HAL open science

Modélisation biomécanique du corps humain pour une ergonomie de conception centrée sur l'homme

Dominique Chamoret, François Peyraut, Samuel Gomes, Sébastien Chevriau, Zhi-Qiang Feng

To cite this version:

Dominique Chamoret, François Peyraut, Samuel Gomes, Sébastien Chevriau, Zhi-Qiang Feng. Modélisation biomécanique du corps humain pour une ergonomie de conception centrée sur l'homme. 9e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2009, Giens, France. hal-01408409

HAL Id: hal-01408409

https://hal.science/hal-01408409v1

Submitted on 4 Dec 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Modélisation biomécanique du corps humain pour une ergonomie de conception centrée sur l'homme

D. Chamoret[1], F. Peyraut[1], S. Gomes[2], S. Chevriau[2] et Z.-Q. Feng[3]

[1] Laboratoire M3M
Université de Technologie de Belfort Montbéliard, 90010 Belfort Cedex, France
{dominique.chamoret,francois.peyraut}@utbm.fr

[2] Laboratoire SET
Université de Technologie de Belfort Montbéliard, 90010 Belfort Cedex, France
{samuel.gomes,sebastien.chevriau}@utbm.fr

[3] Laboratoire de Mécanique d'Evry
Université d'Evry, 40 Rue du Pelvoux, 91020 Evry, France
Zhi-Qiang.Feng@iup.univ-evry.fr

Résumé – L'intégration d'une analyse ergonomique dans le processus de conception d'un produit est fondamentale pour fournir des informations en termes d'usage, de confort et de sécurité. Un mannequin numérique comme MANERCOS peut aujourd'hui être utilisé dans ce contexte mais il ne représente que partiellement l'aspect biomécanique de l'activité humaine. Nous proposons donc de développer cet aspect en liaison avec MANERCOS en modélisant par éléments finis le corps humain grâce au code de calcul FER.
Mots clés – ergonomie, conception, analyse élément finis, maillage, reconstruction géométrique, hyperélasticité orthotrope.

1 Introduction

Aujourd'hui, l'intégration d'une analyse ergonomique dans le processus de conception d'un produit apparait comme fondamentale pour fournir des informations en termes d'usage, de confort et de sécurité. Le facteur humain est également incontournable dans des applications spécifiques comme les simulateurs chirurgicaux de gestes opératoires dans lesquels des parties du corps humain, comme les mains du praticien, interagissent avec des objets rigides, comme les instruments chirurgicaux, ou avec des tissus biologiques représentant les organes du patient virtuel [11].

Pour prendre en compte le facteur humain de manière précoce dans le processus de conception, des outils de modélisation, tel que le logiciel MANERCOS [6] peuvent être mis en œuvre : un mannequin anthropométrique défini sous forme de modèles géométrique et dynamique est animé pour permettre d'évaluer l'activité gestuelle d'utilisation de produits existants. Cependant, ce mannequin numérique ne représente qu'imparfaitement la réalité puisqu'il ne dispose pas de fonctionnalité de simulation permettant de calculer les contraintes biomécaniques. Pour une meilleure estimation de la relation homme/environnement et de l'ergonomie, il faut pourtant être en mesure de fournir un comportement réaliste d'un point de vue biomécanique de l'homme dans son environnement. La modélisation éléments finis du corps humain (organes, os, muscles, ligaments, tendons) constitue une réponse à ce problème. Les travaux que nous avons réalisés en ce sens sont focalisés dans l'article sur l'étude de la main. Un exemple, impliquant la loi hyperélastique HGO pour représenter le comportement anisotrope des tissus, et incluant du calcul de contact et d'impact ([3],[4]) pour prendre en

compte l'interaction de la main avec le milieu qui l'environne, est présenté. La modélisation éléments finis a été réalisée à l'aide du code de calcul FER [8].

2 Génération du maillage de la main

La géométrie de la main est fournie par MANERCOS au format ASCII ASE et se présente sous la forme d'un maillage triangulaire surfacique de la peau (Figure 1a). Le fichier maillage contient la liste des coordonnées des sommets et la connectivité des triangles. Pour obtenir un maillage volumique destiné au calcul éléments finis, il suffit de générer un maillage 3D du volume délimité par l'enveloppe surfacique de la main. L'outil de maillage retenu pour réaliser cette opération est le code de calcul commercial ANSYS [1] car le logiciel FER n'est pour l'instant pas doté d'interface graphique pour le preprocessing, ce qui rend son emploi malaisé pour une mise en données géométrique.

Le premier maillage volumique que nous avons obtenu (Figure1b) est malheureusement mal adapté à l'application de la méthode des éléments finis dans le cadre d'un calcul impliquant des phénomènes de contact et d'impact. En effet, le maillage surfacique initial fourni par MANERCOS étant assez grossier, le maillage volumique résultant présente un nombre important d'aspérités et d'angles vifs. Or, ces aspérités sont susceptibles de créer des problèmes d'instabilité numérique lors du calcul de contact. C'est la raison pour laquelle nous avons procédé, à partir des données géométriques récupérées sous MANERCOS, à un « nettoyage » préalable puis à une reconstruction géométrique de la main. Cette opération comporte 5 étapes :

1. Les lignes de la géométrie initiales (Figure 2a) ont été expurgées de toutes les « diagonales » afin de ne conserver que les lignes que l'on qualifiera par la suite de lignes de base (Figure 2b). Cette étape se résume à segmenter la main du poignet jusqu'à l'extrémité des doigts.

2. Des surfaces « smooth », exemptes d'angles vifs, ont été créées à partir des lignes de base (Figure 3). Cette étape utilise la fonction « skinning » d'ANSYS qui permet de construire une peau s'appuyant sur des lignes support.

3. Une fois les surfaces créées, les lignes support qui n'appartiennent pas au contour des surfaces deviennent inutiles. Elles sont donc détruites. Le modèle expurgée est présenté sur la Figure 4a pour les lignes et sur la Figure 4b pour les surfaces.

4. On crée un volume délimité par les surfaces enveloppes présentées sur la Figure 4b.

5. Le maillage du volume est réalisé à l'aide du mailleur automatique d'ANSYS (Figure 4c). Comparé au précédent maillage (Figure 1b), on note une qualité nettement supérieure de mailles, notamment dans la transition entre surfaces, ce qui était recherché. Le maillage final comporte 3543 nœuds et 15578 éléments tétraédriques. Il sera exporté vers le solveur FER pour la résolution du problème éléments finis.

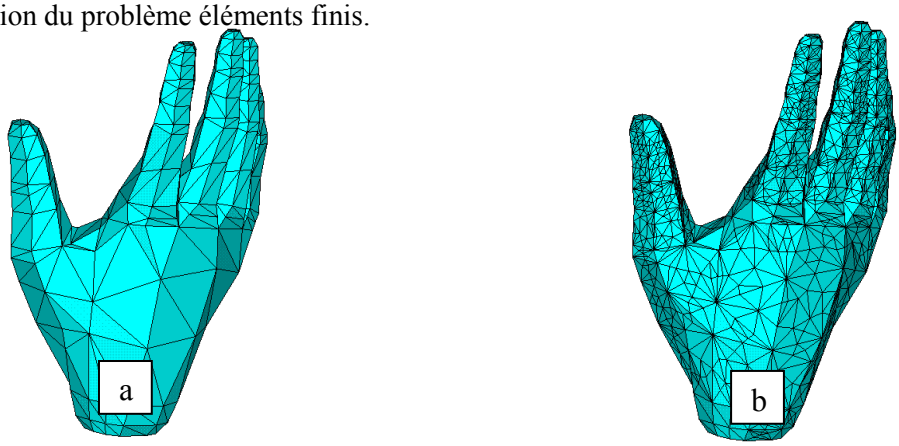

Figure 1- a) Maillage surfacique MANERCOS – b) Maillage volumique initial ANSYS

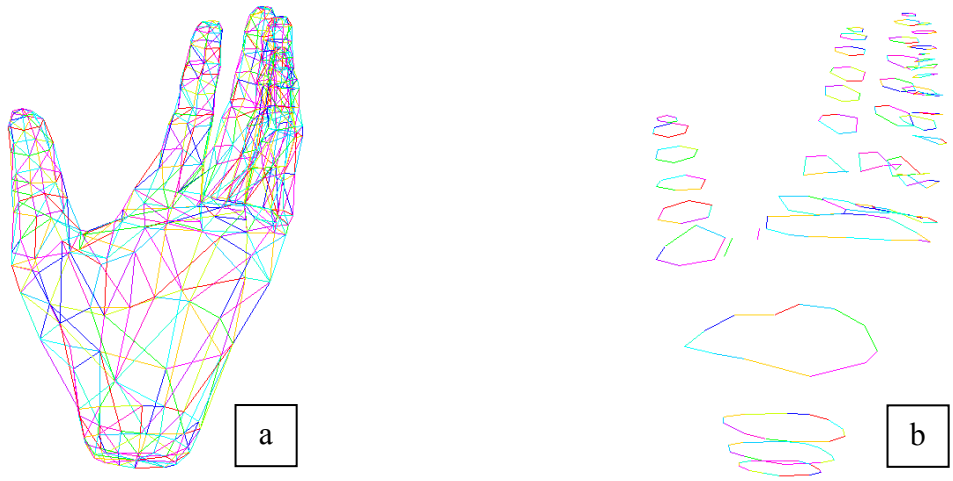

Figure 2- a) Lignes modèle MANERCOS – b) Lignes de base de la segmentation

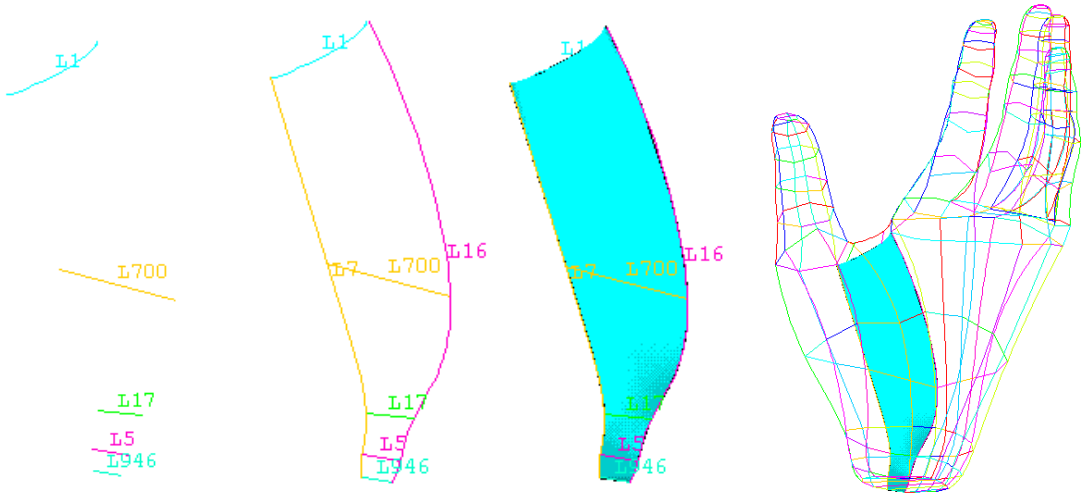

Figure 3- Création de surfaces « smooth »

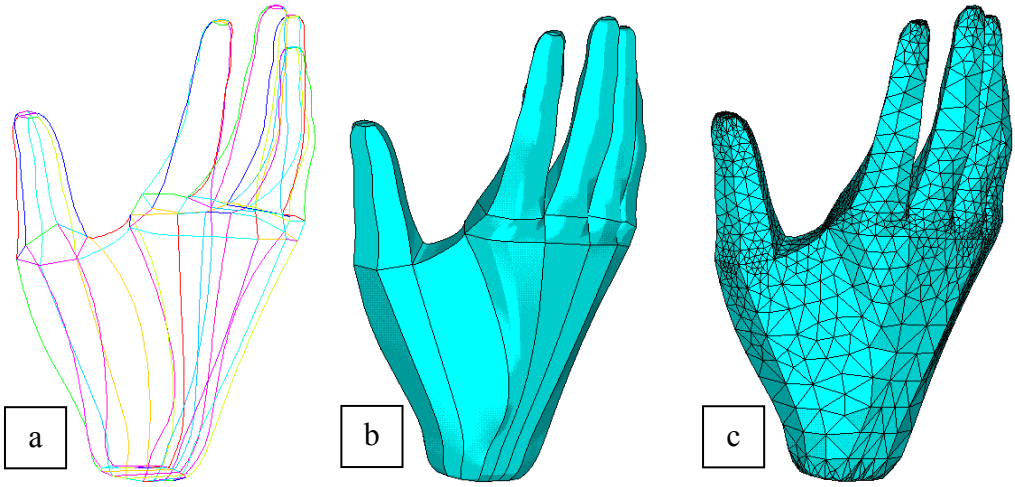

Figure 4- a) Lignes expurgées – b) Surfaces « smooth » – c) Maillage volumique final ANSYS

3 Lois de comportement hyperélastiques anisotropes

Pour déterminer les déformations et les contraintes au sein de tissus biologiques tels que les ligaments, les tendons ou les parois artérielles, les lois de comportements hyperélastiques anisotropes sont souvent utilisées dans le cadre de la méthode des éléments finis. Les densités d'énergie les plus utilisées en hyperélasticité anisotrope impliquent des lois puissance [9] ou des lois exponentielles [7]. Il est généralement admis que l'anisotropie est due aux fibres de collagène [5] alors que la matrice se comporte de manière isotrope. C'est la raison pour laquelle la densité d'énergie W est séparée en une partie isotrope et une partie anisotrope :

$$W = W_{iso} + \sum_{a=1}^{n} W_{ani}^{a} \tag{1}$$

Chaque densité anisotrope W_{ani}^{a} fait référence à une direction privilégiée du matériau. Pour modéliser les ligaments ou les tendons, le nombre de famille de fibres n est égal à 1. Il est égal à 2 pour représenter le comportement des parois artérielles. Dans la loi HGO proposée par Holzapfel, Gasser et Ogden ([5],[7]) deux densités anisotropes sont superposées avec deux directions privilégiées $\mathbf{a}^1$ et $\mathbf{a}^2$ correspondant à deux familles de fibres distinctes. Les lois hyperélastiques anisotropes incluent les trois invariants classiques I_1, I_2 et I_3 de la matrice de dilation **C** ainsi que deux invariants additionnels J_4^a et J_5^a liés à l'anisotropie des tissus [10] :

$$I_1=\mathrm{tr}(\mathbf{C}),\ I_2=\mathrm{tr}(\mathrm{cof}(\mathbf{C})),\ I_3=\det(\mathbf{C}),\ J_4^a = \mathrm{tr}(\mathbf{C}\,\mathbf{M}^a),\ J_5^a = \mathrm{tr}(\mathbf{C}^2\,\mathbf{M}^a) \tag{2}$$

Les deux derniers invariants sont liés au tenseur structurel $\mathbf{M}^a$ lui même relié à la direction préférentielle **a** des fibres de collagène :

$$\left(\mathbf{M}^a\right)_{ij} = \left(\mathbf{a}\otimes\mathbf{a}\right)_{ij} = a_i\, a_j \tag{3}$$

Dans cet article, nous avons fait le choix de représenter le comportement des tissus biologiques avec le modèle HGO qui admet un comportement anisotrope de type exponentiel :

$$J_4^a \geq 1 : W_{ani}^a = \frac{k_1}{2k_2}\left[\exp\left(k_2\left(J_4^a - 1\right)^2\right) - 1\right] \quad ; \quad J_4^a < 1 : W_{ani}^a = 0 \tag{4}$$

La densité W_{ani}^{a} ne dépend que du quatrième invariant J_4^a qui représente l'allongement dans la direction des fibres. Comme elle est nulle lorsque J_4^a est plus petit que 1, le modèle HGO prend en compte le fait que les fibres ne travaillent pas en compression. La partie isotrope de la densité, décrivant le comportement de la matrice, est représentée par le modèle néo-hookéen :

$$W_{iso} = c_1(I_1 I_3^{-1/3} - 3) \tag{5}$$

On utilisera les valeurs des paramètres matériels c_1, k_1 et k_2 qui ont été choisis dans [2] de manière à ajuster le modèle avec des données expérimentales : c_1=10.2069 kPa ; k_1=0.0017 kPa ; k_2=882.847. Les propriétés des fibres étant indépendantes de leur orientation, on supposera ces paramètres constants quand a change dans l'expression (4) de W_{ani}^{a}.

4 Exemple numérique

Dans l'exemple numérique traité dans ce paragraphe, on considère une main entrant en contact avec un échantillon de tissu biologique (Figure 5). Le tissu est représenté par un bloc parallélépipédique dont le comportement est donné par le modèle HGO présenté au paragraphe 3. La main (celle du chirurgien par exemple), considérée comme beaucoup plus rigide que le tissu qu'elle manipule, obéit à une loi de comportement élastique linéaire isotrope. Le module d'Young est pris égal à 1820 MPa et le coefficient de Poisson à 0.3. Les dimensions caractéristiques de la main et du bloc sont 0.2459 m, 0.1459 m et 0.0820 m. Le maillage de la main est celui présenté au paragraphe 2 (Figure 4c). On rappelle qu'il comprend 3543 nœuds et 15578 éléments tétraédriques. Pour sa part, le bloc parallélépipédique comporte 211 nœuds et 751 éléments tétraédriques. La main impacte le bloc avec une vitesse initiale de v_0= 1.5 m/s. Le calcul dynamique est traité par un schéma explicite, ce qui permet de réduire le temps CPU. En effet, le problème est fortement non linéaire, puisqu'il traite du contact et de l'impact dynamique en hyperélasticité anisotrope et en 3D, ce qui nécessite un temps de calcul important. L'évolution de la répartition de la contrainte de Von Mises après l'entrée en contact du majeur avec le bloc parallélépipédique est représentée sur la Figure 6 à différents temps de calcul.

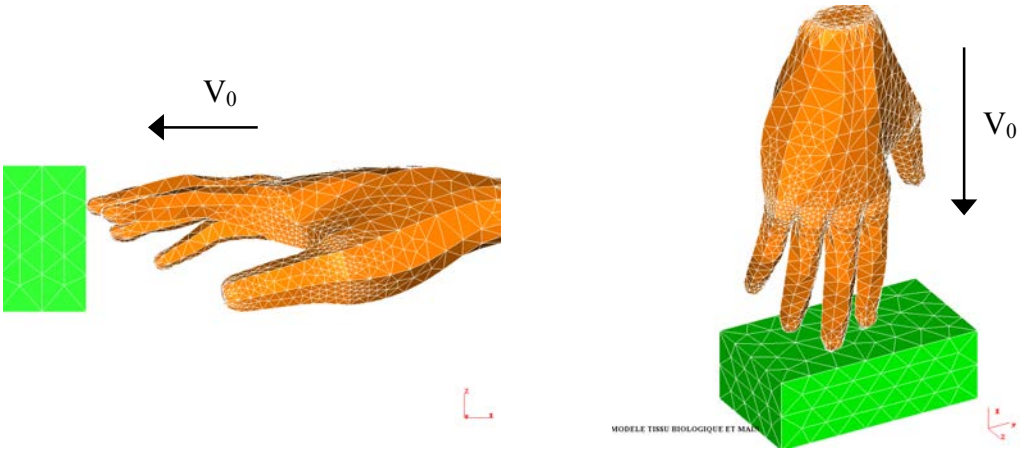

Figure 5 : description du problème

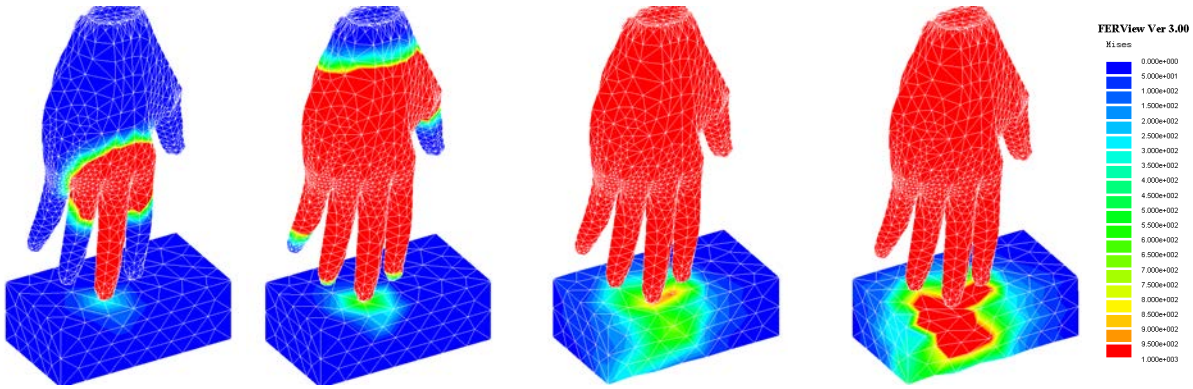

Figure 6 : évolution temporelle de la contrainte de Von Mises

5 Conclusions

Cet article traite du calcul éléments finis de contraintes biomécaniques dans le cadre de l'utilisation d'outil logiciel dédié à l'analyse ergonomique. Dans une première approche, l'étude a été focalisée sur la modélisation d'une main dont la description géométrique est issue du

logiciel ergonomique MANERCOS. Les calculs sont réalisés à l'aide du code aux éléments finis FER. La problématique du maillage volumique de la main, et la nécessité de nettoyer préalablement cette géométrie, est exposée. Un exemple, impliquant la loi hyperélastique HGO et incluant du calcul de contact et d'impact, est présenté.

Les perspectives portent sur une modélisation plus réaliste de la main, en utilisant par exemple des lois hyperélastiques complémentaires du modèle HGO. Cette modélisation comprendra une description des os et des articulations afin de rendre compte de la cinématique ainsi que des problèmes de préhension. Enfin, on envisage de ne mailler finement que les zones pouvant entrer potentiellement en contact avec des objets, et ce afin de rendre le temps de calcul compatible avec de futures simulations en temps réel.

Références

[1] ANSYS HTML Online Documentation, Release 11.0 Documentation for ANSYS, 2007.

[2] D. Balzani, P. Neff, J. Schröder, G.A. Holzapfel. "A polyconvex framework for soft biological tissues. Adjustment to experimental data", International Journal of Solids and Structures, Vol 43, 2006, pp. 6052–6070.

[3] G. De Saxcé, Z.-Q. Feng, "The bi-potential method: a constructive approach to design the complete contact law with friction and improved numerical algorithms", Math. Comput. Model. 28 (4–8) (1998) 225–245 (Special issue, Recent Advances in Contact Mechanics).

[4] Z.-Q Feng, B Magnain and J.-M. Cros. "FER/Impact : Logiciel de simulation numérique des problèmes d'impact". Numéro spécial Giens 2005, Revue Européenne de Mécanique Numérique, Vol. 15, 175-186, 2006.

[5] T.C Gasser, R.W. Ogden, G.A. Holzapfel. "Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations", J. R. Soc. Interface, Vol 3, 2006, pp. 15-35.

[6] S. Gomes, J.-C. Sagot , A. Koukam, N. Leroy. "MANERCOS, a new tool providing ergonomics in a concurrent engineering design life cycle", 4th Annual Scientific Conference on Web Technology, New Media, Communications and Telematics - Theory, Methods, Tools and Applications, EUROMEDIA 99, Munich, 25-28 April, p 237-241, 1999.

[7] G.A. Holzapfel , T.C. Gasser, R.W Ogden. "A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models", Journal of Elasticity, Vol 61, 2000, pp. 1-48.

[8] http://lmee.univ-evry.fr/~feng/FerSystem.html.

[9] J. Schröder, P. Neff, D. Balzani. "A variational approach for materially stable anisotropic hyperelasticity", International Journal of Solids and Structures, Vol 42, 2005, pp. 4352–4371.

[10] A.J.M Spencer. "Isotropic polynomial invariants and tensor functions," In: Boehler, J.P. (Ed.), Applications of Tensor Functions in Solids Mechanics, CISM Course No. 282. Springer Verlag, 1987.

[11] N. Talbi "Résolution du contact frottant entre objets déformables en temps réel et avec retour haptique", Doctorat de l'Université d'Evry Val d'Essonne, 2008.