



Science Arts & Métiers (SAM)

is an open access repository that collects the work of Arts et Métiers Institute of Technology researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in: <https://sam.ensam.eu>
Handle ID: [.http://hdl.handle.net/10985/18483](http://hdl.handle.net/10985/18483)

To cite this version :

Wafa SKALLI - Subject specific numerical simulation and its application to traumatology - In: Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine, France, 2018-03-20 - Subject specific numerical simulation and its application to traumatology - 2018

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository

Administrator : scienceouverte@ensam.eu



Simulation biomécanique personnalisée et application à la traumatologie

MOTS CLÉS : PHÉNOMÈNES BIOMÉCANIQUES. CHIRURGIENS ORTHOPÉDISTES. MÉDECINE INDIVIDUALISÉE

Subject specific numerical simulation and its application to traumatology

KEY-WORDS: BIOMECHANICAL PHENOMENA. ORTHOPEDIC SURGEONS. PRECISION MEDICINE

Wafa SKALLI *

L'auteur déclare n'avoir aucun lien d'intérêt en relation avec le contenu de cet article.

RÉSUMÉ

Les modèles biomécaniques sont maintenant utilisés dans les crashes tests virtuels en amont de la construction de prototypes de véhicules. Cependant ces modèles ne prennent que partiellement en compte l'extrême variabilité du corps humain. Cette variabilité soulève des défis liés à la personnalisation des modèles, qu'il s'agisse de la géométrie ou des propriétés mécaniques des tissus. Les progrès en imagerie médicale et en particulier la radiographie biplane et les reconstructions 3D associées, utilisées en routine clinique, ont permis des avancées drastiques en modélisation géométrique et donnent aujourd'hui accès à de larges bases de données permettant d'analyser et de modéliser les variations interindividuelles. Les connaissances quant à la caractérisation des propriétés mécaniques osseuses ont également connu une progression rapide. La caractérisation in vivo des propriétés mécaniques des tissus mous du sujet humain bénéficie du développement récent des moyens d'élastographie ultrasonore. Au-delà du domaine de la sécurité routière, les recherches en modélisation personnalisée sont également actives en orthopédie et traumatologie pour l'identification de sujets à risques ou pour la planification des traitements conservateurs ou

* Institut de Biomécanique humaine Georges Charpak — ENSAM — 151, Boulevard de l'Hôpital Paris ; e-mail : wafa.skalli@ensam.eu

Tirés à part : Professeur Wafa SKALLI,

chirurgicaux. De véritables « outils métiers » devraient émerger dans un futur proche pour l'aide à la réflexion, au diagnostic et à la planification d'une stratégie de traitement tenant compte des spécificités de chaque patient, ouvrant ainsi une voie vers la médecine individualisée.

SUMMARY

Human body computer models are now frequently used for virtual crash tests in the early phase of vehicle prototype design. However existing models only partially consider the extreme variability of the human body. Such variability raises the issue of subject specific modelling, both for geometry and for tissues mechanical properties. Progress in medical imaging and particularly biplanar X-Rays and associated 3D reconstruction, used in clinical routine, yielded drastic advances in geometric modelling. Progressive constitution of large databases allow interindividual variation analysis and modelling. Progress also concerns bone mechanical properties quantification. Recent ultrasound elastography techniques provide novel tools for in vivo characterization of soft tissues. Beyond the field of road safety, research in subject specific modeling is also active in orthopedy and traumatology, for identification of subjects at risk and for orthopedic or surgical treatment based on subject specific simulation. Computer based tools should emerge in a near future for a decision aid in diagnosis and treatment strategy planning, taking into account patient specificities and moving towards individualized medicine.

INTRODUCTION

Les modèles biomécaniques du corps humain sont maintenant suffisamment biofidèles pour analyser le comportement biomécanique et les mécanismes lésionnels lors d'un impact. La géométrie représentant le corps humain est modélisée à partir de mesures directes et de données de l'imagerie médicale, permettant de définir le « sujet moyen 50^e centile ». La description du comportement biomécanique des matériaux biologiques à différentes vitesses de sollicitation résulte de nombreux essais *in vitro*. Comme précisé dans la présentation précédente le modèle numérique ainsi constitué permet de simuler des crash-tests virtuels en amont de la construction de prototypes de véhicules pour analyser l'effet des paramètres de conception du véhicule et des dispositifs de protection sur les mécanismes lésionnels dans différentes situations de choc, que ce soit dans le domaine du transport ou celui du sport [1].

Cependant les modèles utilisés en routine ne prennent que partiellement en compte l'extrême variabilité du corps humain, tant dans la morphologie que dans les propriétés mécaniques, liés à l'âge, au sexe ou au morphotype. Or chaque individu est unique : dans un choc arrière par exemple, entraînant le phénomène de « *whiplash* » ou traumatisme cervical en coup de fouet, la variabilité de la courbure rachidienne du sujet se traduit par des mécanismes lésionnels très variables, comme cela a été montré grâce à la simulation numérique [2]. Les propriétés mécaniques des tissus évoluent également fortement en fonction de l'âge, et cela est particulièrement

important pour l'os. Au niveau de la cage thoracique, qui représente un caisson protecteur des organes vitaux, la résistance mécanique des côtes à un impact frontal varie en fonction de l'âge et du sexe, mais il y a une variation interindividuelle considérable liée à d'autres paramètres tels la quantité et la qualité de l'os [3]. Compte tenu du vieillissement de la population et de la fragilisation osseuse liée à l'ostéoporose, en particulier pour les femmes à partir de 50 ans, ces données doivent être intégrées dans les modèles. La conception de dispositifs de protection pour l'enfant nécessite également une attention particulière : Le modèle numérique de l'enfant a d'abord été obtenu par « mise à l'échelle » de celui de l'adulte, ce qui représente une simplification notable car les proportions entre les segments corporels évoluent fortement avec la croissance. Aussi est-il essentiel de progresser pour construire des modèles personnalisés, de classifier et paramétrer les descripteurs de ces modèles pour aboutir à un éventail de modèles suffisamment représentatifs. Au-delà du domaine de la sécurité routière, la personnalisation des modèles biomécaniques est également un impératif en particulier dans le domaine de l'orthopédie et de la traumatologie, car elle permet d'améliorer la compréhension des phénomènes en présence en prenant en compte les spécificités de chaque patient. Nous présenterons dans la suite quelques avancées récentes concernant la modélisation géométrique du corps humain et la personnalisation des propriétés mécaniques des tissus biologiques chez le vivant, en illustrant l'apport de ces avancées dans le domaine de la sécurité routière et plus généralement dans le domaine médical.

Modélisation géométrique personnalisée du corps humain.

Les progrès en imagerie médicale ont permis des avancées drastiques dans la modélisation géométrique du sujet humain. En particulier, le système EOS de radiographie biplane à très basse dose d'irradiation permet l'acquisition simultanée de radiographies de face et de profil du sujet de la tête aux pieds en position debout. Des algorithmes de reconstruction tridimensionnelle permettent alors de reconstruire le squelette en 3D [4, 5], avec la quantification de nombreux paramètres et de nouveaux points de vue pour l'observation, en particulier la vue de dessus. Les acquisitions peuvent également être réalisées en position assise pour simuler une position de conduite, ce qui met en relief la variabilité interindividuelle et les différences debout-assis, donnant ainsi accès à des paramètres essentiels tels que la position du bassin ou les courbures rachidiennes qui ne pouvaient être estimées que de manière indirecte (figure 1). Plus récemment, la reconstruction 3D de l'enveloppe externe, complétée par des modèles de densité des tissus permet d'estimer en routine la masse et les moments d'inertie de chaque segment corporel [7]. La figure 2 montre différentes reconstructions mettant en évidence la variabilité des morphotypes qui peuvent progressivement être pris en compte dans les modèles en dynamique des chocs.

Une première exploitation de cet outil a été réalisée dans le cadre du projet européen HUMOS. L'acquisition de 92 sujets a permis de décrire, en plus du sujet moyen 50^e centile, le corps d'un homme de forte corpulence (95^e centile), celui d'une femme

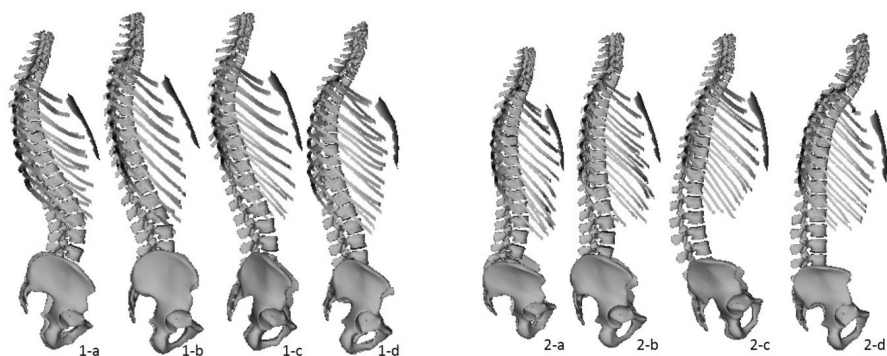


FIG. 1

Reconstructions 3D réalisées à partir des radiographies biplanes en position pour quatre sujets (a à d), illustrant la variabilité des courbures rachidiennes et du positionnement du bassin, en position debout (1) et assise (2)

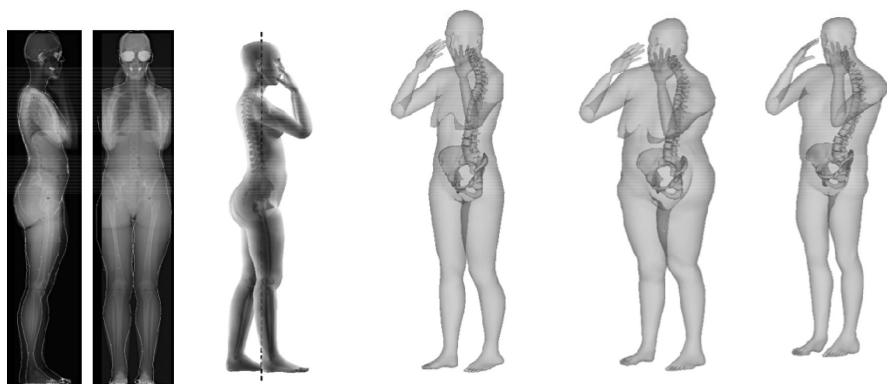


FIG. 2.

À partir des radiographies biplanes, la reconstruction de l'enveloppe externe en plus du squelette permet de quantifier la diversité des morphotypes et de prendre en compte ces informations dans les modèles.

particulièrement fluette (5^e centile), et bien sur de nombreuses configurations intermédiaires. Dans le cadre du projet ANR Secur-enfant, des radiographies biplanes ont été acquises pour des enfants nécessitant des radiographies de contrôle. Les reconstructions 3D associées ont permis de revisiter les abaques en fonction des tranches d'âge et d'affiner les modèles numériques correspondants [8].

De nombreux centres hospitaliers sont maintenant équipés du système EOS pour une utilisation en routine clinique, avec plusieurs dizaines d'acquisition par jour, ce

qui ouvre la voie vers la constitution de bases de données précieuses pour la modélisation. D'ores et déjà cet examen en position de charge et de la tête aux pieds a permis de mettre en évidence l'invariance de la position de la tête strictement au-dessus du bassin en posture érigée, et des mécanismes de compensation en présence, qui apportent un éclairage nouveau sur les relations entre troubles de la statique posturale et pathologies rachidiennes [9].

L'acquisition simultanée de l'enveloppe externe et des données internes du squelette a également permis d'affiner des modèles estimant le squelette à partir des seules données externes [7]. C'est important quand il s'agit de modéliser le sujet dans les cas fréquents où la radiographie n'est pas envisageable, par exemple lorsque l'on s'intéresse aux chocs dans des configurations non standards (out of position), susceptibles d'augmenter dans des véhicules autonomes, ou modèles biomécaniques pour l'ergonomie, visant à analyser la relation entre posture au travail et troubles musculo-squelettiques.

Le développement des moyens d'imagerie par IRM et des techniques de reconstruction 3D associées donne également accès à des données précieuses pour modéliser les organes mous (cœur, foie,...), ainsi que les muscles, dont le rôle est essentiel dans les mécanismes lésionnels. Du fait des coûts et des temps d'acquisition et de traitement, ces données sont plus limitées, néanmoins l'évolution des technologies ainsi que de techniques de fusion de données entre les différentes modalités d'imagerie permettent d'évoluer rapidement vers des modèles musculo-squelettiques personnalisés (figure 3), allant jusqu'à l'estimation personnalisée de l'activation musculaire et des forces qui en résultent [10].

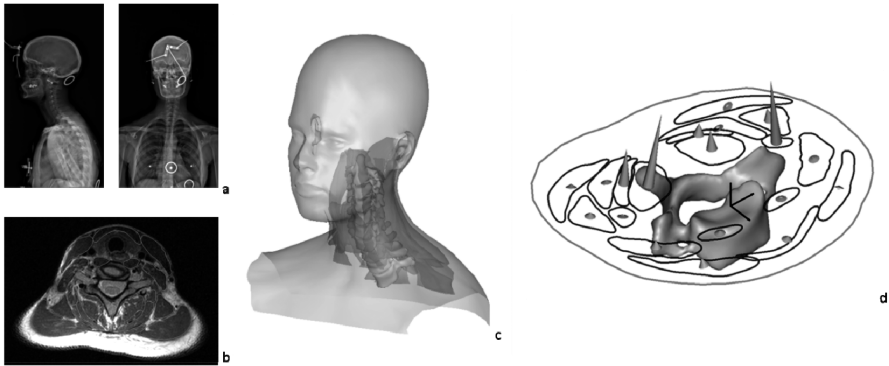


FIG. 3.

Modélisation musculosquelettique personnalisée du rachis cervical. La combinaison de données EOS (a) et IRM (b) permet de construire des modèles musculosquelettiques personnalisés (c), et d'estimer les forces d'activation musculaire et celles s'exerçant sur les vertèbres dans différentes configurations.

Personnalisation des propriétés mécaniques des tissus biologiques

La réponse du modèle numérique lors d'une simulation de choc dépend fortement des propriétés mécaniques des tissus qui le constituent. L'estimation des caractéristiques mécaniques de l'os à partir d'imagerie scanner a connu de grands progrès, liés en particulier aux recherches sur l'ostéoporose. En effet, le niveau de gris sur une image scanner (associé à l'atténuation des rayons X qui traversent le tissu) peut être directement reliée à la densité minérale osseuse (DMO), grâce à un fantôme de calibration constitué de plusieurs composants de concentration variable d'hydroxyapatite, principale composante minérale de l'os. La DMO étant corrélée aussi bien au module d'élasticité de l'os (raideur) qu'à sa contrainte maximale admissible (résistance), les propriétés mécaniques de l'os chez le vivant peuvent être quantifiées, de l'enfant au sujet âgé [11]. Ces nouvelles connaissances ont permis d'améliorer les modèles pour la sécurité routière, mais aussi pour la clinique. Ainsi des modèles personnalisées visent à estimer la résistance d'un fémur ou d'une vertèbre ostéoporotique : dans ces modèles en éléments finis (figure 4), chacun des éléments qui composent le modèle a ses propres propriétés mécaniques issues des données d'imagerie, ce qui permet de rendre compte de l'hétérogénéité du tissu osseux. L'application virtuelle d'un effort jusqu'à la rupture simulée permet de calculer la résistance de l'os d'un individu. La validation se fait à partir de tests mécaniques sur pièces anatomiques, et ces modèles biomécaniques ont montré leur performance [12, 13]. Les modèles personnalisés visant à simuler l'effet d'un traitement orthopédique ou chirurgical arrivent également à maturité [14]

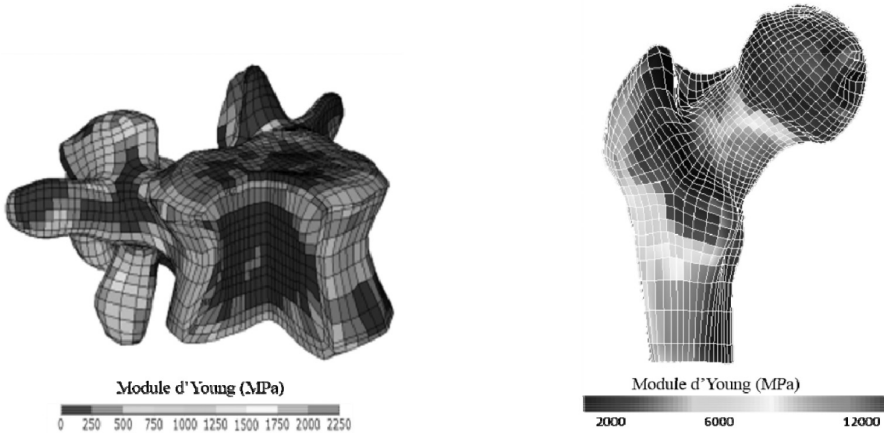


FIG. 4.

Exemples de modèles en éléments finis d'un fémur et d'une vertèbre, obtenus à partir de scanners calibrés. Chacun des éléments qui composent le modèle a ses propres propriétés mécaniques issues des données d'imagerie.

La caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques des tissus mous soulève encore des difficultés méthodologiques. Certaines approches s'appuient sur des méthodes dites inverses, tels que des tests d'indentation : un poinçon (ou indenteur) exerce une force sur un tissu. La mesure de la déformation induite couplée à un modèle numérique, permet d'estimer les propriétés mécaniques locales rendant compte de la réponse globale [15].

Les méthodes ultrasonores qui ont l'avantage d'être peu coûteuses et totalement non invasives, peuvent être couplées à des techniques de traitement d'images pour préciser l'architecture des structures en présence. Le développement récent des moyens d'élastographie ultrasonore ouvre des perspectives particulièrement intéressantes : la force induite par un faisceau ultrasonore entraîne la propagation d'ondes de cisaillement dans les tissus mous, dont la vitesse est corrélée aux propriétés mécaniques de ces tissus. La mesure ultrarapide de la vitesse de propagation permet ainsi de lever un verrou scientifique pour des structures très diverses tels le foie ou le muscle. L'intérêt clinique en est avéré pour la détection précoce du cancer du sein [16], et semble prometteur pour estimer l'altération du disque intervertébral, en particulier pour la scoliose [17].

CONCLUSION

La personnalisation des modèles biomécaniques ouvre un champ d'exploration très large, dans le domaine de la sécurité routière et plus largement dans le domaine médical. Les modèles personnalisés permettent d'améliorer la compréhension des phénomènes en présence, ce qui est utile aussi bien dans des objectifs de prévention que de diagnostic et de prise en charge thérapeutique. Certains modèles arrivent à maturité et sont proche d'une utilisation en routine clinique, et de véritables « outils métiers » devraient émerger dans un futur proche pour l'aide à la réflexion, au diagnostic et à la planification d'une stratégie de traitement tenant compte des spécificités de chaque individu, apportant ainsi une contribution à la médecine individualisée.

RÉFÉRENCES

- [1] Darling T, Muthuswamy J, Rajan SD. Finite element modeling of human brain response to football helmet impacts. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016 ; 19(13):1432-42.
- [2] Frechede B, Bertholon N, Saillant G, Lavaste F, Skalli W. Finite element model of the human neck during omni-directional impacts. Part II: relation between cervical curvature and risk of injury. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006 ; 9(6):379-86.
- [3] Schafman MA, Kang YS, Moorhouse K, White SE, Bolte JH, Agnew AM. Age and sex alone are insufficient to predict human rib structural response to dynamic A-P loading. *J Biomech.* 2016;49(14):3516-3522.

- [4] Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, Kalifa G, Ferey S. A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system. *Bull Acad Natl Med.* 2005;189(2):287-97.
- [5] Skalli W. Stéréoradiographie basse dose EOS : de la recherche à la routine clinique Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Conférences d'enseignement 2011;241-253.
- [6] Nérot A, Choisne J, Amabile C, Travert C, Pillet H, Wang X, Skalli W. A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays: Evaluation of its accuracy and reliability. *J Biomech.* 2015;48(16):4322-6.
- [7] Nerot A, Skalli W, Wang X. A principal component analysis of the relationship between the external body shape and internal skeleton for the upper body. *J Biomech.* 2016;49(14):3415-3422.
- [8] Sandoz B, Laporte S, Skalli W, Mitton D. Subject-specific body segment parameters' estimation using biplanar X-rays: a feasibility study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2010;13(6):649-54.
- [9] Amabile C, Le Huec JC, Skalli W. Invariance of head-pelvis alignment and compensatory mechanisms for asymptomatic adults older than 49 years. *Eur Spine J.* 2018;27(2):458-466.
- [10] Van den Abbeele M, Li F, Pomero V, Bonneau D, Sandoz B, Laporte S, Skalli W. A subject-specific biomechanical control model for the prediction of cervical spine muscle forces. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2018;51:58-66.
- [11] Zhu Y, Bermond F, Payen de la Garanderie J, Pialat JB, Sandoz B, Brizard D, Pracros JP, et al. In Vivo Assessment of Elasticity of Child Rib Cortical Bone Using Quantitative Computed Tomography. *Appl Bionics Biomech.* 2017;2471368.
- [12] Pottecher P, Engelke K, Duchemin L, Museyko O, Moser T, Mitton D, Vicaut E, Adams J, Skalli W, Laredo JD, Bousson V. Prediction of Hip Failure Load: In Vitro Study of 80 Femurs Using Three Imaging Methods and Finite Element Models-The European Fracture Study (EFFECT). *Radiology.* 2016;280(3):837-47.
- [13] Choisne J, Travert C, Valiadiis JM, Follet H, Skalli W. A new method to determine volumetric bone mineral density from bi-planar dual energy radiographs using a finite element model: an ex-vivo study. *Journal of Musculoskeletal Research.* 2017;20(3).
- [14] Vergari, C., Courtois, I., Ebermeyer, E., Bouloussa, H., Vialle, R., Skalli, W.: Experimental validation of a patient-specific model of orthotic action in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal.* 2016;3049-3055.
- [15] Suzuki R, Ito K, Lee T, Ogihara N. Parameter identification of hyperelastic material properties of the heel pad based on an analytical contact mechanics model of a spherical indentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;65:753-760.
- [16] Tanter M, Bercoff J, Athanasiou A, Deffieux T, Gennisson JL, Montaldo G, et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2008;34(9):1373-86.
- [17] Langlais T, Vergari C, Pietton R, Dubousset J, Skalli W, Vialle R. Shear-wave elastography can evaluate annulus fibrosus alteration in adolescent scoliosis. *Eur Radiol.* 2018.