

Méthodologie de modélisation biomécanique des tissus du vivant pour la planification de gestes chirurgicaux.

Yohan Payan, Matthieu Chabanas & Vincent Luboz

Laboratoire TIMC-IMAG, Université Joseph Fourier, Grenoble, France
Institut Albert Bonniot, 38706 La Tronche cedex, France
contact : Yohan.Payan@imag.fr

Résumé

Ce papier vise à introduire la méthodologie de modélisation biomécanique retenue au sein de l'équipe Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur du laboratoire TIMC. Cette méthodologie s'appuie sur une contrainte de modélisation par Éléments Finis respectant : (1) une définition d'un maillage volumique structuré (éléments briques, topologie permettant l'identification de structures), (2) la mise en place d'une procédure d'automatisation de la conformation des modèles vers les différentes géométries patients, et (3) un cadre permettant des simulation qui s'appuient sur des packages Éléments Finis standards et validés.

Ce cadre de modélisation est illustré à travers deux thématiques cliniques que sont l'orthopédie et la chirurgie maxillo-faciale.

Mots Clefs: Chirurgie assistée par ordinateur, modélisation biomécanique, recalage élastique, Méthode par Éléments Finis.

Abstract

This paper introduces the principles that are chosen by our group for the biomechanical modeling of living tissues. Our methodology aims at designing Finite Element models (1) that follow classical biomechanical constraints (*i.e.* hexahedral elements embedded in a topology that allows the identification of distinctive structures), (2) that can be automatically generated to match each patient morphology, and (3) that are implemented by the mean of classical and validated Finite Element packages.

This methodology is illustrated with two clinical applications, namely orthopedics and plastic and maxillo-facial surgery.

Keywords: Computer-aided planning, biomechanical modeling, elastic registration, Finite Element Method.

Introduction

La plupart des procédures de chirurgie assistée par ordinateur qui ont déjà été mises en place dans des spécialités cliniques aussi diverses que la neurochirurgie, l'orthopédie, la chirurgie ORL ou maxillo-faciale, font toutes l'hypothèse que les structures anatomiques opérées ne se déforment pas pendant l'opération, que ce soit de manière passive, en réaction à des contraintes externes, ou active, en raison de déformations physiologiques (Taylor *et al.*, 1996). Des travaux plus récents ont commencé à étudier et prendre en compte les déformations intrinsèques des tissus mous du vivant. La majorité de ces recherches focalisent sur le développement d'outils de simulation, avec par exemple des objectifs pédagogiques comme pour la mise au point d'un simulateur de chirurgie laparoscopique (Cotin *et al.*, 1999). Quelques travaux encore relativement rares visent l'étude et la prise en compte des tissus mous du vivant pour la planification et le guidage de gestes chirurgicaux. C'est dans ce cadre que se situe le travail décrit ci-dessous. Nous nous proposons pour cela de présenter la stratégie que nous avons arrêtée au sein de notre équipe de recherche pour définir automatiquement un modèle biomécanique des tissus déformables. Nous reviendrons dans un premier temps sur les outils de modélisation, sur les méthodes retenues pour générer de manière automatique des modèles adaptés aux différentes morphologies patients, avant d'illustrer notre méthodologie sur quelques thématiques cliniques.

Méthodologie pour la définition d'un modèle biomécanique

Les scientifiques qui ont cherché à prendre en compte les déformations des tissus mous du vivant dans des applications de chirurgie assistée par ordinateur se sont tournés vers le champ de la biomécanique, avec comme objectif une meilleure compréhension du comportement mécanique des tissus du vivant, via l'élaboration de modèles. A terme, ces modèles visent à prédire les déformations des tissus et à intégrer ces prédictions dans les procédures robotisées de guidage du geste chirurgical. Deux étapes sont nécessaires à l'élaboration d'un modèle biomécanique : la reconstruction de la géométrie de la structure et la prise en compte de la mécanique de cette structure.

Les outils de modélisation mis en oeuvre pour prendre en compte la mécanique de la structure se regroupent classiquement autour des modèles discrets (souvent de type masses-ressorts) et des modèles continus (méthode par Éléments Finis). Alors que les modèles discrets sont souvent utilisés en informatique graphique du fait de leurs performances calculatoires et de leur simplicité algorithmique, les biomécaniciens préfèrent classiquement les modèles continus, du fait de la précision reconnue des simulations correspondantes et des possibilités de choix de lois de comportement cohérentes avec la rhéologie du matériau modélisé. Les biomécaniciens ont l'habitude d'utiliser des packages Éléments Finis standards. Ces codes de calcul ont été validés et permettent de réaliser des simulations sous différentes hypothèses (petites/grandes déformations, linéarité/non-linéarité rhéologique). Notre méthodologie s'appuie sur cette démarche. Nous utilisons ainsi le logiciel ANSYSTM. Si ces outils nous permettent de réaliser rapidement des simulations, ils se heurtent au problème de la génération du maillage volumique de la structure.

Une étape délicate et importante pour la précision du modèle, concerne la définition du maillage volumique. S'il est aujourd'hui possible de mailler automatiquement une géométrie 3D quelconque, à l'aide d'éléments non-structurés de types tétraèdres (Teng & Wong, 2000), rien ne remplace la main du biomécanicien pour définir un maillage respectant les deux règles simples suivantes : (1) des éléments majoritairement hexaédriques, afin d'être plus performant en calcul (Craveur, 1996; Touzot & Dhett, 1984), (2) une adaptation des éléments pour respecter la topologie de la structure

étudiée (organisation, identification entre éléments et structures internes, symétries éventuelles). Dans un cadre de routine clinique, avec un nombre croissant de patients, il est hors de question de passer trop de temps dans la définition de chaque modèle de patient. C'est pour répondre à ces contraintes que nous avons formalisé notre démarche de modélisation en proposant le « Mesh-Matching » (Couteau *et al.*, 2000). Cette technique vise à automatiser le développement de modèles biomécaniques de type Éléments Finis, adaptés aux différentes géométries patients. Pour ce faire, notre méthode suppose tout d'abord qu'un modèle par Éléments Finis, que nous qualifions de « modèle générique » ou « atlas », a déjà été élaboré manuellement, et respecte en particulier les règles énoncées ci-dessus. Ensuite, à partir de données collectées sur chaque nouveau patient (à partir de données d'imagerie scanner, IRM ou échographie par exemple), une procédure de recalage élastique local (Szeliski and Lavallée, 1996) permet de conformer le maillage générique vers la morphologie du patient. Enfin, pour pouvoir utiliser ce maillage déformé dans une analyse par Éléments Finis, un algorithme de correction doit dans certains cas être mis en oeuvre, afin de rendre le maillage régulier. Pour chaque élément du maillage, cet algorithme se base sur la non-singularité de la matrice Jacobienne qui définit le passage entre l'élément de référence et l'élément déformé (Zienkiewicz & Taylor, 1989). Des techniques de relaxation et de descente de gradient sont utilisées pour converger vers la solution régulière (Luboz *et al.*, 2001a).

Ce papier focalise sur notre méthodologie de définition d'un maillage adapté à chaque morphologie de patient, à travers deux exemples d'applications cliniques.

Exemples d'applications cliniques

a) Orthopédie

L'analyse par Éléments Finis présente de nombreuses applications dans les domaines orthopédiques. On peut citer par exemple l'analyse du remodelage osseux (Weinans *et al.*, 1993), le comportement mécanique des os avec et sans prothèse (Kuiper *et al.*, 1996) ou la compréhension du processus de fracture (Janson *et al.*, 1993). Dès que ces études sont amenées à être utilisées en routine clinique, elles se heurtent au problème de la redéfinition de la géométrie du maillage Éléments Finis pour coller aux différentes morphologies des structures osseuses des patients. Dans ce contexte, nous avons été amenés à proposer l'utilisation de notre technique du *Mesh-Matching* pour conformer un maillage générique vers chaque géométrie patient.

La première étape de l'algorithme *Mesh-Matching* consiste à trouver la transformation élastique locale T qui va recalculer les nœuds situés sur la surface externe du maillage générique vers l'ensemble des points segmentés sur la surface externe de la structure patient. En nous inspirant des travaux de Szeliski et Lavallée (1996), cette transformation T est obtenue par la combinaison d'une transformation rigide RT , d'une transformation élastique globale W et d'une fonction de déplacements locaux S construite à partir d'une grille adaptative et hiérarchique de déplacements de base (*oct-tree splines*):

$$\mathbf{T}_p = RT \circ W \circ S$$

avec \mathbf{p} , vecteur rassemblant les 6 paramètres définissant RT , les 12 à 30 paramètres définissant W et les vecteurs de déplacements locaux qui définissent S (cf. Szeliski et Lavallée (1996) pour plus de précisions). La figure 1 illustre ce recalage dans le cas d'un maillage de tête fémorale.

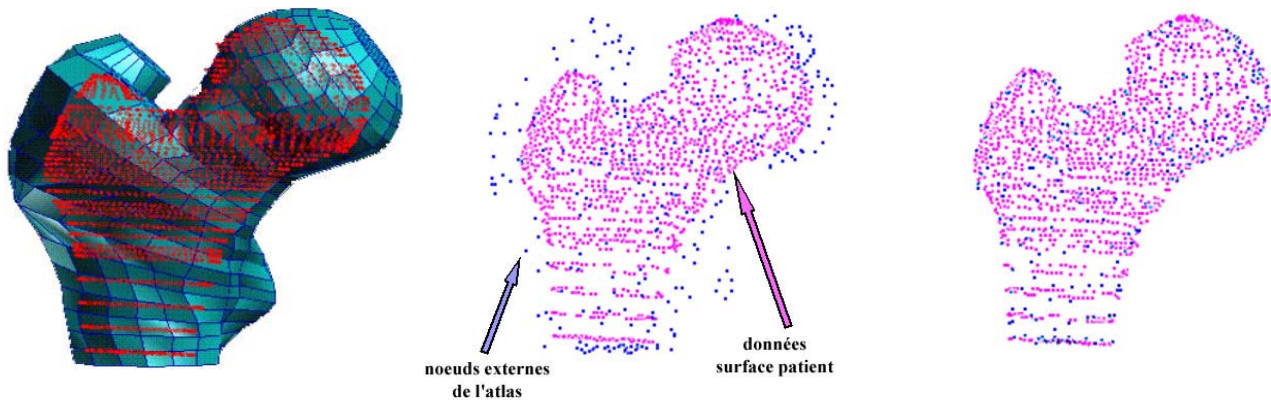


Figure 1 : Maillage générique (bleu) et points à la surface patient (rose). Calcul de la transformation T (à droite)

La seconde étape de l'algorithme *Mesh-Matching* consiste à appliquer la transformation T à l'ensemble des nœuds constituant le maillage générique, y compris les nœuds situés à l'intérieur du volume de la structure. Le maillage volumique généré est ainsi recalé sur la surface externe de la géométrie patient, mais définit également une organisation des éléments à l'intérieur de cette géométrie patient (avec la même topologie que pour le maillage atlas : mêmes types et même nombre d'éléments). La figure 2 présente le maillage volumique ainsi obtenu et adapté à la géométrie de la tête fémorale du patient.

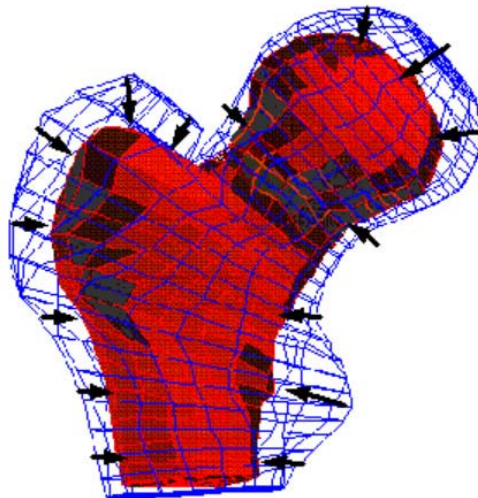


Figure 2 : Application de T à tous les nœuds du maillage générique : génération du maillage 3D patient (en rouge)

L'algorithme *Mesh-Matching* a également été appliqué avec succès à des modèles entiers de fémurs, avec une dizaine de fémur patient générés automatiquement (Luboz *et al.*, 2001b).

b) Chirurgie maxillo-faciale

Dans le cadre de la définition d'une application de chirurgie plastique et maxillo-faciale assistée par ordinateur, nous avons été amenés à développer un modèle biomécanique des tissus mous peauciers, afin d'utiliser ce modèle pour prédire les conséquences esthétiques et fonctionnelles des mobilisations des bases osseuses maxillaires et mandibulaires (Chabanas & Payan, 2002). La figure 3 présente la conformation du modèle générique ainsi développé vers une

géométrie patient donnée (Chabanas & Payan, 2001). Il est intéressant de noter ici que la conservation de la topologie du maillage permet en particulier, pour le modèle patient généré, une identification directe des structures musculaires déjà incluses dans le modèle générique (figure 3, partie droite).

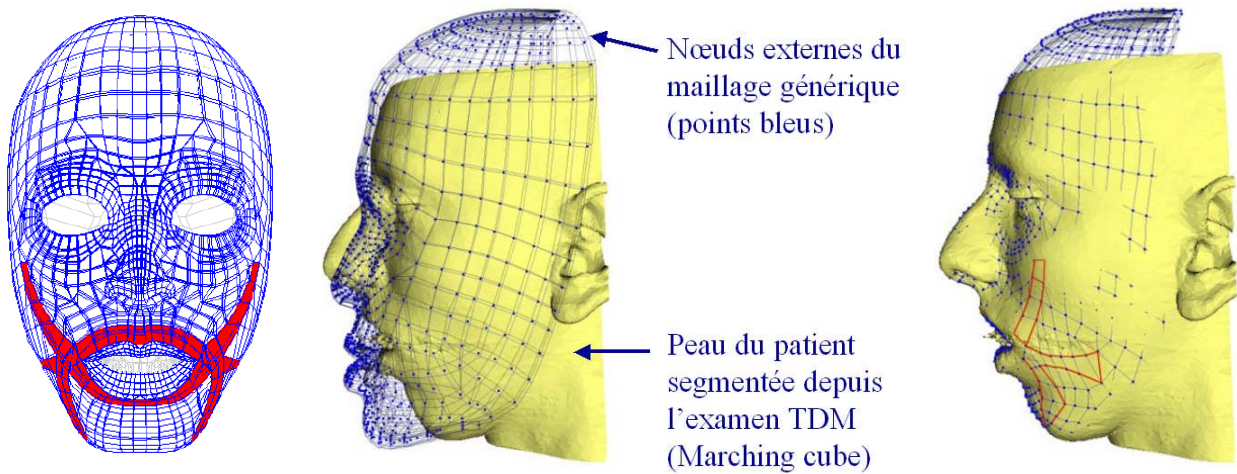


Figure 3 : Modèle générique (gauche) et « Mesh-Matching » appliqué à un modèle des tissus mous peauciers (droite).

La figure 4 montre des maillages générés par *Mesh-Matching* sur les examens scanners de six patients différents. Chacun de ces maillages peut être ensuite utilisé dans le cadre d'une analyse par Éléments Finis, afin de simuler les conséquences d'un geste de repositionnement des structures osseuses (Chabanas *et al.*, 2002).

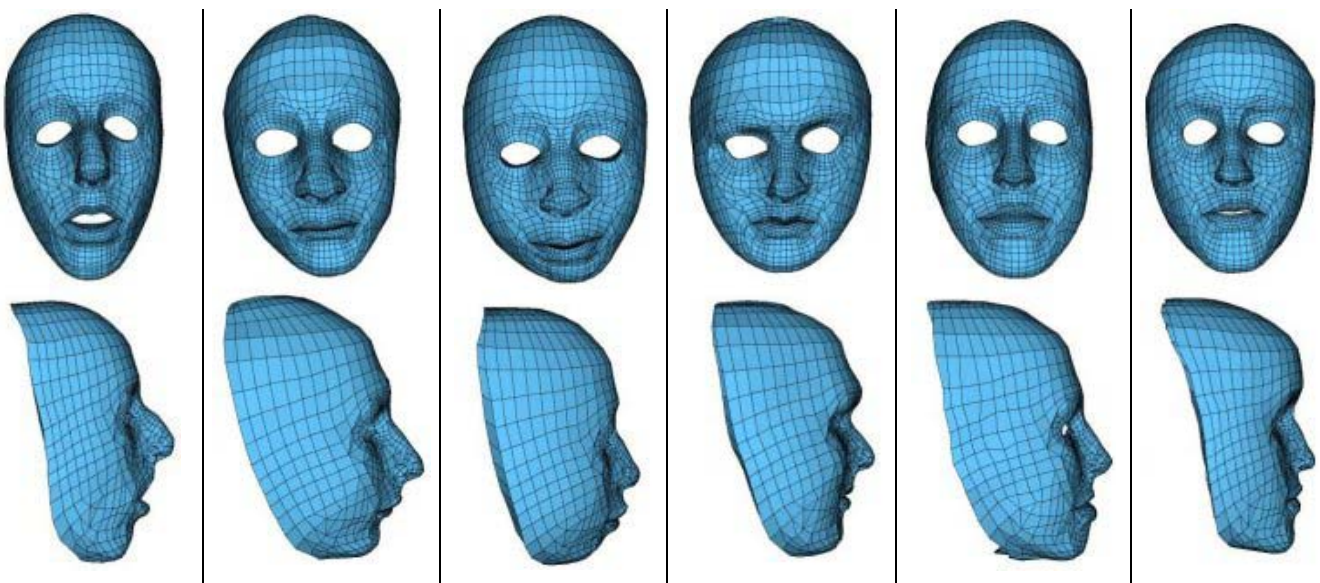


Figure 4 : « Mesh-Matching » appliqué à six données patient.

Conclusion

Ce papier a introduit la méthodologie de modélisation biomécanique des tissus du vivant initiée au sein de notre laboratoire de recherche. Nous avons insisté sur notre stratégie qui vise à respecter les règles de modélisation biomécanique tout en assurant la possibilité d'une adaptation automatique des modèles vers les différentes géométries

des patients. En effet, nos modèles étant utilisés pour de la prédiction, dans des applications qui cherchent à assister le clinicien dans la définition du planning chirurgical, ils se doivent d'avoir recours à des techniques de modélisation qui nous semblent aujourd'hui les plus précises. De plus, le chirurgien étant confronté à une routine clinique et à un nombre croissant de patients, il ne peut se permettre de passer trop de temps dans la définition de chaque modèle de patient. Nous pensons avoir en partie répondu à ces exigences en présentant notre méthodologie. Le lecteur pourra se référer à d'autres travaux, comme par exemple la modélisation pour aider au planning d'un geste de chirurgie des exophtalmie (Luboz *et al.*, 2002), la modélisation biomécanique du foie (Voirin *et al.*, 2002) ou des voies aériennes supérieures (Payan *et al.*, 2002).

Bibliographie

- Chabanas M., Marécaux C., Boutault F. & Payan Y. (2002). Computer aided planning for orthognatic surgery. *Proceedings of the International Conference on Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2002*, Paris, juin 2002.
- Chabanas M. & Payan Y. (2001). Finite Element model of the face for computer-assisted maxillofacial surgery. *Proceedings of the Fifth International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, BBE'2001*, November, Roma.
- Cotin, S., Delingette, H., Ayache, N., 1999. Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 5, n. 1, pp. 62-73.
- Couteau B., Payan Y. & Lavallée S. (2000). The Mesh-Matching algorithm : an automatic 3D mesh generator for finite element structures, *Journal of Biomechanics*, vol. 33/8, 1005-1009.
- Craveur J.C., "Modélisation des structures: Calcul par éléments finis", Masson, 1996.
- Jansson V., Refior H.J., 1993. Mechanical failure of the femoral component in cemented total hip replacement – a finite element evaluation. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 113, 23-27.
- Kuiper J.H., Huiskes R., 1996. Friction and stem stiffness affect dynamic interface motion in total hip replacement. *J. Ortho. Res.*, 14/1, 36-43.
- Luboz V., Payan Y. & Couteau B. (2001a). Automatic 3D Finite Element mesh generation: an atlas fitted onto patient data. *Proceedings of the Fifth International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, BBE'2001*, November, Roma.
- Luboz V., Couteau B., Payan Y. (2001b). 3D Finite element meshing of entire femora by using the mesh matching algorithm. In *Proceedings of the Transactions of the 47th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, p. 522. Transactions Editor, B. Stephen Trippel, Chicago, Illinois, USA.
- Luboz V., Pedrono A., Boutault F., Swider P., Payan Y. (2002). Evaluation of the exophtalmia reduction with a finite element model. *Proceedings of the International Conference on Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2002*, Paris, juin 2002.
- Payan Y., Chabanas M., Pelorson X., Vilain C., Levy P., Luboz V. & Perrier P. (2002). Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences CRAS* (série III), Volume 325, Issue 5.
- Szeliski R. and Lavallée S. (1996). Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int. J. of Computer Vision*, 18(2): 171-186.
- Taylor R., Lavallée S., Burdea G. & Mosges R. (1996). *Computer-Integrated Surgery. Technology and clinical applications*, Cambridge, MA: MIT Press.
- Teng S.H. & Wong C.W. (2000). Unstructured mesh generation : theory, practice, and perspectives. *International Journal of Computational Geometry & Applications*, Vol. 10, No. 3 (2000), 227-266.
- Touzot, G., Dhatt, G., 1984. Une représentation de la méthode des éléments finis. Collection université de Compiègne.
- Voirin D., Payan Y., Amavizca M., Létoublon C., Troccaz J. (2002). Computer-aided hepatic tumour ablation : requirements and preliminary results. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences* (série III), Vol 325, Issue 5.
- Weinans H., Huiskes R., Van Rietbergen B., Sumner D.R., Turner T.M., Galante J.O., 1993. Adaptative bone remodeling around bonded non-cemented total hip arthroplasty : a comparison between animal experiments and computer simulation. *J. Orthop. Res.* 11/4, 500-513.
- Zienkiewicz, O.C., Taylor, R.L., 1989. *The Finite Element Method. Basic Formulation and Linear Problems*. MacGraw-Hill Book Company (UK) Limited, Maidenhead.