

MODELISATION BIOMECHANIQUE POUR LA CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ASSISTEE : DE LA CARACTERISATION *IN VIVO* A L'IMPLEMENTATION DANS DES CODES DE CALCULS ELEMENTS FINIS

Yohan Payan, *Laboratoire TIMC-IMAG, Univ. Grenoble Alpes & CNRS, F-38000 Grenoble, France. Téléphone : 04 56 52 00 01, Télécopie : 04 56 52 00 55, Adresse électronique : Yohan.Payan@imag.fr*

Mots clés : modélisation par éléments finis ; planning chirurgical assisté par ordinateur ; estimation des lois de comportement.

1. INTRODUCTION

Cet exposé vise à poser la question de la pertinence de la caractérisation des lois de comportements des tissus mous biologiques dans le contexte de la modélisation biomécanique des tissus peauciers pour l'assistance à la chirurgie maxillo-faciale. Le contexte de ce travail sera tout d'abord introduit en lien avec le geste chirurgical de mobilisation des segments osseux mandibulaires et maxillaires (« chirurgie orthognatique »). La modélisation biomécanique des tissus mous peauciers et l'implémentation dans un code de calculs par éléments finis (AnsysTM) seront décrites avec un focus particulier sur les lois de comportements qui doivent alors être entrées comme paramètres du modèle. Une évaluation des prédictions du modèle biomécanique sera alors présentée et nous permettra de discuter des choix de lois de comportement. Dans les cas de figure où une caractérisation *in vivo* (i.e. « patient-spécifique ») sera nécessaire, nous introduirons alors le dispositif d'aspiration LASTIC que nous avons développé.

2. CONTEXTE DE LA CHIRURGIE ORTHOGNATIQUE ASSISTEE

La chirurgie orthognathique (du grec *orthos* – droit – et *gnathos* – mâchoire) vise à repositionner le complexe maxillo-mandibulaire, constitué d'une partie supérieure, le maxillaire, et d'une partie inférieure, la mandibule. Cette chirurgie intervient dans le cadre d'une prise en charge multidisciplinaire par l'orthodontiste, l'orthopédiste dento-facial, le chirurgien, le radiologue et le prothésiste dentaire, afin de corriger les dysmorphoses maxillo-mandibulaires, i.e. les pathologies dont le facteur commun est une anomalie de la relation entre maxillaire et mandibule (Richter et al., 1998). Ce décalage des bases osseuses a des conséquences esthétiques (équilibre de la face) et fonctionnelles (occlusion dentaire et articulations temporo-mandibulaires). Il apparait dès lors important, pour le chirurgien mais aussi pour le patient, d'être capable d'estimer avant chirurgie les conséquences esthétiques et fonctionnelles du geste de repositionnement des structures mandibulaires et/ou maxillaires. Cette estimation passe (1) par la modélisation du geste (i.e. la quantification des découpes et mobilisations prévues des structures osseuses) et (2) par la construction d'un modèle biomécanique patient-spécifique des tissus mous peauciers. Les mobilisations osseuses sont alors entrées comme nouvelles conditions aux limites du modèle biomécanique qui peut ensuite être utilisé pour prédire les conséquences esthétiques et fonctionnelles du geste chirurgical.

3. ETAT DE L'ART EN MODELISATION BIOMECHANIQUE DU VISAGE

Alors que paradoxalement très peu de produits industriels proposent aujourd'hui des solutions d'assistance au geste de repositionnement des structures maxillaires et mandibulaires, la littérature scientifique a été relativement prolifique sur le domaine de modélisation biomécanique des tissus

mous peauciers. Après quelques travaux basés sur des modèles discrets de type « masses-ressorts » (Delingette *et al.*, 1994 ; Waters, 1996 ; Keeve *et al.*, 1996 ; Teschner *et al.*, 1999 ; Barré *et al.*, 2000), des modèles continus ont vu le jour, avec une prise en compte des lois de comportement des tissus mous peauciers et avec la résolution des équations aux dérivées partielles de la mécanique des milieux continus via la méthode des éléments finis (Koch *et al.*, 1996 ; Keeve *et al.*, 1998 ; Koch *et al.*, 1999 ; Zachow *et al.*, 2000 ; Gladilin *et al.*, 2001 ; Teschner, 2001 ; Chabanas *et al.*, 2003 ; Mollemans *et al.*, 2007).

Les travaux de thèse de Matthieu Chabanas (2002) se sont placés dans ce cadre de la prédiction des conséquences esthétiques et fonctionnelles du geste chirurgical. Cette thèse a ainsi consisté à développer un modèle biomécanique « générique » des tissus mous peauciers, intégrant le derme, l'hypoderme (fixé sur les structures osseuses sous-jacentes), ainsi que les principales fibres musculaires (figures 1b). Ce modèle biomécanique, basé sur un maillage de type Éléments Finis avec des propriétés mécaniques calquées sur des mesures rhéologiques moyennes de tissus peauciers (Fung, 1993), était ensuite « recalé » sur chaque morphologie de patient (figures 1a et 1c, Chabanas *et al.*, 2003). Les repositionnements des bases osseuses prescrits par le chirurgien peuvent alors être couplés au modèle biomécanique du patient afin de simuler leurs conséquences sur l'esthétique du visage (figure 1d). Les prédictions sur l'esthétique du visage peuvent enfin être comparées au résultat effectif de la chirurgie (figures 1e).

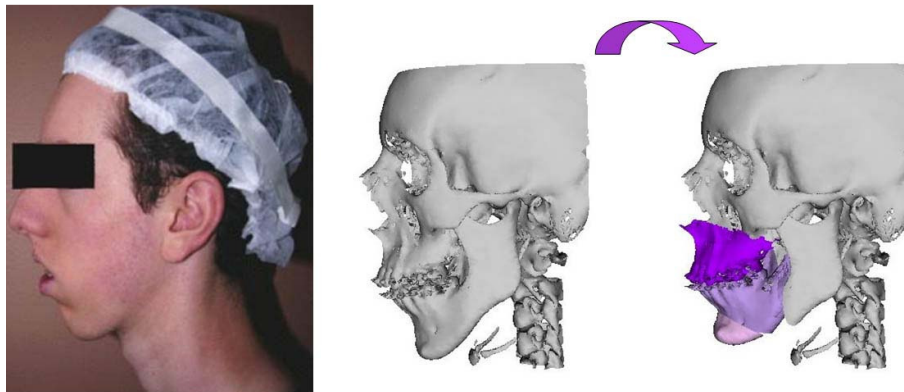


Figure 1a : Exemple de dysmorphose maxillo-mandibulaire (gauche) et ostéotomies planifiées (droite)

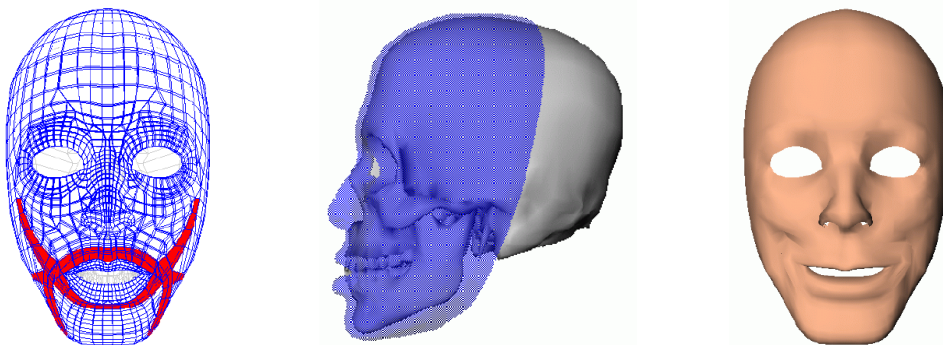


Figure 1b : Modèle biomécanique générique : derme et hypoderme fixés au crâne (centre), course (gauche) et action (droite) des fibres musculaires.

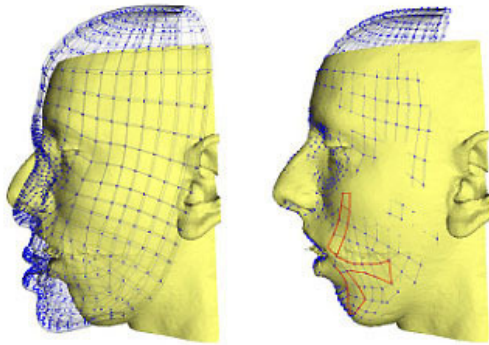


Figure 1c : Recalage modèle générique → morphologie du patient.

Gauche : modèle générique (bleu) et reconstruction 3D de la morphologie du patient (jaune).

Droite : résultat du recalage.

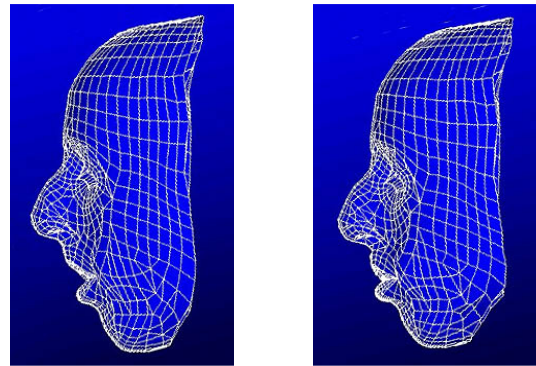


Figure 1d : prédiction des déformations de la peau engendrées par les repositionnements planifiés des structures osseuses.

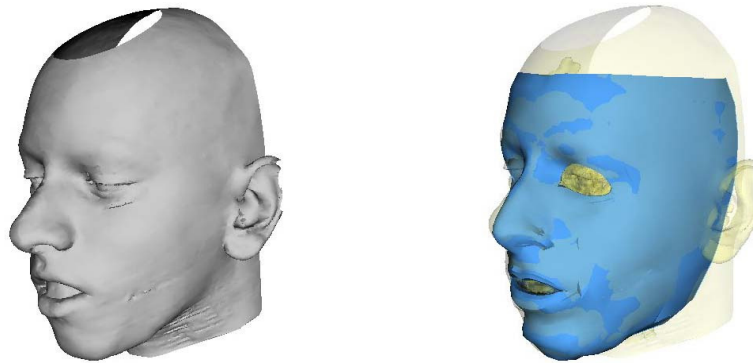


Figure 1e : Données post-opératoires (gauche) et comparaison avec les prédictions du modèle (droite)

Le patient pris en exemple figure 1 est particulièrement représentatif des besoins et questions posées au modèle biomécanique. En effet, en plus des dysmorphoses maxillo-mandibulaires, ce patient avait de grandes difficultés à fermer ses lèvres. Les conséquences esthétiques mais aussi fonctionnelles (i.e. en termes de fermeture et de protrusion des lèvres après chirurgie) du geste apparaissent donc centrales pour notre environnement d'assistance.

4. CARACTERISATION DES LOIS DE COMPORTEMENT DES TISSUS MOUS PEAUCIERS

4.1 Loi de comportement générique estimée *in vitro*

A notre connaissance, tous les travaux de modélisation biomécanique du visage dans un contexte d'assistance à la chirurgie orthognatique ont fait l'hypothèse d'une loi de comportement « générique » des tissus mous peauciers. C'est le choix qu'avait également fait notre équipe de recherche avec une loi hyperélastique (de type Yeoh à deux paramètres) recalée à partir de mesures *in vitro* faites sur une joue de cadavre frais (Gerard *et al.*, 2005). La figure 2 représente l'expérience d'indentation puis la modélisation par éléments finis de cette indentation afin d'inférer, par optimisation, les paramètres correspondants pour la fonction d'énergie de Yeoh.

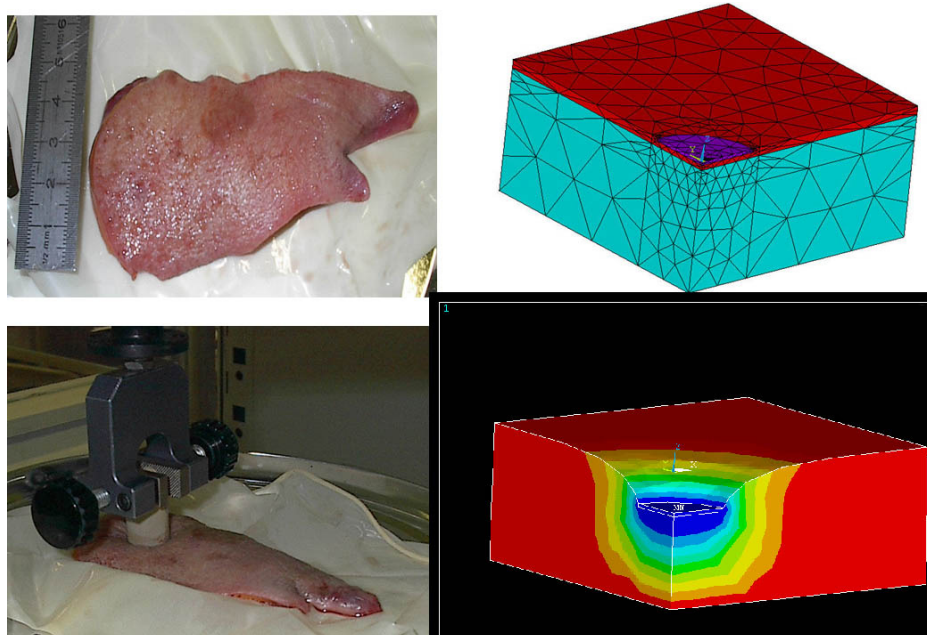


Figure 2. Indentation sur pièce anatomique et simulation numérique correspondante

Ce type d'hypothèse d'une loi de comportement non patient-spécifique est sans doute, de notre point de vue, justifiée lorsque le geste simulé est limité à des déplacements des structures maxillaire et/ou mandibulaire. En effet, dans ce cas de figure, les conditions aux limites des modèles éléments finis sont de type « déplacements imposés » ce qui implique des déformations résultantes des modèles qui sont très peu dépendantes de la loi de comportement (cf. nos résultats qui allaient déjà dans ce sens – Chabanas *et al.*, 2004 – ou les résultats plus récents de Wittek *et al.*, 2009).

Par contre, dans le cas de figure où les conditions aux limites des modèles éléments finis sont de type « forces appliquées », les lois de comportements doivent être patient-spécifiques et ont donc à être estimées *in vivo* (Kerdok *et al.*, 2006; Ottensmeyer, 2002; Gefen and Margulies, 2004). C'est par exemple le cas si l'on souhaite étudier le comportement fonctionnel post-opératoire du visage du patient illustré dans la figure 1 : pour simuler un geste de fermeture/protrusion de ses lèvres, il nous faut générer de la force dans les muscles labiaux, avec notamment l'activation des muscles orbiculaires (Nazari *et al.*, 2011a ; Stavness *et al.*, 2013).

4.2 Loi de comportement patient-spécifique estimée *in vivo*

Après plusieurs tentatives infructueuses pour travailler au design d'un dispositif portable d'indentation (figure 3a), nous nous sommes lancés dans le développement d'un outil de sollicitation mécanique de type « aspiration », capable de fournir une mesure fiable de l'élasticité des tissus. Ce dispositif devait être complètement stérilisable pour être utilisable en cours d'intervention chirurgicale. La technique de *succion* ou *d'aspiration* est bien connue des mécaniciens. Elle consiste, comme pour le principe de la pompe aspi-venin, à « aspirer » une partie du tissu à l'intérieur d'une cavité dans laquelle une dépression est créée (figure 3b) puis à mesurer la hauteur du tissu aspiré en fonction de la dépression. Nous avons ainsi mis au point un premier dispositif très léger et entièrement stérilisable (figure 3c), intitulé LASTIC (Light Aspiration device for *in vivo* Soft Tissue Characterization).

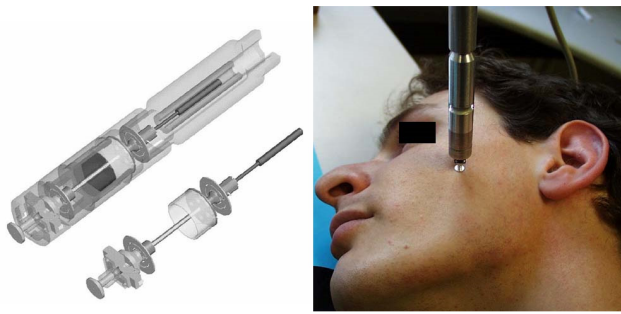


Figure 3a : Technique d'indentation in vivo (Ottensmeyer, 2002)

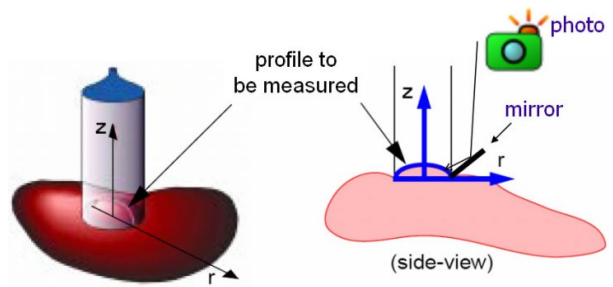


Figure 3b : Principe de l'aspiration in vivo

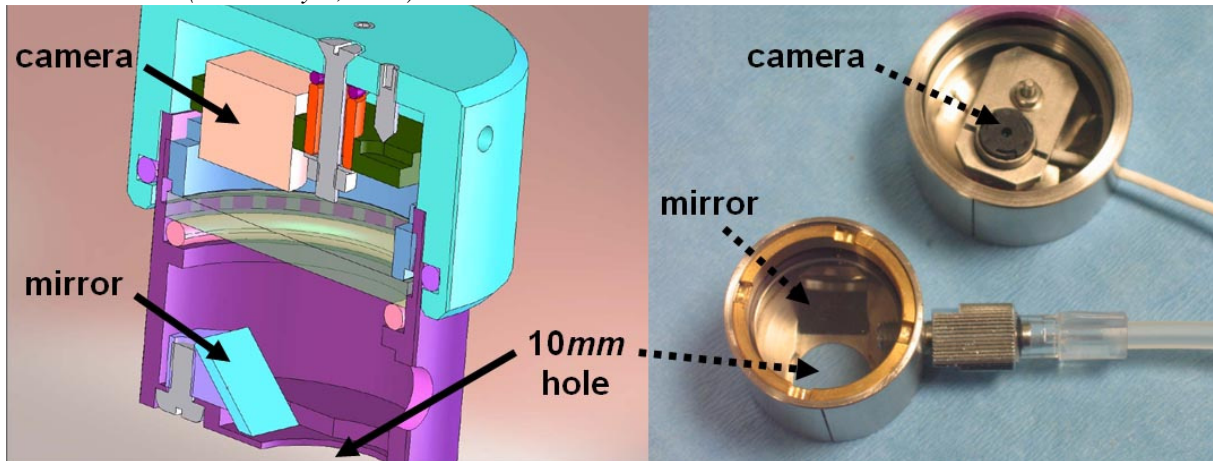


Figure 3c : Dispositif d'aspiration LASTIC (Schivone et al., 2010)

De volume relativement réduit (un cylindre de 2cmx3cm), LASTIC se compose de deux parties : une partie basse, entièrement stérilisable à l'autoclave constituée de la chambre de dépression et du miroir, et une partie supérieure incluant une mini-caméra (celle qui équipe les téléphones portables, partenariat avec STMicroelectronics) et une LED pour l'éclairage. Un disque de verre sépare la partie haute de la base afin d'éviter toute projection. La partie haute est stérilisable par trempage ou plasma. L'ensemble est piloté par ordinateur, afin de contrôler les étapes de dépression et stocker pour chaque niveau de dépression l'image correspondante. Comme dans le cas des mesures par indentation (figure 2), l'estimation de la loi de comportement est alors réalisée en modélisant par éléments finis l'expérience d'aspiration puis en recalant la loi de comportement par optimisation (Schivone et al., 2009).

Ce dispositif LASTIC a d'abord été évalué sur des échantillons en silicone et ses résultats comparés à ceux fournis par des techniques de mécanique *in vitro* classiques (Luboz et al., 2012). Il a ensuite été utilisé pour quantifier les différences sujets-spécifiques d'élasticités des tissus mous peauciers du visage (figure 4). Nous avons ainsi mis en évidence la grande variabilité inter-patient mais aussi, pour un même sujet, les différences d'élasticités d'une région à l'autre du visage (Luboz et al., 2014).

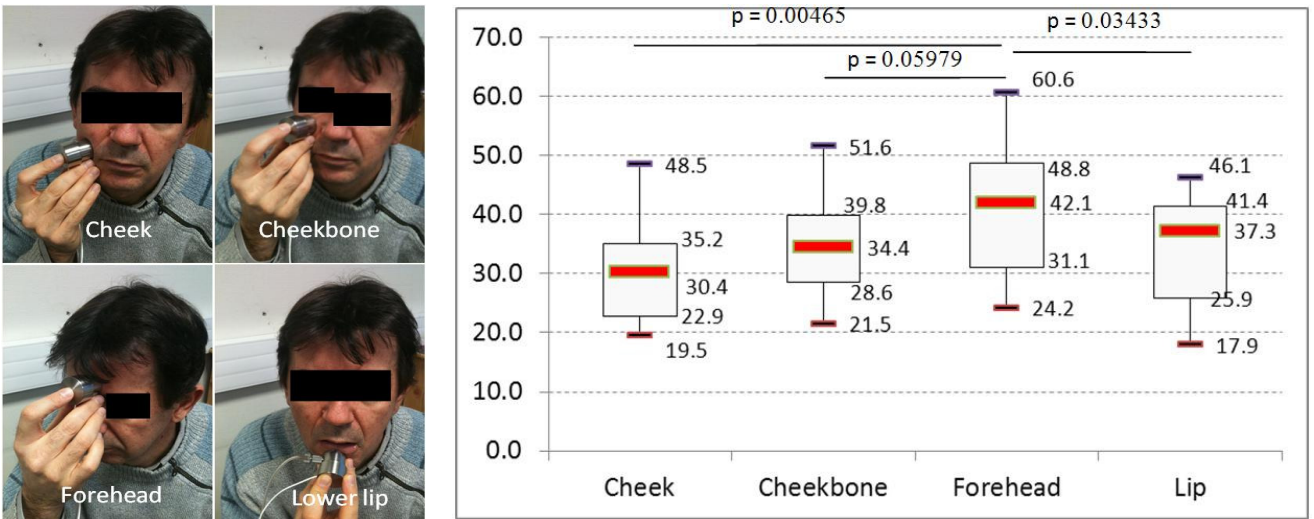


Figure 4 : Module de Young (kPa) équivalent de la peau sur différentes régions du visage (Luboz et al., 2014)

Les lois de comportement ainsi identifiées peuvent alors être entrées comme paramètres du modèle élément fini (implémenté sous ANSYSTM en ce qui nous concerne) puis couplées à une implémentation de type UserMat de l'activation musculaire (Nazari et al., 2011b).

5. CONCLUSION

Le cas particulier de la modélisation biomécanique des tissus mous peauciers a été introduit ici dans le contexte de la chirurgie orthognatique assistée par ordinateur. Un maillage éléments-finis patient-spécifique est alors implémenté dans l'environnement ANSYSTM avec une loi de comportement qui est choisie comme « générique » dans des cas de figure où le modèle est piloté « en déplacements » ou une loi de comportement « patient-spécifique » lorsque le modèle est sollicité « en forces » pour par exemple prédire les déformations liées à des activations musculaires. Dans ce dernier cas de figure, la loi de comportement doit être estimée *in vivo*. Nous avons pour cela introduit le dispositif d'aspiration LASTIC développé au sein du laboratoire TIMC-IMAG.

Ces travaux restent préliminaires puisque nous n'avons malheureusement pas encore pu intéresser un industriel du domaine de l'assistance au geste chirurgical, le marché de la chirurgie orthognatique étant relativement petit en comparaison d'autres disciplines comme l'orthopédie par exemple.

REMERCIEMENTS

Plusieurs de mes collègues scientifiques et cliniciens ont participé aux différents travaux listés dans ce chapitre et je les en remercie. En n'espérant oublier personne, je listerai Georges Bettega, Franck Boutault, Marek Bucki, Matthieu Chabanas, Jean-Michel Gerard, Vincent Luboz, Christophe Marécaux, Mohammad Nazari, Jacques Ohayon, Pascal Perrier, Emmanuel Promayon et Patrick Schiavone.

REFERENCES

- Barré, S., Fernandez, C., Paume, P., Subrenat, G., 2000. Simulating facial surgery. *Proc. IS&T / SPIE Electron. Imaging* 3960, 334–34.
- Chabanas M. (2002). *Modélisation des tissus mous de la face pour la chirurgie orthognatique assistée par ordinateur*, PhD de l'Université Joseph Fourier, Grenoble 1.

- Chabanas M., Luboz V. & Payan Y. (2003). Patient specific Finite Element model of the face soft tissue for computer-assisted maxillofacial surgery, *Medical Image Analysis*, Vol. 7, Issue 2, pp. 131-151.
- Chabanas M., Payan Y., Marécaux C., Swider P. & Boutault F. (2004). Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery. *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 3078, pp. 19-27.
- Delingette, H., Subsol, G., Cotin, S., Pignon, J., 1994. A Craniofacial Surgery Simulation Testbed. *INRIA, Technical Report 2199*.
- Fung, Y.C., 1993. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer, New York.
- Gefen A., Margulies S., 2004. Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar? *J. Biomech.* 37 (9), 1339–1352.
- Gerard J.M., Ohayon J., Luboz V., Perrier P. & Payan Y. (2005). Non linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. Application to the biomechanics of speech production, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 27 (10), pp. 884-892.
- Gladilin, E., Zachow, S., Hege, H.C., Deuflard, P., 2001. FE-based heuristic approach for the estimation of person-specific facial mimics. In: Middleton, I., Jones, M.L., Shrive, N.G. (Eds.), *5th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Rome, Italy, November 2001.
- Keeve, E., Girod, S., Girod, B., 1996. Computer-aided craniofacial surgery. In: Lemke, H.U. et al. (Ed.), *Computer Assisted Radiology*, Elsevier, pp. 757–763.
- Keeve, E., Girod, S., Kikinis, R., Girod, B., 1998. Deformable modelling of facial tissue for craniofacial surgery simulation. *Computed Aided Surgery*, 3 (5), 228–238.
- Kerdok, Amy E., Ottensmeyer, Mark P., Howe, Robert D., 2006. Effects of perfusion on the viscoelastic characteristics of liver. *J. Biomech.* 39 (12), 2221–2231.
- Koch, R.M., Gross, M.H., Carls, F.R., von Büren, D.F., Frankhauser, G., Parish, Y.I.H., 1996. Simulating facial surgery using finite element models. *Proceedings of SIGGRAPH*. ACM Press, pp. 421–428.
- Koch, R.M., Roth, S.H.M., Gross, M.H., Zimmermann, A.P., Sailer, H.F., 1999. A framework for facial surgery simulation. *CS Technical Report #326*, 18 June 1999. ETH Zurich, Switzerland.
- Luboz V., Promayon E., Chagnon G., Alonso T., Favier D., Barthod C. & Payan Y. (2012). Validation of a Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization (LASTIC). In Yohan Payan editor, *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, pp. 243-256, Springer Verlag, Berlin, DOI : 10.1007/8415_2012_123.
- Luboz V., Promayon E. & Payan Y. (2014). Linear Elastic Properties of the Facial Soft Tissues Using an Aspiration Device: Towards Patient Specific Characterization. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 42 (1), pp. 2369-2378. DOI: 10.1007/s10439-014-1098-1.
- Mollemans, W, Schutyser, F, Nadjmi ,N, Maes, F., & Suetens, P. (2007). Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: From computational strategies to a complete clinical validation, *Medical Images Analysis*, 11, 282–301.
- Nazari M., Perrier P., Chabanas M. & Payan Y. (2011a). Shaping by stiffening: a modeling study for lips. *Motor Control*, Vol. 15(1), pp. 141-168.
- Nazari M.A., Perrier P., Chabanas M. & Payan Y. (2011b). A 3D Finite Element Muscle Model and its Application in Driving Speech Articulators. *Proceedings of the 23rd Congress of the International Society of Biomechanics, ISB'2011*, Brussels, Belgium.
- Ottensmeyer M., 2002. In vivo measurement of solid organ visco-elastic properties. *Stud. Health Technol. Inform.* 85, 328–333.
- Richter M., Mossaz C., Laurent F., Goudot P. Chirurgie correctrice des malformations maxillomandibulaires : approche diagnostique et plan de traitement. *Encycl. Méd. Chir.* (Elsevier, Paris), Stomatologie, 22-066-D-10, 1998, 16p. 1998.
- Schiavone P., Chassat F., Boudou T., Promayon E., Valdivia F. & Payan Y. (2009). In vivo measurement of human brain elasticity using a light aspiration device. *Medical Image Analysis*, Vol. 13, pp. 673–678.
- Schiavone P., Promayon E. & Payan Y. (2010). LASTIC: a Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization. *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 5958, pp. 1-10.
- Stavness I., Nazari M., Perrier P., Demolin D. & Payan Y. (2013). A Biomechanical Modeling Study of the Effects of the Orbicularis Oris Muscle and Jaw Posture on Lip Shape. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, Vol. 56, pp. 878-890.

- Teschner, M., Girod, S., Girod, B., 1999. Optimization approaches for soft-tissue prediction in craniofacial surgery simulation. In: *2nd International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'99. LNCS*, Vol. 1679. Springer, pp. 1183–1190.
- Teschner, M., 2001. *Direct Computation of Soft-tissue Deformation in Craniofacial Surgery Simulation*. Ph.D. Thesis, Shaker Verlag, Aachen, Germany (January 2001).
- Waters, K., 1996. Synthetic muscular contraction on facial tissue derived from computer tomography data. In: Taylor, R., Lavallee, S., Burdea, G., Mosges, R. (Eds.), *Computer Integrated Surgery*. MIT Press, Cambridge, MA, pp. 191–200.
- Wittek A., Hawkins T. & Miller K. (2009). On the unimportance of constitutive models in computing brain deformation for image-guided surgery. *Biomech Model Mechanobiol.*, Vol 8(1), pp. 77-84.
- Zachow, S., Gladiline, E., Hege, H.-C., Deuffhard, P., 2000. Finite element simulation of soft tissue deformation. In: *Proceedings of CARS*, pp. 23–28.