



HAL
open science

Création d'un modèle éléments finis 3D non-linéaire d'une main en contact

Dominique Chamoret, Sébastien Roth, Samuel Gomes, François Peyraut,
Xiu-Tian Yan, Zhi-Qiang Feng

► **To cite this version:**

Dominique Chamoret, Sébastien Roth, Samuel Gomes, François Peyraut, Xiu-Tian Yan, et al.. Création d'un modèle éléments finis 3D non-linéaire d'une main en contact. 10e colloque national en calcul des structures (CSMA 2011), May 2011, Giens, France. pp.Clé USB. hal-00592830

HAL Id: hal-00592830

<https://hal.science/hal-00592830>

Submitted on 3 May 2011

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.

Création d'un modèle éléments finis 3D non-linéaire d'une main en contact

D. Chamoret¹, S. Roth¹, Z.-Q. Feng², X.-T. Yan³, S. Gomes¹, F. Peyraut¹

¹ Laboratoire M3M, Université de Technologie de Belfort-Montbéliard, Site de Sévenans, 90010 Belfort, France
{dominique.chamoret;sebastien.roth;samuel.gomes;francois.peyraut}@utbm.fr

² LMEE, Université d'Evry, 91020 Evry, France

feng@iup.univ-evry.fr

³ Department of Design, Manufacture and Engineering Management, University of Strathclyde, 75 Montrose Street, Glasgow, UK
x.yan@strath.ac.uk

Résumé —

La simulation numérique dans l'industrie intervient de plus en plus tôt dans les phases de conception et par conséquent très tôt dans le cycle de vie du produit, garantissant ainsi, une conception plus juste notamment en ce qui concerne le confort et la santé de l'utilisateur. Pour ce faire, il convient de déployer des méthodes et des outils éprouvés tels que la méthode des éléments finis pour intégrer les connaissances biomécaniques dans le processus de conception. Le but de notre travail est d'établir un modèle éléments finis 3D non-linéaire d'une main en contact avec un objet déformable. Ceci permettra à terme d'être en mesure d'étudier les pressions de contact entre la main d'un opérateur et un outil à main.

Mots clés — contact/impact, méthode des éléments finis, hyperélasticité anisotrope, biomécanique

1 Introduction

Dans le contexte industriel actuel, il apparaît fondamental de mettre les acteurs/utilisateurs d'un nouveau produit ou d'un système au plus tôt dans le processus de conception. L'analyse des besoins de l'utilisateur doit être traitée dès les premières phases de la conception pour être plus efficace et moins coûteuse. Ce positionnement de l'utilisateur au centre du processus de conception permet aussi d'évaluer voire d'anticiper les impacts de l'utilisation d'un produit sur sa santé, et permet donc de définir des conditions d'utilisation optimales en terme de confort et sécurité.

La simulation numérique peut apporter une solution à ce problème. Pour ce faire, il convient de déployer des méthodes et des outils éprouvés tels que la méthode des éléments finis pour intégrer les connaissances biomécaniques dans le processus de conception existant et produire une solution efficace avec une meilleure IHM (Interface homme-machine). Les travaux que nous avons réalisés en ce sens sont focalisés dans l'article sur l'étude d'une main en vue de la conception d'objets bien spécifiques tels les outils à main (Figure 1). Pour une telle application, il est opportun de modéliser la main de l'homme dans le but d'acquérir une meilleure compréhension de l'acte de préhension. Le but de notre



FIGURE 1 – Exemple d'outils à main

travail est d'étudier la pression de contact entre une main et un objet, lors de la manipulation d'outils à main par des opérateurs. L'évaluation de la répartition des pressions de contact et de leur évolution au cours du temps est un point critique et extrêmement important [15]. Ceci nécessite une modélisation réaliste du problème et notamment des tissus mous. Ce problème peut être très complexe en raison de la présence de deux phénomènes fortement non-linéaires : le contact/impact et l'hyperélasticité. Pour

ce faire, nous nous sommes intéressés à l'élaboration d'un modèle éléments finis 3D non-linéaire d'une main en contact/impact potentiel avec un objet déformable.

2 Génération du modèle géométrique et du maillage

2.1 CT-Scan et reconstruction géométrique

La création du modèle géométrique de la main et notamment l'élaboration d'un maillage est une partie intégrante de la modélisation par éléments finis. En effet, un des critères essentiels du modèle éléments finis réside dans la définition géométrique sur laquelle il s'appuie c'est-à-dire sa bio-fidélité. Le processus de reconstruction géométrique peut être divisé en trois grandes étapes. La première étape est l'acquisition de l'information géométrique. Afin de créer le modèle géométrique, nous nous sommes basés sur l'examen scanner d'un sujet adulte de référence sans rapport avec la présente étude. Un scanner de sa main a été réalisé (Aucune anomalie n'a été détectée par le corps médical). L'imagerie scanner nous fournit cette information géométrique sous forme d'un ensemble de coupes 2D transversales (Figure 2). Trois cents coupes ont été effectuées avec un espacement entre deux d'entre elles consécutives de 0.7 millimètres. La deuxième étape concerne la reconstruction 3D proprement dite des différents éléments

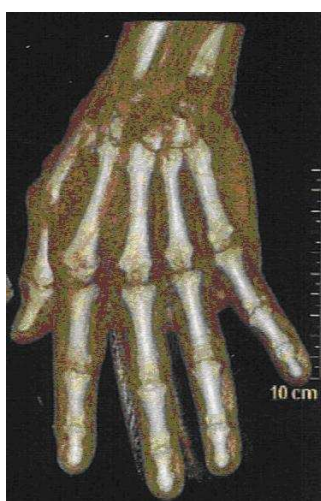


FIGURE 2 – Coupe scanner d'une main

anatomiques que nous souhaitons modéliser. Elle fait appel à des méthodes mathématiques avancées et de nombreuses méthodes de génération d'objets 3D à partir de leurs contours 2D existants. Une troisième phase traite ces reconstructions pour générer les maillages exploitables pour un calcul éléments finis. Pour ces deux dernières étapes (Figure 3), le module de reconstruction «Scan2Mesh» disponible dans le pack Hyperworks (Altair ©) a été utilisé afin de réaliser le modèle 3D distinguant les tissus mous des tissus osseux. Les ligaments et tendons n'ont pas été pris en considération.

2.2 Maillage

Importé ensuite dans le logiciel Hypermesh (Altair) pour l'étape de maillage, le modèle éléments finis de la main est constitué de 1700 éléments tétraédriques pour les os du poignet, de 2000 éléments pour les méta-carpes et les phalanges, et de 14000 éléments pour la peau (Figure 4).

3 Modèle éléments finis

3.1 Lois de comportement

Les os obéissent à une loi de comportement élastique linéaire isotrope. Le module d'Young est pris égal à 10000Mpa , le coefficient de Poisson à 0.2 et la densité volumique à $1800\text{kg}/\text{m}^3$ [11, 12, 16]. Les tendons et les cartilages n'ont pas été pris en considération dans notre modèle.

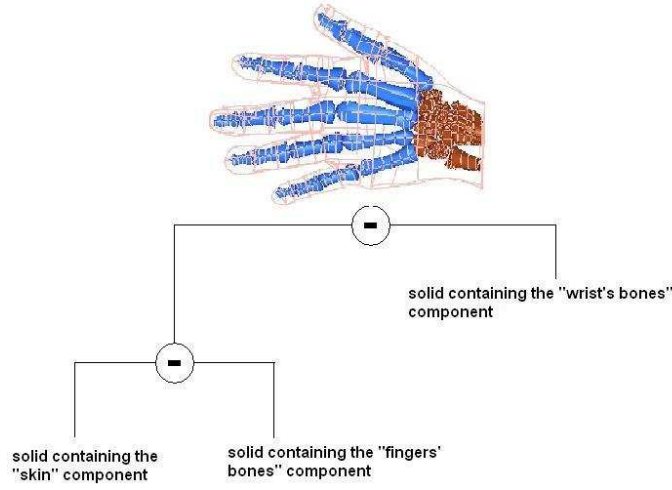


FIGURE 3 – Étapes de la création du modèle géométrique de la main

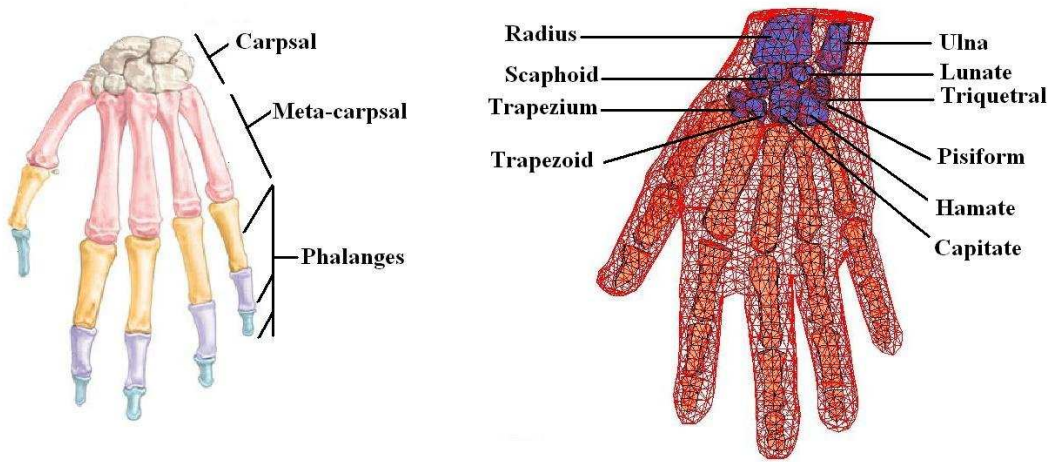


FIGURE 4 – Maillage final de la main

Pour déterminer les déformations et les contraintes au sein du tissu mou qu'est la peau, les lois de comportement hyperélastiques anisotropes sont souvent utilisées dans le cadre de la méthode des éléments finis [2, 4, 13, 17]. Les densités d'énergie les plus utilisées en hyperélasticité anisotrope impliquent des lois puissances ou des lois exponentielles [8, 10]. Il est généralement admis que l'anisotropie est due aux fibres de collagène 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 :

$$W = W_{iso} + \sum_{a=1}^n W_{ani}^a \quad (1)$$

Chaque densité anisotrope W_{ani}^a fait référence à une direction privilégiée du matériau. Dans cet article, nous avons fait le choix de représenter le comportement des tissus biologiques avec le modèle HGO [10, 9] qui admet un comportement anisotrope de type exponentiel :

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

La densité W_{ani} 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 :

$$W_{iso} = c_1 \left(I_3 I_1^{-\frac{1}{3}} - 3 \right) \quad (3)$$

On reprendra dans cet article les valeurs des paramètres matériels c_1 , k_1 et k_2 qui ont été choisis dans [3] de manière à ajuster le modèle avec des données expérimentales $c_1 = 10.2069 \text{ kPa}$, $k_1 = 0.0017 \text{ kPa}$, $k_2 = 882.847$. On supposera que ces paramètres restent constants quand a varie dans l'expression (2) de W_{ani} .

3.2 Traitement du contact et solveur

Dans l'exemple numérique traité dans cet article, on considère une main entrant en contact/impact avec objet déformable parallélépipédique (Figure 5) avec une vitesse initiale $v_0 = 2 \text{ m/s}$ dans la direction x . Le maillage de ce bloc comporte 1040 nœuds and 4684 éléments tétraédriques.

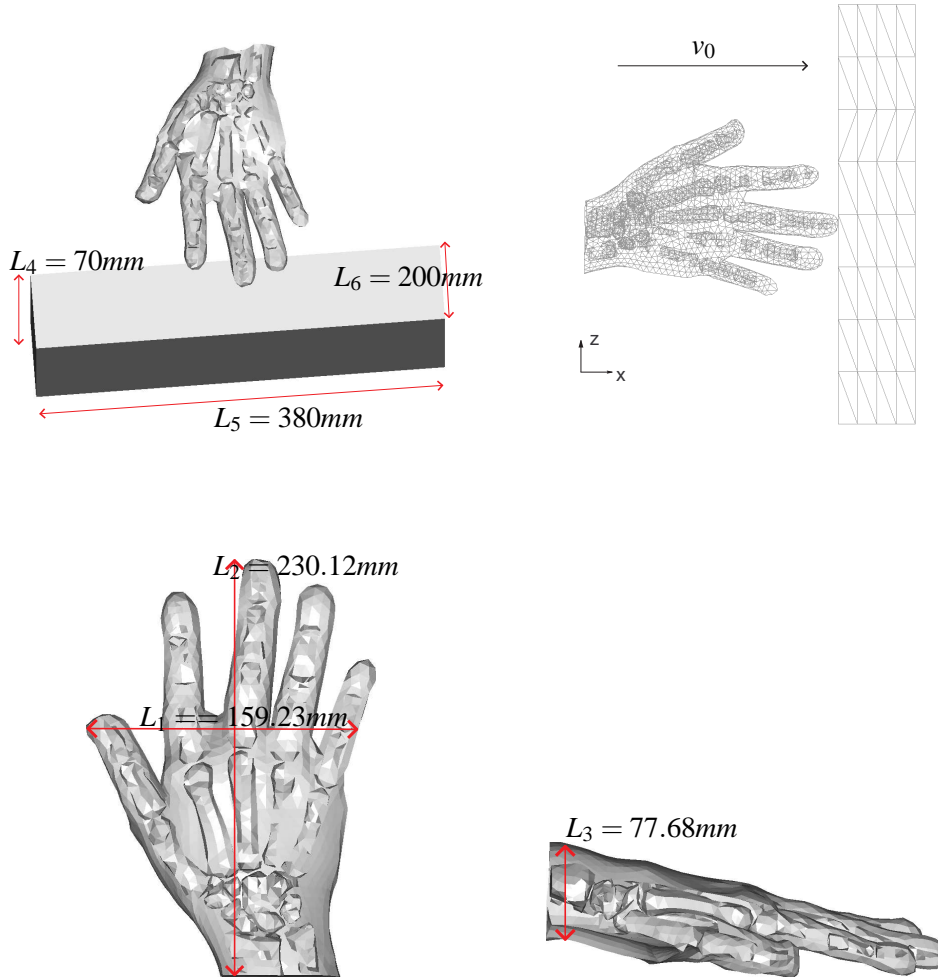


FIGURE 5 – Description du problème de contact

Le traitement numérique du contact mécanique reste encore un problème de mécanique des solides présentant de très fortes non-linéarités extrêmement difficiles à prendre en compte. Les méthodes les plus utilisées à l'heure actuelle notamment par les codes de calculs industriels sont essentiellement les méthodes de pénalisation et de lagrangien augmenté. Ces méthodes, malgré leurs avantages ont un inconvénient majeur : le choix du paramètre de pénalisation [5]. Des stratégies ont été développées pour tenter de résoudre ce problème (lagrangien augmenté adapté [1]). Dans le cas présent, le contact est traité par la méthode du bi-potentiel [7, 14]. Dans cette approche, le problème du contact frottant est résolu dans un système réduit par un algorithme d'Uzawa. Une seule équation variationnelle sur le déplacement et une seule inégalité sur le contact unilatéral et le frottement sont utilisées. Cette approche Lagrangien augmenté est implantée dans le code FER/Impact [6] couplée à un schéma d'intégration explicite.

Le choix d'un schéma d'intégration explicite s'imposait : le problème à résoudre présente un fort caractère non-linéaire car il traite la dynamique du contact/impact 3D avec des lois de comportement hyperélastiques anisotropes. La résolution explicite d'un problème de contact est beaucoup plus efficace qu'une résolution implicite. En effet, elle est bien mieux adaptée aux discontinuités qui surgissent lors

des changements de statuts de contact. Le choix d'un schéma explicite nécessite l'identification d'un pas de temps critique afin d'assurer la stabilité du schéma temporel. Ce pas de temps critique est lié à la taille des éléments choisis et aux propriétés mécaniques. Une valeur critique peut être définie comme le temps nécessaire pour que l'onde de pression puisse parcourir dans un milieu élastique une longueur caractéristique égale à la taille du plus petit élément du maillage :

$$\Delta t = \sqrt{\frac{\rho}{E}} L_{\min} \quad (4)$$

où L_{\min} est une longueur caractéristique du plus petit élément du maillage, E est le module d'Young et ρ la masse volumique. L'ordre de grandeur de L_{\min} étant de $10^{-5}m$ pour le maillage considéré. Pour assurer la stabilité du schéma temporel avec une marge de sécurité, le pas de temps pour le calcul a été pris égal à $10^{-7}s$. La figure 7 met en évidence l'évolution de la contrainte de Von Mises à différents temps de

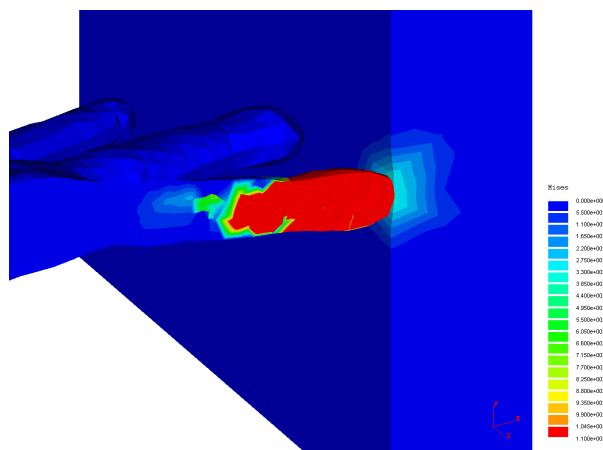


FIGURE 6 – Contraine de Von Mises

calcul : $t = 0.002s$, $t = 0.003s$, $t = 0.004s$ et $t = 0.005s$. Comme attendu, la contrainte de Von Mises est maximum au point de contact entre un doigt et le bloc. Il est possible de suivre l'évolution de la zone de contact via l'évolution de la répartition de la contrainte.

4 Conclusions

L'objectif principal de cet article est de présenter la création dans sa totalité d'un modèle éléments finis (pour le moment simplifié) d'une main, en contact frottant en grandes déformations avec des lois de comportement hyperélastique anisotropes. La création d'un tel modèle génère des difficultés de natures différentes. La première d'entre elles réside dans la reconstruction géométrique et la génération du maillage. Il faut ensuite maîtriser les propriétés mécaniques. Pour terminer ce problème comprend de multiples non-linéarités : géométrique, matériaux, dues au contact. Ceci rend ce problème difficile à résoudre numériquement, impliquant des choix de solveurs et des techniques de résolution adaptés.

Références

- [1] P. Alart and A. Curnier. A mixed formulation for frictional contact problems prone to Newton like solution methods. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 92(3) :353 – 375, 1991.
- [2] Edgard S. Almeida and Robert L. Spilker. Finite element formulations for hyperelastic transversely isotropic biphasic soft tissues. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151(3-4) :513 – 538, 1998. Containing papers presented at the Symposium on Advances in Computational Mechanics.
- [3] D. Balzani, P. Neff, J. Schröder, and G.A. Holzapfel. A polyconvex framework for soft biological tissues. adjustment to experimental data. *International Journal of Solids and Structures*, 43(20) :6052 – 6070, 2006.
- [4] A. Delalleau, G. Josse, and JM. Lagarde. Un modèle hyperélastique à réorientation de fibres pour l'analyse des caractéristiques mécaniques de la peau. In *9^{eme} COLLOQUE NATIONAL EN CALCUL DES STRUCTURES*, Giens, Mai 2009.

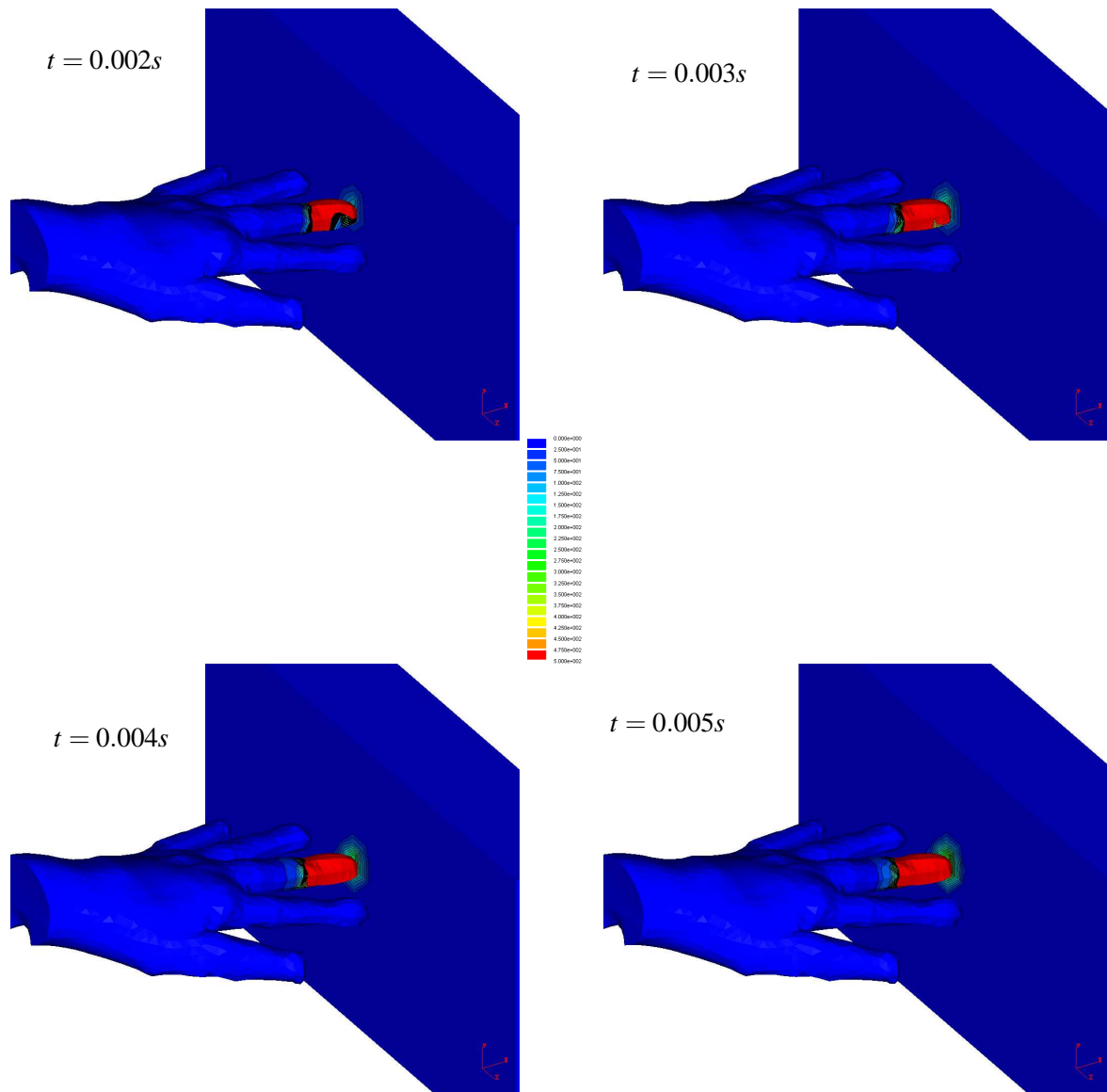


FIGURE 7 – Evolution of the Von Mises stress

- [5] D. Chamoret, P. Saillard, A. Rassinoux, and J. M. Bergheau. New smoothing procedures in contact mechanics. *Journal of Computational and Applied Mathematics*, 168(1-2) :107 – 116, 2004. Selected Papers from the Second International Conference on Advanced Computational Methods in Engineering (ACOMEN 2002).
- [6] FER Online Documentation. <http://imee.univ-evry.fr/feng/fersystem.html>. Z.-Q. Feng, 2009.
- [7] Z.-Q. Feng, F. Peyraut, and Q.-C. He. Finite deformations of ogden’s materials under impact loading. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 41(4) :575 – 585, 2006.
- [8] Y. C. Fung, K. Fronek, and P. Patitucci. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 237(5) :H620–631, 1979.
- [9] T.C. Gasser, R.W. Ogden, and G.A. Holzapfel. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *J R Soc Interface*, 3(6) :15–35, 2006.
- [10] Gerhard A. Holzapfel, Thomas C. Gasser, and Ray W. Ogden. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*, 61(1) :1–48, 2000.
- [11] A.R. Kemper, C. McNally, E.A. Kennedy, S.J. Manoogian, A.L. Rath, T.P. Ng, J.D. Stitzel, E.P. Smith, S.M. Duma, and F. Matsuoka. Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing. *Stapp car crash journal*, 49 :199–230, 2005.
- [12] Jae-Young Rho, Ting Y. Tsui, and George M. Pharr. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 18(20) :1325 – 1330, 1997.
- [13] Marcus Rüter and Erwin Stein. Analysis, finite element computation and error estimation in transversely isotropic nearly incompressible finite elasticity. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 190(5-7) :519 – 541, 2000.

- [14] G. De Saxcé and Z.-Q. Feng. New inequality and functional for contact with friction : The implicit standard material approach. *Mechanics of Structures and Machines*, 19 :301–325, 1991.
- [15] N. Magnenat Thalmann and D. Thalmann. Finite elements in task-level animation. *Finite Elements in Analysis and Design*, 19(4) :227 – 242, 1995.
- [16] X. Wang, X. Shen, X. Li, and C. Mauli Agrawal. Age-related changes in the collagen network and toughness of bone. *Bone*, 31(1) :1 – 7, 2002.
- [17] Jeffrey A. Weiss, Bradley N. Maker, and Sanjay Govindjee. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 135(1-2) :107 – 128, 1996.