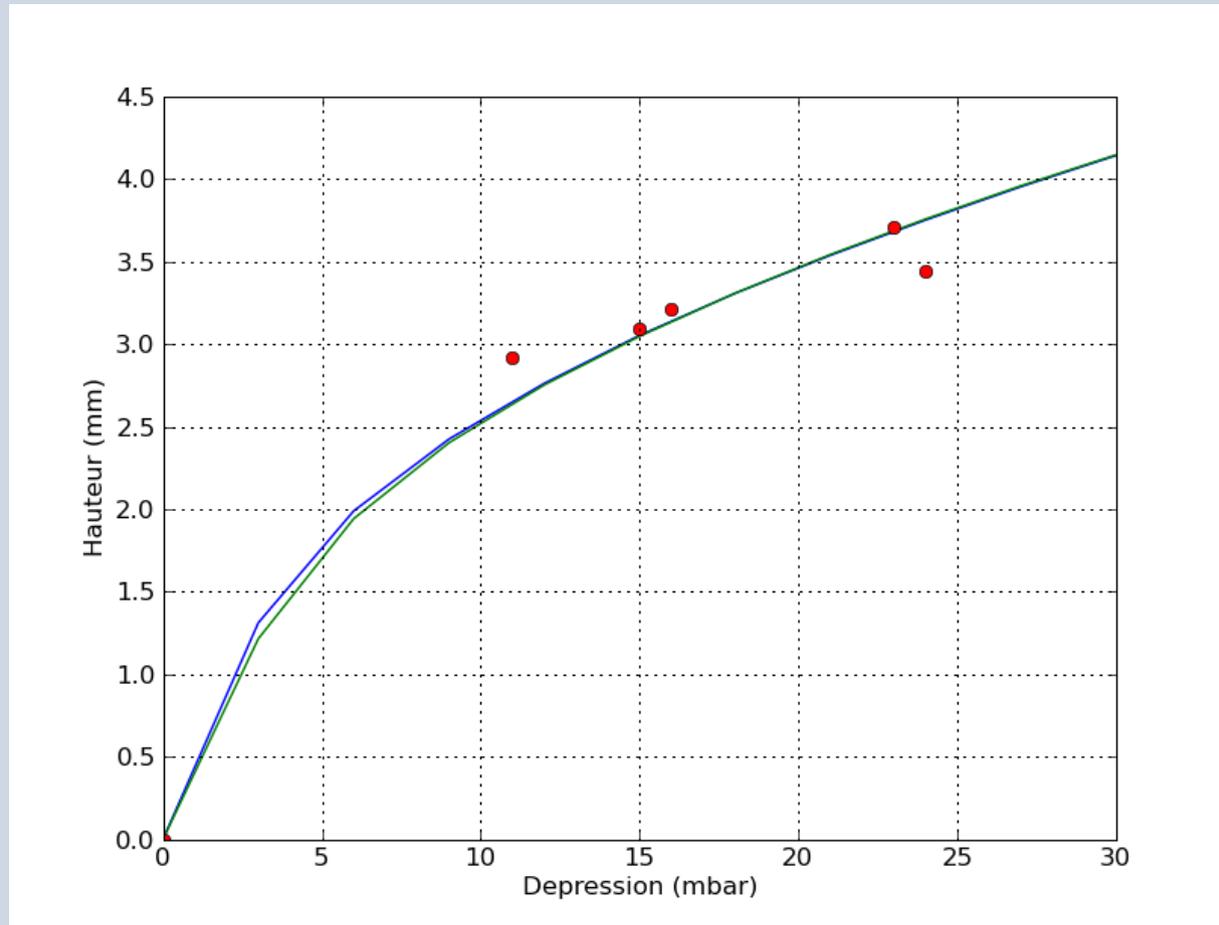


$$a_{10} = 0.210 \text{ kPa}$$

$$a_{30} = 4.9 \text{ kPa}$$

Comparaison

- Optimisation ANSYS (30min) (bleu) vs Optimisation par recherche dans la bibliothèque (vert)



Conclusion LASTIC

- LASTIC

- Plus facile à utiliser (compact, intégré, acquisition automatisés)
- Plus précis (pixels, pas d'erreur d'alignement)
- Temps interactif (premières comparaisons satisfaisantes)

- Perspectives

- Tester en per-opératoire (pour l'instant seulement langue et peau)
- Validation complète
 - Estimation des erreurs
 - Comparaison avec d'autres types d'appareil de mesures rhéologiques (élastomères, hydrogels)

Remerciements

- Équipe du projet
 - Patrick Schiavone, Yohan Payan
 - + stagiaires : C. Kroiss, E. Demotes, V. Beix
- Autres collaborateurs / contributeurs
 - J. Ohayon, T. Boudou (TIMC-IMAG)
 - P. Perrier (Gipsa), F. Chassat (CMM, Chili)
 - Clinicien F. Valdivia (Inst. de NeuroCirugía Asenjo, Chili)
- Bibliographie
 - In Vivo Measurement of Human Brain Elasticity Using a Light Aspiration Device. P Schiavone, F Chassat, T Boudou, E Promayon, F Valvidia, Y Payan. Medical Image Analysis, 13(4):673-678, August 2009
 - LASTIC: a Light Apiration device for in vivo Soft Tlssue Characterization, P Schiavone, E Promayon, Y Payan, ISBMS 2010