



HAL
open science

Contribution à la modélisation personnalisée du corps humain pour des applications en orthopédie et sécurité routière

Y Lafon

► **To cite this version:**

Y Lafon. Contribution à la modélisation personnalisée du corps humain pour des applications en orthopédie et sécurité routière. Engineering Sciences [physics]. Université Claude bernard de Lyon, 2020. tel-04519221

HAL Id: tel-04519221

<https://hal.science/tel-04519221v1>

Submitted on 25 Mar 2024

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 - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

N° d'ordre NNT : 027 2020



Habilitation à Diriger des Recherches

opérée au sein de

l'Université Claude Bernard Lyon 1

Soutenue publiquement le 13/10/2020, par :

Yoann LAFON

Contribution à la modélisation personnalisée du corps humain pour des applications en orthopédie et sécurité routière

Devant le jury composé de :

SHARIAT Behzad,	Professeur des Universités,	Université Claude Bernard Lyon 1	Président
MASSON Catherine, CHABRAND Patrick, PAYAN Yohan, GERIS Liesbet,	Directrice de Recherche, Professeur des universités, Directeur de Recherche, Professeure,	Université Gustave Eiffel Université Aix Marseille CNRS Grenoble University of Liège, Belgique	Rapporteure Rapporteur Rapporteur Examinatrice

Remerciements.

A ceux qui m'ont poussé pour candidater à ce diplôme.

A Philippe pour m'avoir fait confiance.

A Muriel.

Table des matières

Remerciements.....	3
Avant-propos.....	7
I. Curriculum Vitae.....	8
1. Expériences Professionnelles.....	8
2. Formation Universitaire.	8
3. Distinctions.....	8
4. Activités pédagogiques.	9
a. Enseignements.	9
b. Encadrement pédagogique.	9
c. Innovation pédagogique.....	9
d. Responsabilités.....	10
5. Activités de recherche.....	11
a. Dépôt de projets.....	11
b. Contrats de recherche.	11
c. Encadrement.	12
d. Participation à des jurys de thèse.	13
e. Réseaux scientifiques.	13
f. Comités de sélection de postes MCF.....	13
g. Collaborations scientifiques avec communications communes.	13
h. Gestion de la recherche.....	14
II. Communications scientifiques.....	15
1. Articles de revues internationales avec comité de lecture répertoriées – ACL	15
2. Chapitres d’ouvrage internationaux – OSI.....	16
3. Chapitres d’ouvrage nationaux – OSN.....	16
4. Brevets internationaux – BVI.....	16
5. Brevets nationaux – BVN.....	16
6. Revues nationales non répertoriées dans des bases de données	16
7. Communications avec actes dans un congrès international – ACTI.....	17
8. Communications orales sans actes dans un congrès international ou national – COM.....	19

III. Activités de recherche.....	20
III.1. Etude de nouveaux implants orthopédiques.....	21
1. (QR) Bénéfice d'une instrumentation dynamique pour corriger les déformations scoliotiques durant la croissance.....	21
1. Contexte.....	21
2. Développement.....	22
3. Expérimentation animale.....	24
4. Etude numérique.....	26
2. (QR) Efficacité mécanique d'un implant novateur pour l'ostéotomie du tibia distal.	33
1. Contexte.....	33
2. Matériel et Méthodes.....	34
3. Résultats.....	36
4. Discussion.....	38
5. Perspectives.....	39
III.2. Personnalisation de modèles numériques de corps humain complet.....	41
1. (QR) Influence des interactions musculo-squelettiques sur les efforts générés par la contraction musculaire.	41
1. Contexte : la modélisation musculo-squelettique déformable.....	41
2. Matériel et Méthodes.....	43
3. Résultats.....	45
4. Discussion.....	46
5. Perspectives.....	47
2. (DM) Améliorer la modélisation du rachis des modèles de corps humains GHBMC.....	49
1. Le modèle GHBMC M50-O.....	49
2. Les modèles déformables de rachis lombaire.....	51
3. Méthode.....	51
4. Résultats.....	52
5. Discussion.....	53
6. Perspectives.....	54
3. (QR) Variabilité inter-posturale des structures anatomiques thoraco-lombaires.	55
1. Contexte.....	55
2. Matériel et Méthodes.....	55
3. Résultats.....	57
4. Discussions.....	58
5. Perspectives.....	58

4. (DM) Personnaliser les modèles numériques globaux de corps humain.	60
1. Contexte : la personnalisation des modèles corps complet.....	60
2. Matériel et Méthode.....	61
3. Résultats.....	62
4. Discussion.....	63
5. Perspectives.....	64
5. (DM) Considérer des cibles détaillées pour personnaliser les modèles corps complet.	65
1. Contexte : la personnalisation de modèles globaux avec des cibles détaillées.....	65
2. Matériel et Méthode.....	66
3. Résultats.....	68
4. Discussion.....	69
5. Perspectives.....	70
6. Développement complémentaire : lissage de maillages.....	70
6. (QR) Etude de la protection de sujets obèses en choc automobile.	73
1. Contexte	73
2. Matériel et Méthode.....	75
3. Résultats.....	78
4. Discussion.....	80
5. Perspectives.....	82
IV. Réflexions et Perspectives de Recherche.	83
1. (DM) Améliorer la modélisation déformable des muscles actifs.....	83
a. Modélisation des fibres.....	83
b. Modélisation du fascia et des aponévroses.....	84
c. Mesures expérimentales <i>in vivo</i>	85
d. Exemple d'application.....	86
2. (DM) Améliorer les pratiques de modélisation pour l'étude de dispositifs médicaux.....	87
a. Vérification.....	87
b. Validation.....	88
c. Cas d'études.....	90
Références.....	92

Avant-propos.

Ce mémoire présente une synthèse de mes activités de recherche dans le cadre de ma candidature au diplôme d'Habilitation à Diriger les Recherches.

La première partie de ce mémoire aborde mon parcours professionnel à travers un curriculum vitae et un résumé de mes activités d'enseignant-chercheur. La deuxième partie liste mes communications scientifiques.

La troisième partie de ce mémoire synthétise mes projets de recherche centrés sur la modélisation déformable et personnalisée du corps humain. Les aspects expérimentaux et numériques sont couverts. En particulier, la modélisation déformable active de groupes musculaires a montré l'importance de représenter les interactions entre structures anatomiques. Et les méthodes de déformation géométrique nous permettent maintenant de personnaliser des modèles par éléments finis (EF) corps complets à l'aide de cibles détaillées, avec un souci de Vérification des modèles. Les applications de ces travaux concernent l'orthopédie (avec l'étude d'implants novateurs) et la sécurité routière (pour la protection des usagers, en particulier des sujets obèses).

Dans une quatrième partie, je présente mon projet de recherche : (i) à court terme au regard de projets amorcés, (ii) à moyen terme avec l'amélioration de la modélisation de la contraction musculaire, (iii) à long terme avec l'objectif d'une démarche Qualité pour le développement de modèles.

II. Communications scientifiques.

1. Articles de revues internationales avec comité de lecture répertoriées – ACL

1. T. Janak, **Y. Lafon**, P. Petit, P. Beillas. *A method to use kriging with large sets of control points to morph finite element models of the human body*. Journal of Biomechanical Engineering. 2020. Accepted.
2. M. Hoffmann, M. Begon, **Y. Lafon**, S. Duprey. *Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2020 Jul 8:1-0. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1789606>
3. X. Gasparutto, F. Moissenet, **Y. Lafon**, L. Chèze, R. Dumas. *Kinematics of the Normal Knee during Dynamic Activities: A Synthesis of Data from Intracortical Pins and Biplane Imaging*. Applied Bionics and Biomechanics, Volume 2017 (2017), Article ID 1908618, 9 pages, <https://doi.org/10.1155/2017/1908618>
4. R. Jolivet, **Y. Lafon**, P. Petit, P. Beillas: *Comparison of Kriging and Moving Least Square Methods to Change the Geometry of Human Body Models*. Stapp car crash journal 12/2015; 59.
5. R. Dumas, F. Moissenet, **Y. Lafon**, L. Cheze. *Multi-objective optimisation for musculoskeletal modelling: Application to a planar elbow model*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine 10/2014; 228(10). DOI:10.1177/0954411914556790
6. X. Drevelle, **Y. Lafon**, E. Ebermeyer, I. Courtois, J. Dubousset, W. Skalli. *Analysis of Idiopathic Scoliosis Progression by Using Numerical Simulation*. Spine 05/2010; 35(10). DOI:10.1097/BRS.0b013e3181cb46d6
7. **Y. Lafon**, F.W. Smith, P. Beillas. *Combination of a model-deformation method and a positional MRI to quantify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk*. Journal of Biomechanics 03/2010; 43(7). DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.01.013
8. P. Beillas, **Y. Lafon**, F.W. Smith. *The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs*. Stapp car crash journal 11/2009; 53.
9. **Y. Lafon**, JP. Steib, W. Skalli. *Intraoperative Three Dimensional Correction During In Situ Contouring Surgery by Using a Numerical Model*. Spine 02/2010; 35(4). DOI:10.1097/BRS.0b013e3181b8eaca
10. **Y. Lafon**, V. Lafage, JP. Steib, J. Dubousset, W. Skalli. *In vivo Distribution of Spinal Intervertebral Stiffness Based on Clinical Flexibility Tests*. Spine 01/2010; 35(2). DOI:10.1097/BRS.0b013e3181b664b1
11. **Y. Lafon**, V. Lafage, J. Dubousset, W. Skalli. *Intraoperative Three-Dimensional Correction During Rod Rotation Technique*. Spine 04/2009; 34(5). DOI:10.1097/BRS.0b013e31819413ec
12. Fassier, G. Koureas, P. Wicart, R. Seringe, G. Kalifa, J. Dubousset, R. Kohler, C. Garin, J. Cottalorda, G. Bourcereau, **Y. Lafon**, W. Skalli. *Étude préliminaire de corrélation entre surface extérieure du tronc et structure interne du rachis dans la scoliose de l'enfant*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur 06/2007; 93(4). DOI:10.1016/S0035-1040(07)90286-X
13. R. Dumas, V. Lafage, **Y. Lafon**, JP. Steib, D. Mitton, W. Skalli. *Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 11/2005; 8(5). DOI:10.1080/10255840500309653
14. D. Périé, CE. Aubin, M. Lacroix, **Y. Lafon**, H. Labelle. *Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface*. Medical & Biological Engineering & Computing 06/2004; 42(3). DOI:10.1007/BF02344709

2. Chapitres d'ouvrage internationaux – OSI

1. J. Stelletta, R. Dumas, **Y. Lafon**. *Chapter 23 - Modeling of the Thigh: A 3D Deformable Approach Considering Muscle Interactions*. In *Biomechanics of Living Organs*, edited by Yohan Payan and Jacques Ohayon, Academic Press, Oxford, 2017, Pages 497-521, ISBN 9780128040096, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804009-6.00023-7>.

3. Chapitres d'ouvrage nationaux – OSN

1. **Y. Lafon**, PA. Deleu, A. Naaim, L. Chèze. *Réussir sa revue de littérature*. In *Réussir la démarche de recherche universitaire en kinésithérapie et thérapie manuelle*. Elsevier Masson, 2019, 39 pages. ISBN: 9782294767005
2. W. Skalli, **Y. Lafon**, S. Parent, J.P. Steib, J. Dubousset. *Analyse quantitative tridimensionnelle détaillée des scolioses idiopathiques*. La scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte, 12/2009; ISBN: 9782842999100

4. Brevets internationaux – BVI

1. W. Skalli, **Y. Lafon**, V. Lafage, JP. Steib, J. Dubousset, F. Lavaste. *Method for simulating the behavior of an articulated set of bones*. Ref. No: US8744826B2, Year: 06/2014
2. M. Massenzio, S. Ronel, V. Cunin, E. Jacquelin, A. Bennani, **Y. Lafon**. *Device for correcting scoliosis and controlling vertebral arthrodesis*. Ref. No: FR2011/053019, WO2012085405 A1, EP2654586 A1, US20130338712. Year : 12/2011

5. Brevets nationaux – BVN

1. M. Massenzio, S. Ronel, V. Cunin, M. Odet, **Y. Lafon**, E. Jacquelin. *Système de correction rachidienne*. Ref. No : FR2013/1362770. Year : 12/2013

6. Revues nationales non répertoriées dans des bases de données

1. **Y. Lafon-Jalby**, J. Dubousset, SP. Steib, W. Skalli. *Finite element simulation of scoliosis surgical correction*. Springer Argos Spine News 2007 April (15):15-18.

7. Communications avec actes dans un congrès international – ACTI

1. T. Cachon, R. Hassoun, M. Odet, M. Massenzio, C. Carozzo, S. Ronel, **Y. Lafon**, E. Viguier. *Morphometric dimensions of the goat thoracolumbar vertebrae using digitized CT images*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 22, sup1 (2019), S123-S125. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1713505>
2. K. Torossian, M. Ottenio, AC. Brulez, **Y. Lafon**, S. Benayoun. *Biomechanics of the medical gesture for a peripheral venous catheter insertion*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 22, sup1 (2019), S294-S295. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714918>
3. J. Greenfield, K. Bruyère-Garnier, D. Mehler, P. Appellmann, S. Kuhn, PM. Rommens, **Y. Lafon**. *Influence of implant and screw type on local bone strain field: a preliminary study*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 22, sup1 (2019), S434-S435. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714972>
4. T. Janak, **Y. Lafon**, P. Petit, P. Beillas. *Transformation Smoothing to use after Positioning of Finite Element Human Body Models*. IRC-18-33, p224-236, IRCOBI conference 2018.
5. T. Janak, **Y. Lafon**, P. Beillas, P. Petit. *Obesity and Submarining: a first attempt to scale the GHBMCM50 to an obese subject using the PIPER software*. Human body modelling in automotive safety - VDI Wissensforum, Nov 2017, BERLIN, Germany. 5 p.
6. J. Greenfield, D. Mehler, P. Appellmann, S. Kuhn, P. Rommens, K. Bruyère-Garnier, **Y. Lafon**. *Influence of boundary conditions on the mechanical testing of orthopaedic devices*, P3047, 8th World Congress of Biomechanics 2018.
7. M. Hoffmann, D. Haering, P. Inthavong, **Y. Lafon**, M. Begon. *Validation of a rotator cuff spring mesh model based on moment arms*. Canadian Society of Biomechanics, Hamilton, Canada; 07/2016
8. M. Hoffmann, D. Haering, P. Inthavong, **Y. Lafon**, M. Begon. *A rotator cuff spring mesh model*. 22th Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, France; 07/2016
9. J. Stelletta, R. Dumas, **Y. Lafon**. *Muscle interactions influence the muscular forces*. 22th Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, France; 07/ 2016.
10. M. Odet, **Y. Lafon**, S. Ronel, M. Massenzio. *A multi rigid model of the spine evaluated with and without instrumentation*. 22th Congress of the European Society of Biomechanics, Lyon, France; 07/ 2016.
11. G. Beurier, X. Yao, **Y. Lafon**, X. Wang. *A Markerless Method for Personalizing a Digital Human Model from a 3D Body Surface Scan*. 6th International Conference on 3D Body Scanning Technologies, Lugano, Switzerland, 27-28 October 2015; 10/2015
12. M. Odet, **Y. Lafon**, S. Ronel, M. Massenzio. *Measurements of in vivo internal loads in a spinal rod instrumenting an adult pig*, 21th Congress of the European Society of Biomechanics (Prague, Czech Republic, 05-08 July 2015).
13. J. Stelletta, R. Dumas, **Y. Lafon**. *Effect of the muscle activation level distribution on normal stress field: A numerical study*. 38ème Congrès de la Société de Biomécanique 2013, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 07/2013; 16(sup1). DOI:10.1080/10255842.2013.815951
3. T. Cachon, **Y. Lafon**, R. Dumas, M. Odet, E. Viguier. *Morphometric Analysis of Vertebral Deformities in a Porcine Scoliosis Model*. 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore, 01/2010; IFMBE Proceedings 31:827-9.
4. T. Cachon, **Y. Lafon**, R. Dumas, M. Odet, E. Viguier. *Morphometric analysis of vertebral deformities in a porcine scoliosis model*. 35e Congrès de la Société de Biomécanique, Le Mans, France, 25-27 Août. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 13(S1):41-2.
14. R. Dumas, **Y. Lafon**, E. Jacquelin, L. Chèze. *Soft tissue artefacts: compensation and modelling*. 34e Congrès de la Société de Biomécanique 2009, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 08/2009; 12(sup1-S1). DOI:10.1080/10255840903077345
15. X. Drevelle, J. Dubousset, **Y. Lafon**, E. Ebermeyer, W. Skalli. *Analysis of the mechanisms of idiopathic scoliosis progression using finite element simulation*. 8th Biennial Meeting of the International Research Society of Spinal

- Deformities, 2008. Studies in health technology and informatics 02/2008; 140(sup001). DOI:10.1080/10255840802297267
16. **Y. Lafon-Jalby**, J. Dubousset, J.-P. Steib, W. Skalli. *Finite element simulation of various strategies for scoliosis surgical correction*. 11th international Argos Symposium, Paris, France, January 25-26th 2007. ArgoSpine News & Journal 04/2007; 15(1). DOI:10.1007/BF03042857
 17. L. Devun, F. Billuart, **Y. Lafon**, D. Mitton, O. Gagey, W. Skalli. *A finite element model of the gleno-humeral joint for the abduction*. 5th World Congress of Biomechanics 08/2006; Munich, Germany. Journal of Biomechanics 12/2006; 39. DOI:10.1016/S0021-9290(06)83067-8
 18. **Y. Lafon-Jalby**, J. Dubousset, J.-P. Steib, W. Skalli. *Mechanisms of scoliosis surgical correction related to Cotrel-Dubousset and in situ contouring techniques*. 5th World Congress of Biomechanics 08/2006; Munich, Germany. Journal of Biomechanics 12/2006; 39. DOI:10.1016/S0021-9290(06)83775-9
 19. **Y. Lafon-Jalby**, J.-P. Steib, W. Skalli. *In situ Contouring Scoliosis Surgery: a Finite Element Analysis of Key Parameters*. 6th Biennial Meeting of the International Research Society of Spinal Deformities, Ghent, Belgium, 21-24 June 2006.
 20. **Y. Lafon-Jalby**, J. Dubousset, W. Skalli. *Cotrel-Dubousset Scoliosis Surgery: Computer Assisted Surgery Simulation for a Prospective Case*. 6th Biennial Meeting of the International Research Society of Spinal Deformities, Ghent, Belgium, 21-24 June 2006.
 21. **Y. Lafon-Jalby**, V. Lafage, J. Dubousset, F. Lavaste, W. Skalli. *Keys Parameters in CD Surgery Using a Validated Finite Element Model*. 7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE). Publisher: Taylor & Francis, Antibes, France, March 22-25, 2006.
 22. L. Devun, F. Billuart, **Y. Lafon**, D. Mitton, O. Gagey, W. Skalli. *A finite element model of the gleno-humeral joint for the abduction*. 7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE). Publisher: Taylor & Francis, Antibes, France, March 22-25, 2006.
 23. L. Devun, F. Billuart, B. Le Caloch, C. Menant, **Y. Lafon**, D. Mitton, O. Gagey, W. Skalli. *A Finite Element Model of the Glenohumeral Joint for the Abduction and Adduction*. II International Conference on Computational Bioengineering. H. Rodrigues et al. (Eds.), Lisbon, Portugal, September 14-16, 2005
 24. **Y. Lafon**, V. Lafage, J. Dubousset, F. Lavaste, W. Skalli. *Effect of Various Surgical CD Strategies Using a Validated Finite Element Model*. International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD) 2004, Vancouver, Canada. University of British Columbia Press ISBN 0-88865-262-3 ; 2004 ; 92:158-161.
 25. **Y. Lafon**, V. Lafage, J.P. Steib, J. Dubousset, F. Lavaste, W. Skalli. *Pre-operative Planning for Scoliosis Surgery Using a Validated Finite Element Personalized Model*. XXIXème Congrès de la Société de Biomécanique 2004, Paris, France. Journal of Physiology and Biochemistry, vol 112, supp, septembre 2004, p 52.
 26. **Y. Lafon**, V. Lafage, J. Dubousset, F. Lavaste, W. Skalli. *Identification of In-Vivo Spinal Stiffness for a Global 3-D Finite Element Model*. XXVIIIème Congrès de la Société de Biomécanique 2003, Poitiers, France. Journal of Physiology and Biochemistry, vol 111, supp, septembre 2003, p 64.
 27. D. Périé, CE. Aubin, M. Lacroix, **Y. Lafon**, J. Dansereau, H. Labelle. *Personalized biomechanical modeling of Boston brace treatment in idiopathic scoliosis*. International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD) 2002, Montréal, Canada. Studies in health technology and informatics 02/2002; 91. DOI:10.3233/978-1-60750-935-6-393

8. Communications orales sans actes dans un congrès international ou national – COM

1. B. Frechede, **Y. Lafon**. *Tutorial on musculoskeletal modelling: Volumic deformable muscle models*. BoHNeS Colloquium, Lyon, February 3-5 2016
2. J. Stelletta, R. Dumas, **Y. Lafon**. *How Mechanical Interactions between Muscles can Influence Echo-Elastographic Measurements? A Numerical Study*. 6th International Conference on Computational Bioengineering, Barcelona, Spain; 09/ 2015. Co-Chairman of the minisymposium COMUL - Coupling multiphysics and biophysical phenomena
3. W. Skalli, **Y. Lafon**, S. Parent, JP. Steib, J. Dubousset. *Relevance of 3D Indices in Quantitative AIS Analysis*. 14th International Meeting on Advanced Spine Techniques, Paradise Island, Bahamas. July 11-14, 2007.
4. **Y. Lafon**, JP. Steib, J. Dubousset, W. Skalli. *Cobb angles and 3D analysis of scoliotic curve: a possible improvement?* 14th International Meeting on Advanced Spine Techniques, Paradise Island, Bahamas. July 11-14, 2007.
5. **Y. Lafon**, S. Parent, JP. Steib, J. Dubousset, W. Skalli. *A new automated method for the identification of apical and end-vertebrae in scoliotic curves*. 14th International Meeting on Advanced Spine Techniques, Paradise Island, Bahamas. July 11-14, 2007.
6. A. Fassier, G. Koureas, P. Wicart, R. Seringe¹, G. Kalifa, J. Dubousset, R. Kohler, C. Garin, J. Cottalorda, G. Bourcereau, **Y. Lafon-Jalby**, W. Skalli. *Etude préliminaire de corrélation entre surface extérieure du tronc et structure interne du rachis dans la scoliose de l'enfant*. 6th European Research Conference in Pediatric Orthopaedics (ERCPO), October 5-6th 2006, Toulouse, France.
7. **Y. Lafon-Jalby**, J.-P. Steib, W. Skalli. *Numerical Analysis of Key Parameters Related to In situ Contouring Technique for Scoliosis Surgery*. 13th International Meeting on Advanced Spine Techniques, Athens, Greece, July 12-15, 2006.
8. **Y. Lafon-Jalby**, J. Dubousset, J.-P. Steib, W. Skalli. *Computer Aided Scoliosis Surgery for Two Surgical Corrective Techniques*. Sixth Annual Conference of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery, Montréal, Québec. Canada, June 21st -24th, 2006.
9. **Y. Lafon-Jalby**, J.-P. Steib, F. Lavaste, W. Skalli. *Analysis of Key Parameters in In situ Contouring Surgery using a Validated Finite Element Model*. 16th Annual Meeting of the European Orthopaedic Research Society, Bologna, Italia, June 7th -8th, 2006.
10. B. Ilharreborde, KD. Zhao, E. Boumediene, **Y. Lafon**, CF. Zhao, D. Mitton, W. Skalli, KN. An. *Development of an Experimental Model of Scoliosis Bracing for Validation of a Trunk Finite Element Model*. 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Chicago, Illinois, March 19-22, 2006.

III. Activités de recherche.

Mes activités de recherche sont centrées autour de la modélisation déformable personnalisée du corps humain. Depuis 2007 au sein du LBMC, d'abord comme chercheur contractuel puis comme enseignant-chercheur, j'ai travaillé sur plusieurs projets tant avec mon équipe de rattachement, anciennement nommée « Biomécanique & Orthopédie », qu'avec l'équipe « Biomécanique des Chocs ». Actuellement, je suis co-animateur de l'Axe « Le corps réparé : l'implant dans son environnement », dans la nouvelle organisation du laboratoire mise en place depuis 2019. La modélisation et la personnalisation du système musculo-squelettique sont en effet des problématiques transversales au regard des applications possibles dans le large champ de la biomécanique (en particulier l'orthopédie et la protection des usagers de la route). Cela m'a permis de travailler avec plusieurs chercheurs, au profil scientifique varié, souvent dans des projets collaboratifs liant Ingénierie et Santé.

J'ai contribué à différents types de projets, dont la majorité impliquait des industriels : projet industriel international (GHBMC) et national (thèses LAB PSA Renault), d'innovation industrielle (SATT Pulsalys), de recherche collaborative nationale (MIME ANR JCJC, porteur) et internationale (PIPER FP7, responsable de tâche). J'ai eu la chance de pouvoir associer des problématiques en Recherche amont et en Recherche appliquée. Plusieurs **questions de recherche (QR)** ont été investiguées telles que : le bénéfice de nouveaux implants orthopédiques (Chapitre III.1.1 et Chapitre III.1.2), le rôle des interactions musculo-squelettiques au sein de groupes musculaires sur la production de force (Chapitre III.2.1), la variabilité de forme et de position des organes entre différentes postures (Chapitre III.2.3), les mécanismes mis en jeu dans la protection des sujets obèses en choc automobile (Chapitre III.2.6). Pour ce faire, des **développements méthodologiques (DM)** ont été nécessaires. Ainsi, un modèle déformable du système musculo-squelettique du membre inférieur piloté par méthode inverse a été développé (Chapitre III.2.1), la modélisation du rachis des modèles industriels corps complet GHBMC a été améliorée (Chapitre III.2.2), et des méthodes ont été élaborées pour personnaliser ces modèles corps complet (Chapitre III.2.4) avec la prise en compte de cibles détaillées (Chapitre III.2.5). Les ressources issues de ces projets ont été pour la plupart diffusées sous licence open-source et continuent réinvesties (en particulier dans le cadre de projets en lien avec l'orthopédie : collaboration S2M Montréal, DEMU2NECK Marie Curie IRG FP7 etc.).

Dans le cadre de notre travail, nous avons utilisé à plusieurs reprises la modélisation par éléments finis (pour le développement d'implants, la préparation d'essais expérimentaux, la compréhension de mécanismes physiologiques et lésionnels). Des expérimentations ont été menées en parallèle pour vérifier des hypothèses de développement et fournir des données de validation des modèles. Cette approche hybride vertueuse a été possible grâce au co-encadrement de cinq étudiants en thèse et de deux post-doctorants.

III.1. Etude de nouveaux implants orthopédiques.

1. (QR) Bénéfice d'une instrumentation dynamique pour corriger les déformations scoliotiques durant la croissance.

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, qui reste dans la majorité des cas sans cause identifiée : elle est alors appelée « idiopathique » [1]. La scoliose survient principalement pendant l'enfance (1%) ou l'adolescence (4%) [2]. Cette période de forte croissance osseuse provoque rapidement une déformation des vertèbres, de la cage thoracique, et donc peut s'accompagner de problèmes pulmonaires ou cardiaques. La chirurgie orthopédique devient alors nécessaire pour corriger les déformations rachidiennes et fixer cette correction [3]. La fixation postérieure par arthrodèse s'appuie sur deux tiges, placées de part et d'autres du rachis, reliées par des dispositifs transverses et fixées aux vertèbres par des vis ou des crochets. Dans le cadre de ma thèse, une approche numérique avait été développée pour évaluer la correction de deux techniques chirurgicales de réduction des courbures [4], [5], à partir d'un modèle numérique aux raideurs rachidiennes personnalisées [6]. L'arthrodèse de la colonne vertébrale ne peut se faire qu'une fois la croissance de l'enfant achevée.

1. Contexte.

Pour les scolioses sévères à corriger durant l'enfance, des tiges de « croissance » maintiennent le développement osseux de la colonne vertébrale et de la cage thoracique [2], [7], grâce à un allongement régulier des tiges. Celui-ci est réalisé par intervention chirurgicale, tous les 6 mois environ, donc source de risques opératoires [3], [7]–[9]. Le système Magec© permet de réduire ces interventions grâce à un allongement piloté par un champs magnétique externe [10], [11]. D'autres auteurs ont proposé des implants en alliage à mémoire de forme [12], [13]. Les dispositifs « auto-adaptatifs » autorisent quant à eux un glissement des tiges soit à l'apex (Luque Trolley [14], [15]) soit aux extrémités proximales et distales (Shilla [16]), mais n'empêchent pas les complications post-opératoires (casse de matériel, débris d'usure, fusions postérieures) [16]. Chez l'enfant, la rigidité du montage entraîne aussi un enraidissement progressif du rachis [14], [17] : l'effort nécessaire pour la distraction augmente à chaque intervention [18], [19] tandis que l'allongement réalisé diminue [20]. D'où une correction finale souvent limitée par rapport aux ambitions initiales, et des complications fréquentes [8], [11], [21], [22] : casse de matériel, décrochage des fixations, fusion spontanée des niveaux adjacents, dégénérescence des disques sus- et sous-jacents.

L'expérience montre que le risque de dégénérescence des niveaux vertébraux adjacents augmente avec la raideur des montages [23]–[26]. D'où l'apparition du concept de « stabilisation dynamique » avec des tiges plus souples, aux effets largement documentés expérimentalement, numériquement et par suivi clinique [27], [28]. Ces montages dynamiques sans fusion vertébrale diminuent le risque de dégénérescence des niveaux adjacents, et protègent l'instrumentation et ses ancrages, mais restent réservés aux montages courts. L'utilisation de tiges souples sur des montages longs, pour la correction des déformations puis sa fixation, ne semble pas appropriée [29]. En effet, les tiges en titane conduisent à moins de complications que les tiges en acier [30], [31], au détriment de la capacité de correction des déformations [30]. De même, l'utilisation d'une seule tige postérieure (plutôt que deux tiges) diminue la correction et augmente le risque de casse du matériel, en particulier pour des instrumentations se prolongeant sous la jonction thoraco-lombaire [32]–[34]. Ces conclusions sur la stabilisation dynamique ont été observées chez des sujets âgés instrumentés pour corriger des scolioses lombaires dégénératives, avec une réduction des complications [35].

Dans ce contexte, l'objectif de ce travail de recherche fut donc de développer, pour l'enfant, un dispositif dynamique complémentaire aux instrumentations existantes de correction de la scoliose. Ce nouveau dispositif garantirait la croissance osseuse et limiterait la raideur en traction-compression des montages pour préserver les structures anatomiques. Ce travail de développement s'est articulé autour d'essais expérimentaux sur modèle animal et de simulations numériques pour évaluer le bénéfice des choix technologiques. Il a été mené dans le cadre du projet de maturation SCOLIOSE 2 financé par la SATT Pulsalys, en collaboration avec VetAgro Sup, et impliquant le co-encadrement d'une étudiante en thèse (M. ODET).

2. Développement.

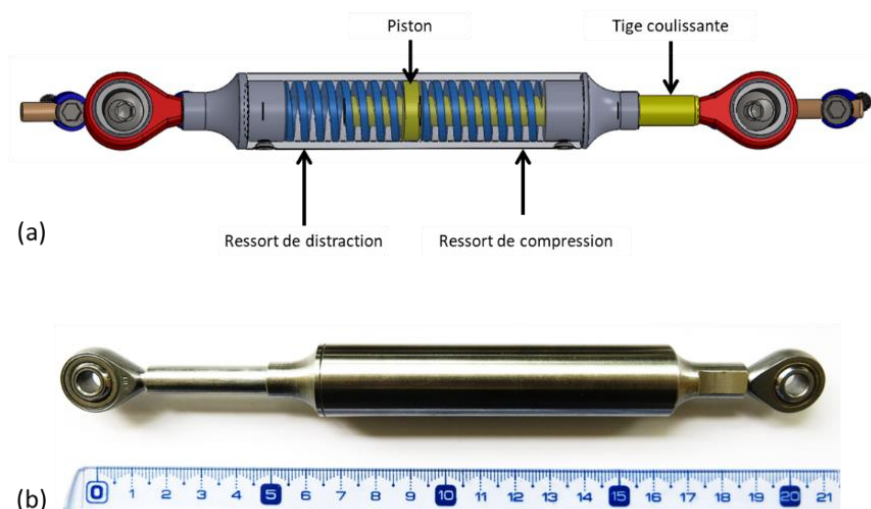


Figure 1. Dispositif de suspension développé : (a) conception et (b) prototype.

La première partie du travail a consisté à développer un dispositif dynamique basé sur une suspension axiale (Figure 1). Ce système de suspension assure un comportement asymétrique et bilinéaire en traction-compression : l'enraidissement au-delà d'un certain déplacement limite la course des tiges. Egalement, ce système permet de définir une pré-charge, réglable pendant la chirurgie, pour déplacer le domaine de travail du dispositif et ainsi imposer un effort de distraction sur la colonne afin de corriger la courbure. Plusieurs études rapportent les propriétés viscoélastiques du rachis *in vitro* [36], [37] et *in vivo* [38], [39], ou bien de prothèses totales de disque [40], [41], mais uniquement en lombaire et chez l'adulte (souvent âgé). Chez l'enfant, les raideurs en compression et traction des articulations intervertébrales peuvent être quantifiées avant la chirurgie par méthode inverse [6], [42], [43]. La précharge dépendrait de la correction per-opératoire en distraction voulue par le chirurgien [18], [19], [44]–[46], en considérant une relaxation des efforts internes [45].

Les vis polyaxiales assurent une légère mobilité pour faciliter l'insertion des tiges, avant d'être définitivement bloquées à la fin de la chirurgie. Mais cette mobilité est parfois insuffisante pour les ancrages extrêmes qui bloquent deux vertèbres consécutives, à cause des rotations intervertébrales symptomatiques. De plus, cette mobilité disparaît à l'issue de la chirurgie : la position des vertèbres extrêmes par rapport aux tiges est fixe, ce qui peut être problématique durant la croissance (Figure 2a). Effectivement, l'utilisation des vis dynamiques [47], avec un axe de mobilité en rotation permanent entre la tête de vis et la tige, diminue les risques de douleur lombaire et améliore la mobilité rachidienne pour des instrumentations lombaires courtes sans fusion [48]–[51], tout en limitant les moments internes dans les tiges [52]. Mais ces vis dynamiques assurent une mobilité uniquement en flexion-extension du rachis. Pour la correction des déformations scoliotiques dans les plans frontaux et sagittaux, un dispositif a donc été développé afin de transformer les vis existantes (simples ou polyaxiales) en ancrage dynamiques à rotule (Figure 2b).

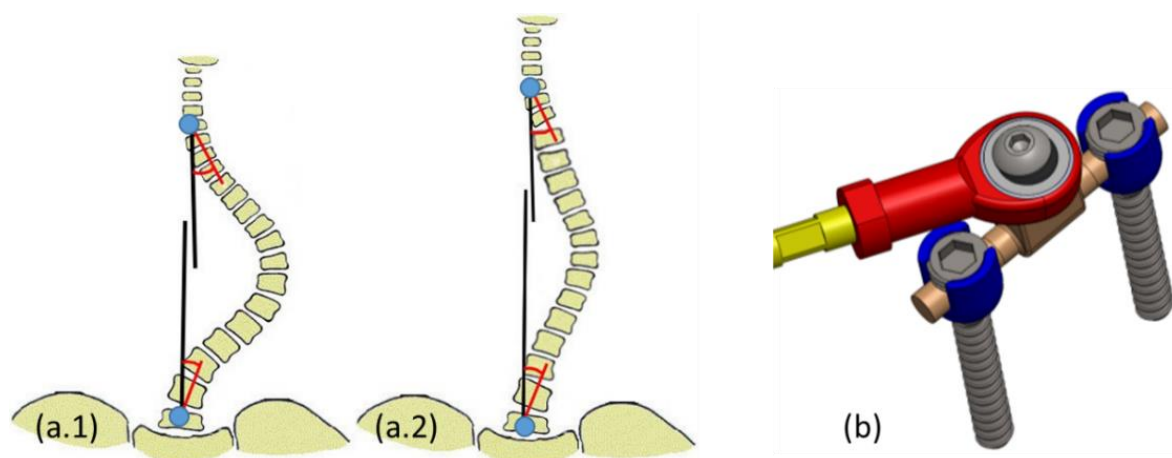


Figure 2. (a) angles frontaux entre les tiges de croissance et le rachis aux extrémités fixées, (a.1) après chirurgie puis (a.2) après croissance. (b) Conception du dispositif d'ancrage dynamique rotulé.

Le système de suspension a fait l'objet d'un dépôt de brevet français et d'une demande de brevet international. L'effet de la suspension et de l'ancrage dynamique à rotule sur la correction et sur les chargements transmis aux articulations intervertébrales a été étudié expérimentalement et numériquement.

3. Expérimentation animale.

Toutes les expérimentations animales ont été sous-traitées à l'Ecole Vétérinaire de Lyon (VetAgro Sup). Les interventions ont été réalisées par deux chirurgiens vétérinaires séniors de l'Ecole Vétérinaire de Lyon.

a. Pré-étude d'un dispositif de suspension équipant un mécanisme de glissement des tiges.

Le dispositif de suspension a été inclus dans un mécanisme permettant le glissement des tiges par croissance du rachis (avec anti-retour). Une pré-étude expérimentale a été menée sur un modèle porcin. Ce modèle est récurrent dans la littérature pour l'étude sur modèle animal des instrumentations souples pour la scoliose [53]–[55], du fait de sa croissance rapide et de sa proximité anatomique avec l'homme [56].

Matériel et Méthode.

Quatre cochons sains de deux mois (22.6kg en moyenne) ont été instrumentés sur six vertèbres hors fixations extrêmes. Un spécimen était instrumenté d'une tige classique, trois autres avec le nouveau mécanisme comportant des raideurs différentes de suspension. Trois séquences de radiographies frontales et sagittales ont permis le suivi de la croissance post-opératoire. Des IRMs pré- et post-chirurgie ont été utilisées pour l'évaluation des disques intervertébraux. Deux spécimens ont été euthanasiés à 15 jours (pour casse de matériel), les deux derniers à 37 jours (après délogement des bouchons de vis pédiculaires extrêmes).

Résultats et Discussion.

Les radiographies et les IRMs ont montré des croissances osseuses identiques pour les quatre spécimens, sans signe visible sous IRM de dégénérescence des disques. Seul le dispositif avec une suspension souple n'a pas entraîné de casse du matériel, soulignant la possibilité d'un effet protecteur de la suspension. Toutefois, l'encombrement limité ne permettait qu'un allongement faible de l'instrumentation, et le glissement des pièces métalliques a engendré de l'usure et donc des débris, sources de complication bien connue [16]. Le développement du mécanisme de glissement des tiges a donc été arrêté.

Un implant était instrumenté à l'aide de jauges pour mesurer l'effort normal et la flexion dans les plans frontaux et sagittaux pendant les activités journalières de l'animal. Les mesures ont montré des chargements *in vivo* maximum en phase de réveil post-opératoire, au moins six fois plus importants que le maximum journalier. Ce risque de déformation plastique et de rupture du matériel est lié à la difficulté de contenir l'animal comme cela se fait chez l'homme en post-opératoire immédiat. Les rares études mesurant les efforts

in vivo dans le rachis humain [57] montrent en effet des moments plus importants en post-opératoire immédiat [58], ainsi qu'une influence significative de la posture [59] et de la contraction musculaire [60].

Ces résultats nous ont permis d'améliorer le dispositif de suspension. Ils soulignent aussi la difficulté de dimensionner un dispositif dédié à l'enfant en s'appuyant sur un modèle porcin, certes anatomiquement proche de l'homme mais à la masse et à la musculature éloignée de l'enfant [61].

b. Etude expérimentale du bénéfice du dispositif de suspension seul.

Le rôle biomécanique sur les disques de la suspension en série d'une tige a été investigué sur un modèle animal de chèvre. Plus petit à l'âge adulte que le modèle porcin, proche de l'anatomie humaine, ce modèle animal est une alternative pour l'étude de la dégénérescence des disques [62]. Et il a déjà été utilisé pour l'étude de tiges flexibles [63].

Matériel et Méthode.

Douze spécimens (chèvre alpine croisée créole adulte, poids moyen de 29,7 kg) ont été réparties en quatre groupes de trois individus implantés avec un dispositif sur sept vertèbres : un groupe témoin avec implantation des vis pédiculaires seules, un groupe avec une tige classique, et deux groupes avec une suspension en série de tiges classiques (une raideur différente par groupe). Les spécimens ont été euthanasiés après six mois. Des examens des disques sus- et sous-jacents ainsi que dans la zone instrumentée ont été réalisés par IRM (T1 et T2) et par observation macroscopique et histologique.

Résultats et Discussion.

Dix chèvres ont terminé le protocole. Les suspensions ont été bien tolérées. De la métallose a été observée autour de toutes les liaisons rotules. L'observation macroscopique des disques ne montre aucune différence entre les groupes, même si le nucleus pulposus semble peu hydraté chez tous les spécimens. L'étude histologique et par IRM à 6 mois n'a pas montré de différence significative sur la qualité des disques intervertébraux en comparaison du groupe témoin non-instrumenté, tant avec le groupe instrumenté classiquement qu'avec les groupes ayant eu une suspension en série.

Ni le système d'ancrage dynamique ni la suspension en série des tiges classiques n'a eu d'effet délétère sur les disques. Aucune configuration d'instrumentation, même la tige classique, n'a conduit à des signes même précoces de dégénérescence discale (dont l'incidence post-opératoire est de 30% à un an [64], [65]). Si la durée de l'essai (6 mois) est identique à la littérature sur modèle animal, l'absence de dégénérescence peut s'expliquer soit par le faible nombre de spécimens par groupe (n=2 ou n=3), soit par l'utilisation d'un montage à une seule tige (le montage avec deux tiges réduit significativement la zone neutre de mobilité intervertébrale [66]). En effet, Hunt et al. [63] observait après 6 mois une perte de densité cellulaire dans les disques instrumentés, avec un ancrage de toutes les vertèbres de la zone instrumentée.

c. Perspectives.

Cet essai expérimental ne permet pas de conclure sur l'effet protecteur ou délétère du système d'ancrage dynamique ou de la suspension, en série avec des tiges classiques. De manière générale, ce travail expérimental souligne les difficultés de l'investigation expérimentale *in vivo*, avec des essais difficiles à maîtriser même sur un modèle animal : ce type d'approche nécessite de fait des échantillons importants pour assurer une puissance statistique suffisante. De cette expérience de recherche, nous retenons la proximité anatomique du modèle animal avec l'homme : le modèle animal *in vitro* peut servir à évaluer la qualité d'un protocole expérimental, ou à quantifier expérimentalement le comportement biomécanique d'implants dans la phase de développement, comme nous le ferons durant le projet EUREKA OSPITAL.

4. Etude numérique.

Pour répondre à la question de recherche posée en début de chapitre, la deuxième partie de ce travail s'est donc appuyée sur l'approche numérique : l'approche numérique (ou *in silico*) permet de quantifier l'effet de différentes configurations d'instrumentation.

a. Contexte : la modélisation du rachis pour l'étude des techniques chirurgicales.

Pour aider à prévoir les effets des corrections chirurgicales sur la colonne vertébrale, des modèles numériques ont été développés dans la littérature selon deux approches distinctes : par éléments finis [5], [67]–[70] ou par multi-corps rigides [71], [72], ou hybride [73], [74]. L'approche par élément finis permet une représentation détaillée des structures anatomiques, mais de fait s'avère complexe à développer et demande des temps de calcul importants : les modèles se focalisent souvent sur le segment lombaire [75]. Pour modéliser l'ensemble du rachis, les modèles par éléments finis se limitent à une représentation par poutres, pour l'étude de la croissance osseuse [76], de stratégies chirurgicales [5] ou de traitements par corset [77]. L'approche par multi-corps rigides représente les articulations intervertébrales comme des matrices de raideur : si cette simplification ne permet pas de quantifier les contraintes dans le disque ou les efforts aux facettes articulaires, elle assure la convergence numérique et réduit grandement les temps de calcul, permettant les études paramétriques [78]. Peut-être du fait de la difficulté de validation de ces modèles, les auteurs limitent leur communication aux cinématiques vertébrales, ou à des études comparatives entre configurations. Aucun modèle de rachis complet n'était disponible en open-source au démarrage du projet.

b. Matériel & Méthode.

Modélisation multi-corps rigides du rachis.

L'étude numérique de différents dispositifs de correction s'est appuyé sur le développement d'un modèle multi-corps rigides de rachis T1-S1 (Figure 3a) inspiré de Petit et al. [79], avec une géométrie du rachis issue de la segmentation manuelle de Visible Human Project® [80]. Le logiciel utilisé pour développer le modèle

multi-corps rigide, Solidworks®, permet de tester directement les CAO de dispositifs médicaux (Figure 3b). La géométrie et la courbure du rachis sont paramétrables dans les plans frontaux et sagittaux (angles de Cobb, cyphose, lordose, pente sacrée, longueurs des segments thoracique et lombaire) (Figure 3c). En particulier, la ligne spinale est représentée par une spline qui guide la position et l'orientation 3D des vertèbres. Les raideurs, les mobilités intervertébrales, les chargements vertébraux, et les variations de position angulaires et linéaires sont exprimées dans le repère local des vertèbres [81].

Les joints intervertébraux sont représentés par des matrices de raideur diagonales linéaires, sans zone neutre ni terme de couplage. Les valeurs des raideurs sont calibrées à partir d'essais expérimentaux (*in vitro*) rapportés dans la littérature [68], [79], [82]–[86]. En fonction des résultats disponibles dans la littérature, la calibration des raideurs a été réalisée par niveau intervertébral et par segment spinal [69], [87]–[94], pour des sollicitations sous couple pur en rotation axiale, en inclinaison latérale et en flexion antéro-postérieure [95], avec ou sans compression le long de la ligne spinale [96]. La calibration a été aussi réalisée sur la colonne complète, sans et avec cage thoracique [97]–[99]. Lorsqu'il existe plusieurs niveaux de chargement rapportés dans la littérature (4.5Nm 7.5Nm et 10Nm par exemple), le comportement simulé a été comparé à chacun d'entre eux.

La capacité du modèle de rachis à reproduire le comportement d'une colonne vertébrale instrumentée a également été évaluée au regard de deux essais de la littérature, l'un pour une instrumentation lombaire réduite L2-L3 [69], l'autre pour une instrumentation thoracique T7-T11 [98]. Les vis ont été représentées comme des corps rigides fixés aux vertèbres ; les implants ont été représentés par des raideurs équivalentes en traction-compression et en flexion.

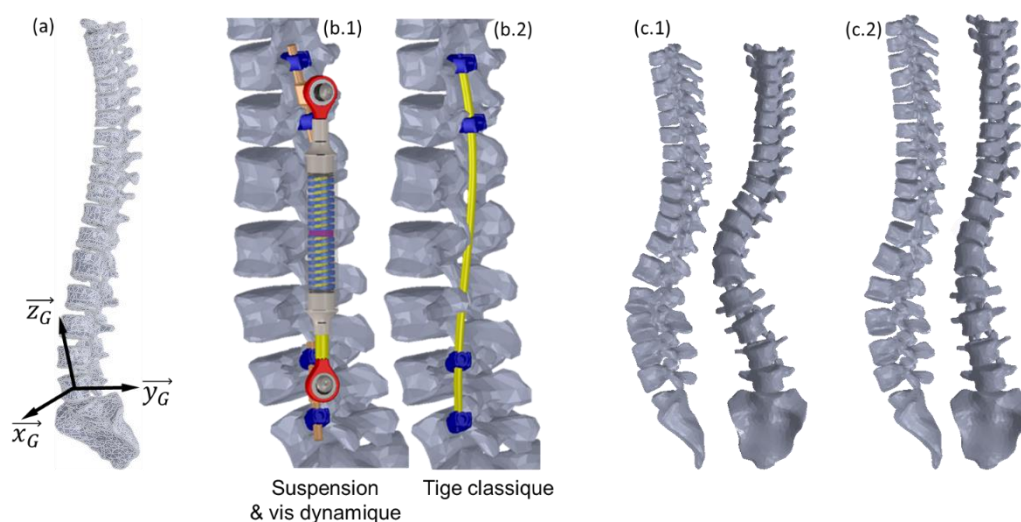


Figure 3. (a) Modèle multi-corps rigides du rachis et son repère global.
 (b) Modèle multi-corps rigides instrumenté (b.1) par dispositif dynamique, (b.2) par dispositif classique.
 (c) Vues frontale et sagittale d'un rachis pré- et post-opératoire après correction d'une scoliose [3]

Une étude de sensibilité a montré l'effet réduit sur les mobilités segmentaires de la position des centres articulaires intervertébraux (jusqu'à 4% de variation de l'amplitude de mouvement T1-L5), de la stratégie appliquée pour modéliser la compression spinale (jusqu'à 10%), de la position des ancrages (jusqu'à 8%). Seule la longueur de vis a une influence plus importante sur les mobilités : jusqu'à 25% surtout en flexion/extension pour une variabilité de position de +20mm. Cette dernière information pourrait servir à guider le développement de nouveaux implants.

[Etude de différentes configurations de correction chirurgicale.](#)

Dans un premier temps sont simulées les instrumentations évaluées *in vivo* sur les chèvres : une seule tige entre T11 et L5 est placée sur le modèle de rachis adulte sain, fixée aux extrémités sur 2 vertèbres consécutives (avec ou sans ancrage dynamique), sans puis avec une suspension en traction-compression (souple ou raide).

Dans un second temps la courbure rachidienne d'un rachis scoliotique corrigé par des tiges de croissance double est modélisée [3]. La mise en position des vertèbres instrumentées sur la tige se fait par déplacement imposé puis relaxation des chargements. Six configurations d'instrumentation T2-L3 sont évaluées, avec des tiges associées ou non à une suspension (souple ou raide) et des ancrages dynamiques ou non au niveau des ancrages extrêmes.

Les conditions aux limites utilisées pour évaluer les corrections chirurgicales reproduisent des sollicitations en inclinaison latérale, flexion/extension et rotation axiale, sous compression spinale répartie le long du rachis. Pour chaque type de sollicitation (inclinaison latérale, flexion/extension et rotation axiale), S1 est bloqué. Le déplacement de T1 mesuré pour un chargement en couple pur sur le rachis non instrumenté est ensuite appliqué sur le rachis instrumenté pour comparer les variations de mobilité locale et par segment. Les niveaux de sollicitations choisis pour l'étude de sensibilité et la comparaison des implants permettent de demeurer dans le domaine physiologique des mobilités.

Le rôle des configurations chirurgicales est quantifié en comparant au rachis non instrumenté les grandeurs suivantes : mobilités des segments vertébraux regroupés en groupes fonctionnels (zone adjacente inférieure à l'instrumentation, supérieure à l'instrumentation etc.), variations de courbures (lordose, cyphose, Cobb), efforts dans les liaisons intervertébrales, les implants, les fixations aux vertèbres.

c. Résultats.

L'utilisation d'un modèle multi-corps rigides permet de réaliser une simulation du rachis complet en moins de 10 secondes sur un ordinateur personnel, ce qui facilite la calibration des raideurs intervertébrales pour plusieurs sollicitations à plusieurs amplitudes. Après calibration, le comportement du modèle est généralement dans l'écart-type des mesures *in vitro* disponibles (Figure 4 par exemple 7.5N.m). Même si la littérature fournit de données pour quelques niveaux thoraciques seulement, le modèle reproduit correctement le comportement rachidien complet avec la cage thoracique. De même, le modèle de rachis instrumenté reproduit correctement le comportement rapporté dans la littérature, malgré de larges écart-types *in vitro* (Figure 4d).

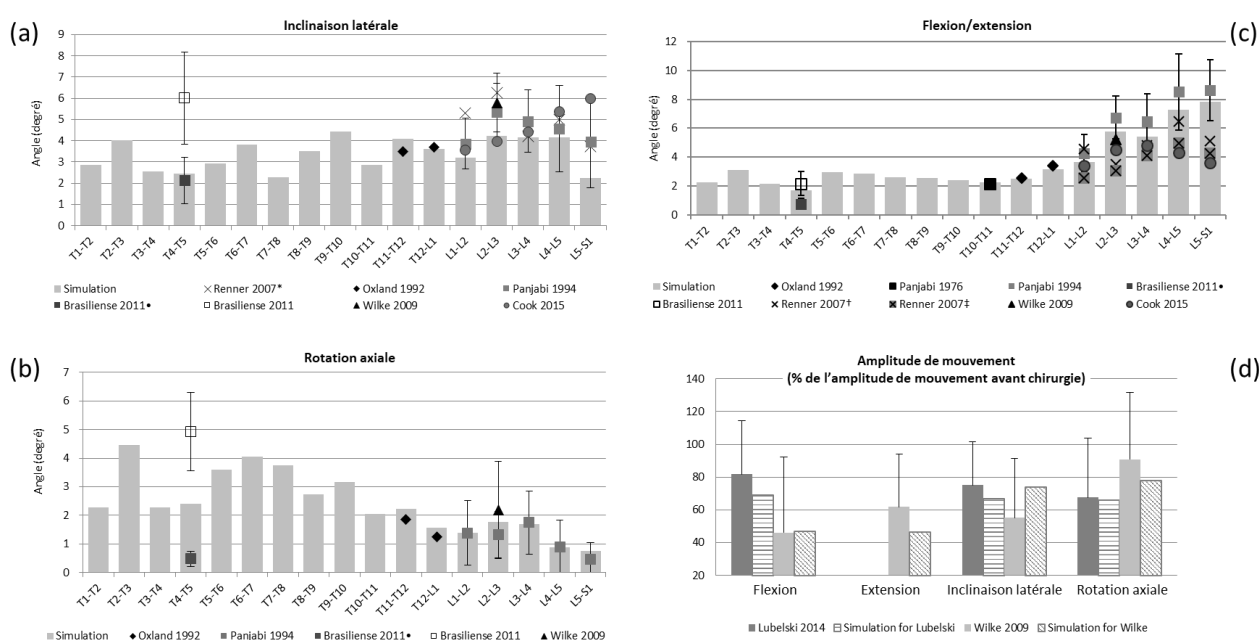


Figure 4. Comparaisons des amplitudes de mouvement intervertébraux par rapport à la littérature pour les trois sollicitations à 7,5 N.m : (a) inclinaison latérale, (b) torsion et (c) flexion.

(* : avec cage thoracique ; • : 6 N.m an inclinaison latérale ; † : 8 N.m en flexion ; ‡ : 8 N.m avec un follower load de 800 N en flexion)
(d) Comparaisons, par rapport à la littérature, des amplitudes de mouvement T1-S1 après instrumentation.

Pour toutes les configurations d'implant sur rachis non scoliotique, l'absence d'ancrage dynamique entraine une mobilité des groupes fonctionnels significativement différente de celle du rachis intact. Au contraire, la présence d'ancrages dynamiques restitue la mobilité physiologique saine pour plusieurs sollicitations. La mobilité du niveau sous-jacent L5-S1, fortement augmentée par la fixation postérieure, est restituée en flexion/extension par la combinaison {suspension + ancres dynamiques}. Si la suspension réduit significativement les chargements sur les fixations, l'ajout d'ancres dynamiques à rotule augmente autant l'effort de cisaillement qu'une instrumentation rigide.

L'étude sur rachis scoliotique montre une correction simulée avec des tiges rigides proche de la correction post-opératoire immédiate (différence de 14% sur Cobb, 14% sur la cyphose, <0.1% sur la lordose). La présence

des ancrages dynamiques à rotule entraîne une perte de correction et aggrave la cyphose, de même que la présence d'une suspension. Toutefois, l'utilisation des ancrages dynamiques et/ou d'une suspension permettrait de mieux répartir les chargements dans les tiges, de diminuer le cisaillement dans les fixations vertébrales, de diminuer le chargement intervertébral, de diminuer et tendre vers des mobilités des segments adjacents plus proches d'un rachis sans instrumentation.

d. Discussion.

La présence d'une suspension et des ancrages dynamiques à rotule aux extrémités des montages semble limiter les chargements intervertébraux et dans les implants, tout en conservant une certaine mobilité intervertébrale. Cette instrumentation permettrait de limiter les complications post-opératoires dont la casse de matériel, au détriment toutefois de la correction des déformations. Tous ces résultats sur des montages longs sont cohérents avec la littérature des montages courts avec instrumentations dynamiques [27], [28], [100] et vis dynamiques [48]–[50]. En particulier, Lazaro et al. [101] rapportait un système de vis dynamique avec une liaison glissière dans l'axe de la tige pour un montage court, conduisant à une légère mais significative amélioration des mobilités (sauf en flexion-extension).

Contrairement à l'approche déformable sur laquelle s'appuie la majorité de mes activités de recherche, l'approche multi-corps rigides a permis le développement rapide d'un modèle de rachis, répondant à nos besoins, avec des temps de calcul faibles et une calibration aisée surtout en comparaison des approches par éléments finis [78]. Une approche mixte, couplant des corps rigides et une modélisation déformable des structures anatomiques d'intérêt (par exemple les disques) aurait complexifié le développement dans le temps de la thèse, mais pourrait donner des informations complémentaires sur le disque : le gradient de contrainte serait relié au niveau de dégénérescence des disques [102].

La linéarisation et le découplage des raideurs facilitent l'identification, mais suppriment : (i) la zone neutre en chargement physiologique (i.e. une mobilité importante sous de faibles sollicitations), (ii) l'enraidissement important pour protéger les articulations en chargement limite, (iii) les couplages en rotation liés aux facettes articulaires. Quelques auteurs rapportent des termes de couplage qui pourraient être intégrés par la suite [82], [103], [104]. Egalement, la distribution le long du rachis des raideurs intervertébrales chez les patients scoliotiques n'ont pas été prises en compte [6].

La calibration des raideurs intervertébrales s'est faite sur des comportements quantifiés à partir d'essais sur des pièces anatomiques de donneurs âgés (comme cela se fait classiquement dans la littérature), au comportement mécanique surement différent de celui rencontré chez un sujet jeune. Rares sont les auteurs à avoir disposé de données cinématiques *in vivo* de sujets jeunes pour évaluer leur modèle [79], [105]. L'étude numérique menée est donc restée comparative.

La cage thoracique n'a pas été modélisée explicitement : les implants fixés sur les côtes (e.g. VEPTR [31]) sont plus souvent indiqués en intention secondaire (i.e. en complément des tiges de croissance). L'action musculaire a été représenté par le biais d'une force continue de compression le long du rachis, suffisante pour reproduire un comportement réaliste [92], [106]. Des modèles récents pour la dynamique inverse intègrent une modélisation musculaire explicite [107], même pour l'enfant et l'adolescent [108] : si une telle approche demande de connaître les niveaux d'activation, elle permet de représenter les mouvements d'intérêt du sujet (flexion/extension, inclinaison latérale et rotation axiale) à l'aide de conditions aux limites plus physiologiques que des couples, avec des chargements spinaux plus spécifiques que la compression continue le long du rachis [107].

L'étude sur rachis scoliotique porte sur une seule courbure. Si la rotation axiale et la cunéiformisation des vertèbres ne sont pas prises en compte, l'effet sur le comportement mécanique de ces deux paramètres serait limité du fait d'une liaison intervertébrale par matrice de raideur globale. Le modèle paramétrique permet de créer plusieurs courbures rachidiennes pour évaluer chaque stratégie chirurgicale à l'aune d'une courbure donnée (Figure 5). Plutôt qu'un modèle statistique de forme (par exemple pour le rachis lombaire [109]), un modèle statistique des courbures rachidiennes permettrait de générer une population virtuelle pour augmenter la force descriptive, comme cela a déjà été fait pour le rachis lombaire [110]. De tels modèles statistiques existent déjà pour l'évaluation de traitement de la scoliose [111], [112], et surtout pour la reconstruction de colonne vertébrale à partir de radiographies [113], de CT scan [114] et IRM [115].

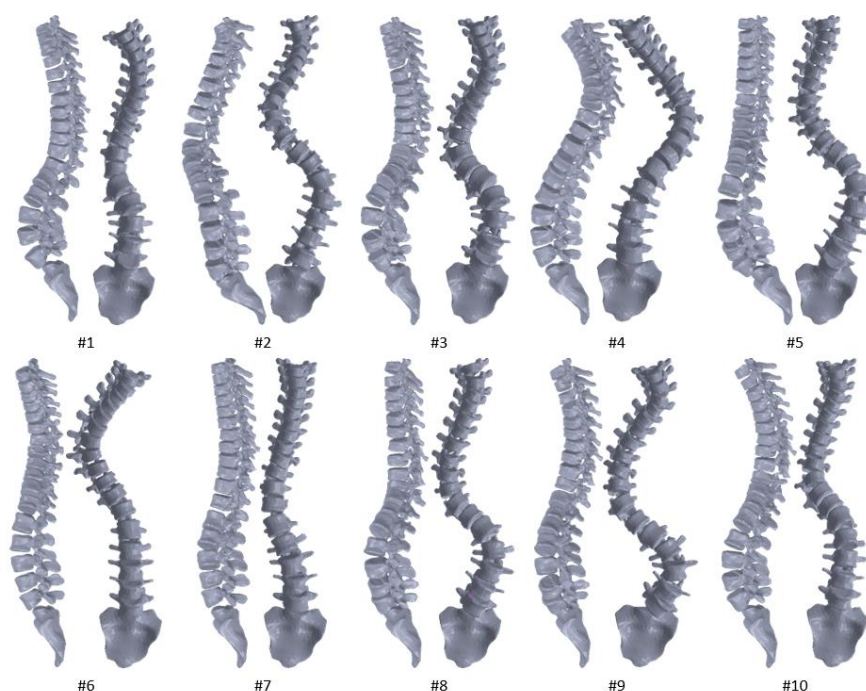


Figure 5. Modélisation de différentes courbures scoliotiques de la littérature [116].

e. Perspectives.

Nous avons retenue, pour cette étude, une approche numérique différente de celle que j'avais utilisée durant mon travail de thèse sur la simulation EF de stratégies chirurgicales. La modélisation par multi-corps rigides était la plus appropriée pour répondre à la Question de Recherche à traiter ici, dans le temps d'une thèse et sans modèle numérique au démarrage du projet. La démocratisation des outils de modélisation et des moyens de calcul conduisent en biomécanique à une inflation des modèles publiés (mais non partagés), et à leur complexification au détriment de leur employabilité. Or l'approche d'une modélisation des articulations par leur matrice de raideur est séduisante : par exemple, elle nous a dernièrement permis de modéliser l'articulation du genou avec une représentation des tissus mous pour fournir, dans le cadre d'un Master (Sacha GUITTENY, 2020), le cahier des charges pour le développement d'une orthèse de genou en lien avec la SATT Pulsalys. Cependant, il serait illusoire de croire que l'évaluation de ces modèles au regard de la littérature est suffisante. Certes, la revue de bibliographie exhaustive menée sur la caractérisation comportementale des segments rachidiens a servi de base pour l'évaluation du comportement du rachis lombaire développé au Chapitre III.2.2. Mais la comparaison du comportement d'un modèle aux données publiées ne vaut pas Validation d'un modèle, comme nous le soulignerons dans nos réflexions et Perspectives de Recherche (Chapitre IV.2).

La Question de Recherche traitée ici émanait d'un chirurgien, et notre travail a permis la production de savoirs scientifiques encourageants. Toutefois, il n'y a pas eu de concrétisation industrielle, malgré l'accompagnement de la SATT Pulsalys et une valorisation par des brevets. Le transfert au domaine industriel du produit de cette recherche appliquée se serait peut-être fait si la Question de Recherche de Santé Publique avait été soutenue dès le départ par le milieu industriel. Démarche que nous avons tâché de suivre par la suite (Chapitres III.1.2, III.2.2, III.2.4-6).

2. (QR) Efficacité mécanique d'un implant novateur pour l'ostéotomie du tibia distal.

1. Contexte.

L'arthrose de la cheville touche 1% de la population [117], avec des conséquences particulièrement invalidantes [118], tout autant que pour l'arthrose de la hanche [117]. Contrairement au genou ou à la hanche, l'arthrose de la cheville est rarement primaire [119] : elle est majoritairement post-traumatique (entre 70% et 80% selon les études [119], [120]), et liée à une instabilité de la cheville [118]–[121]. Les patients avec une arthrose post-traumatique sont jeunes [121], [122] : la cheville est l'articulation qui supporte les contraintes les plus fortes [123], aussi la répétition des chargements sur la cheville du fait de la pratique sportive est dommageable pour les ligaments en cas de déformations osseuses [124]. Effectivement, les personnes atteintes de malformation osseuse de la jambe (malformation congénitale du membre inférieur, mauvaise consolidation osseuse après fracture, maladies osseuses constitutionnelles) souffrent fréquemment d'arthrose précoce de la cheville [125].

Dans le cas de déformations tibiales, une ostéotomie corrective permet le réaligement des surfaces articulaires de la cheville par soustraction d'un coin osseux ou par addition d'un coin en substitut osseux [126]. La fixation du tibia distal post-ostéotomie se fait essentiellement par plaque [127]. Or ce type de fixation latérale entraîne des risques de complication post-opératoire, une perte de la vascularisation et donc un temps de récupération élevé, pour une raideur du montage limitée [128].

La fixation des ostéotomies correctives du tibia distal se rapproche de la fixation de certaines fractures du tibia distal, en particulier celles de type A3 (extra-articulaire et instable, classification AO⁵). La fracture A3 du tibia distal est la plus commune et la plus sévère, résultant souvent d'un choc violent, ou d'une chute pour les personnes âgées [129]. Là encore, l'utilisation d'une plaque impacte la vascularisation des tissus autour de la fracture et augmente le taux de comorbidité [130], [131]. La plaque est soumise à des moments importants [132] avec des pertes de vis [133], [134]. Le clou centromédullaire proximal est associé à une insuffisance du remodelage osseux [135]–[137] et à des douleurs au genou [138], [139]. Un clou centromédullaire distal (Distal Tibia Nail - DTN, Mizuho®) a été récemment développé pour la fixation des fractures du tibia distal : il assure une fixation peu invasive, par le tibia distal, avec une rigidité en compression et en torsion plus grande que les fixations par plaque [140], [141].

L'objectif de ce travail de recherche est de quantifier expérimentalement la performance mécanique du clou centromédullaire distal DTN pour une ostéotomie corrective du tibia distal, au regard de l'approche

⁵ Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, Davos, Switzerland; www.aofoundation.org

chirurgicale standard par plaque. Ce travail a été mené dans le cadre d'une thèse (J. GREENFIELD), en collaboration avec l'Université de Mayence à l'origine du développement du nouvel implant DTN avec Mizuho®.

2. Matériel et Méthodes.

La caractérisation normative des implants de fixation de fractures utilise un essai de flexion 4 points (ISO 5837). Les essais proposés par plusieurs organes normatifs [142] ne sont pas suffisants pour caractériser complètement des implants [143]. En particulier, leur caractérisation biomécanique vise à reproduire les sollicitations sur l'implant dans son environnement, avec des essais de compression désaxée et de torsion sur pièces anatomiques ou composites [144]–[149]. La raideur du montage fixant une ostéotomie et le mouvement inter-fragmentaire sous charge sont considérés par la communauté comme une mesure de la performance de l'implant.

Un protocole expérimental a été développé au LBMC puis mis en pratique au laboratoire de biomécanique du CHU de Mayence (Allemagne). 16 échantillons (8 par implant) de tibias médium sains synthétiques (Sawbones®) ont eu leurs extrémités moulées dans du PMMA, avec la réalisation d'une encoche dans le moule pour assurer le positionnement des échantillons dans la machine d'essai (Figure 6a). La compression axiale des échantillons placés entre deux rotules a été réalisée en respectant le chargement physiologique des condyles ; la torsion a été réalisée en encastrant les extrémités de l'échantillon sur la machine d'essais.

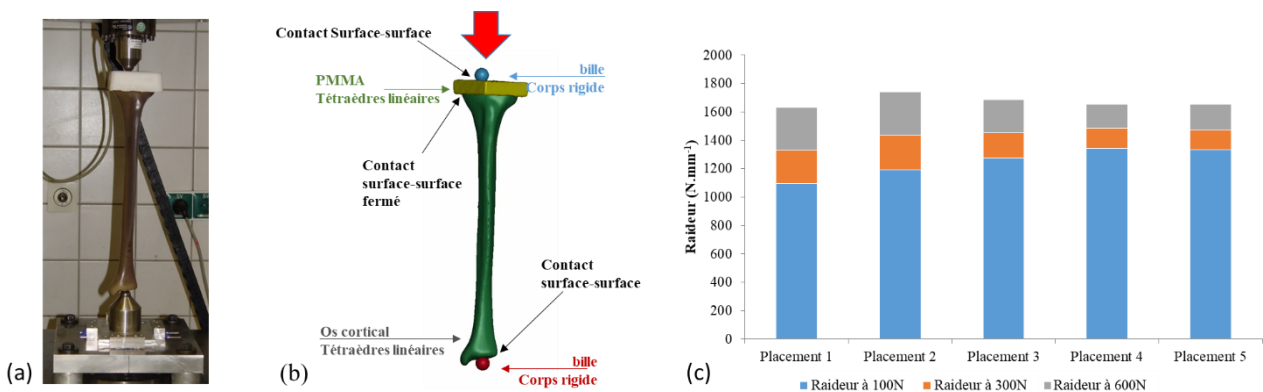


Figure 6. (a) banc d'essai utilisé pour tester les spécimens en compression. (b) Modélisation par éléments finis du banc d'essai pour l'étude de sensibilité. (c) Exemple de variabilité sur la raideur liée au repositionnement de l'implant dans la machine.

Les chargements imposés étant faibles, l'amplitude du déplacement mesuré par la machine est influencée par la déformation de la cellule de charge et de la colonne d'essai : d'où une sous-estimation *a priori* des raideurs calculées au regard de la littérature [150], [151], même si cela ne biaise pas l'étude comparative. Des pré-

essais ont servi à : (i) mesurer la raideur de la machine et du montage sans os, (ii) vérifier l'erreur de mesure du déplacement du mors supérieur entre le capteur machine et la corrélation d'image (+10%), (iii) quantifier l'influence de la variabilité de plusieurs paramètres expérimentaux sur la raideur mesurée (dosage du PMMA, épaisseur de PMMA, position du point de chargement, forme de la zone de contact PMMA-bille, nombre de cycles, répétabilité des essais (Figure 6c) etc.). Les paramètres influents ont été confirmés par une étude de sensibilité par modélisation éléments finis construite à l'aide du CT scan d'un os synthétique (Figure 6b) : épaisseur de PMMA utilisée pour empoter les extrémités des spécimens, position des emboitures de PMMA pour la torsion, points d'application du chargement en compression. Cela a conduit au développement d'un dispositif pour maîtriser ces paramètres durant l'expérimentation.

Quatre configurations ont été testées sur chaque spécimen, en compression et en torsion, pour deux niveaux de chargement (350N et 700N, 4Nm et 8Nm), d'abord sur tibia sain (phase 0) puis instrumenté (Figure 7b) après différents niveaux d'ostéotomie créée grâce à un guide (Figure 7a) : phase 1 – ostéotomie standard, phase 2 - ostéotomie instable après rupture du cortex latéral, phase 3 – ostéotomie assimilable à une fracture A3.

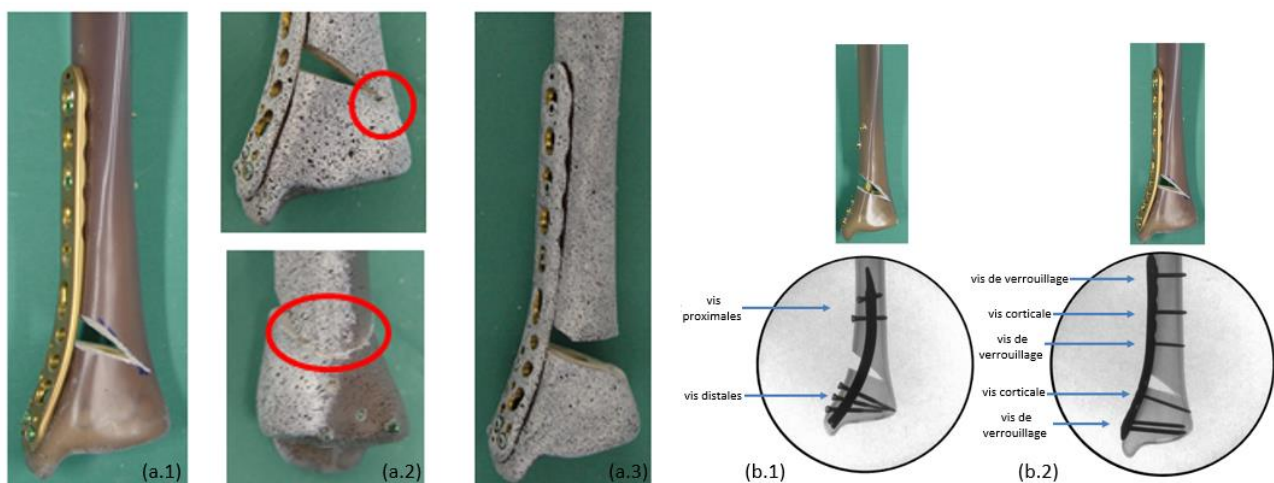


Figure 7. (a) Types d'ostéotomie testées expérimentalement. (a.1) phase 1 – ostéotomie standard. (a.2) phase 2 – ostéotomie instable. (a.3) phase 3 – ostéotomie fracture A3. (b) Types d'implants testés expérimentalement. (b.1) DTN. (b.2) plaque.

Pour chaque essai, 30 cycles de chargement-déchargement ont été effectués pour assurer la convergence de la raideur mesurée. Outre l'enregistrement de la charge appliquée et du déplacement des mors par la machine d'essai, la corrélation d'image a servi à mesurer le déplacement inter-fragmentaire. Les échantillons ont été imagés (CT scan) avant les essais phase 0 (tibia sain empoté) et à l'issue des derniers essais (phase 3).

Une analyse statistique a été menée sur les données issues des essais et à l'aide des CT scan reconstruits pour identifier les paramètres géométriques (épaisseur d'os cortical dans plusieurs zones, épaisseurs de PMMA, propriétés géométriques des sections utiles etc.), de matériau (niveaux de gris du cortical, du PMMA, etc.),

mécaniques (position des appuis de compression dans l'axe du tibia, etc.), et de chirurgie (position de l'implant, niveau d'insertion des vis, etc.) pouvant expliquer la variabilité de raideur expérimentale.

Les parties médiales des tibias ont ensuite été découpées pour quantifier l'influence du type de vis bi-corticales utilisées pour la fixation des 3 implants courants (plaque, DTN et clou médullaire standard) sur les déformations transmises à l'os en compression axiale. Des mesures de champs de déformation 3D par corrélation d'image ont été réalisées après insertion de vis (étape considérée comme une pré-déformation), puis après chargement et déchargement (10 cycles) en compression axiale (jusqu'à 700N) appliquée directement sur la vis pour simuler l'appui de l'implant sur l'ancrage. Le protocole a été répété trois fois.

3. Résultats.

Pour tous les essais, la variabilité intra-spécimen de la raideur en compression et en torsion demeure très faible au regard de la raideur moyenne par échantillon : elle est par exemple inférieure à 5% en compression et 1% en torsion avant instrumentation. La variabilité inter-spécimen est du même ordre de grandeur que celle annoncée dans la littérature (13% en compression pour les sawbones®, comme pour Heiner et al. [152]). La raideur de la fixation en compression, linéaire jusqu'à 700N, est statistiquement plus importante pour la plaque en phase 2, pour le DTN en phase 3. Le mouvement inter fragmentaire reste cependant toujours très faible (<0.25mm), sauf pour la plaque en phase 3 (statistiquement plus important que pour le DTN et >1mm en moyenne) (Figure 8). L'instrumentation par DTN conduit à une raideur en torsion (au comportement quasi-linéaire) statistiquement plus importante à 8N.m en phase 2 et 3 ; de même le mouvement inter-fragmentaire est statistiquement plus important pour la plaque en phase 2 et 3 (jusqu'à 4° en moyenne).

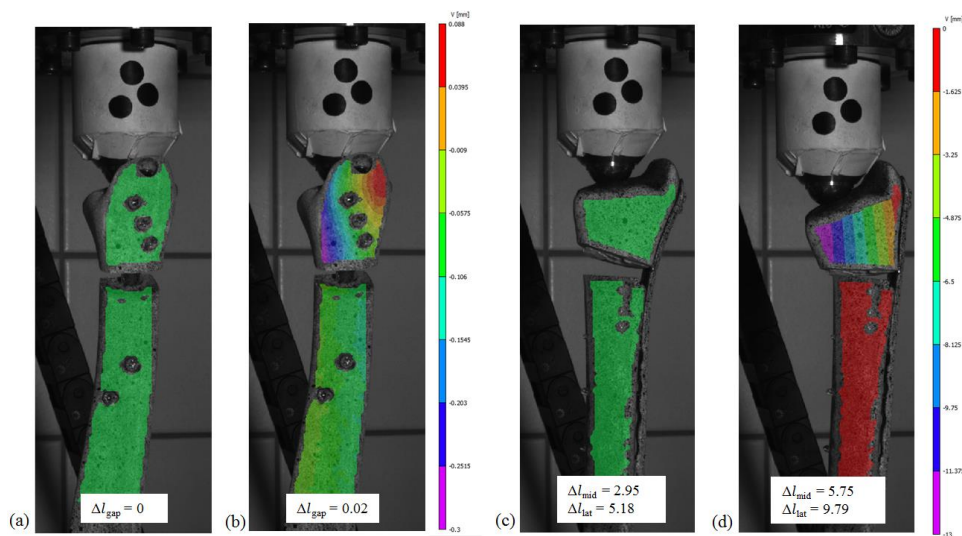


Figure 8. Champs de déplacement par corrélation d'image à 0N (a,c) et 350N (b,d) de compression pour le DTN (a,b) et la plaque (c,d).

L'étude statistique montre l'importance du volume de cortical et de la position de l'axe de chargement sur la raideur en compression en phase 0. Pour la compression comme pour la torsion, la raideur en phase 1 et 2 s'explique essentiellement par la raideur des spécimens sains puis par l'axe de chargement. En phase 3, la raideur en compression des échantillons sains aurait un effet moindre que l'axe de chargement et l'insertion des vis (mono ou bi-corticales). Pour les trois phases, la raideur en torsion est aussi influencée par la position de l'implant (plaque ou DTN) au regard de l'axe de chargement et par le niveau d'insertion des vis.

L'étude de l'influence du type de vis sur la déformation mesurée à la surface de l'os montre la présence d'une déformation principale en compression sous chaque vis, augmentant entre la pré-charge et le chargement (Figure 9). La pré-déformation (principale ou de Von Mises) n'est jamais négligeable au regard des déformations sous charge (exceptée pour la vis bi-corticale de la plaque). Les têtes de vis d'ancrage cortical de la plaque engendrent les déformations les plus importantes sous charge, suivi par les vis de DTN et les vis de verrouillage de la plaque. Les vis d'ancrage de plaque conduisent à un niveau plus important de déformation que les vis de verrouillage. La vis utilisée avec le clou génère les déformations principales les plus faibles, avec un niveau de traction non négligeable au-dessus de la tête de vis du fait de la flexion engendrée par le chargement médullaire : d'où une déformation de Von Mises du même ordre de grandeur sur et sous la vis. Les vis de DTN ont une tête taraudée : si les pré-déformations et les déformations en compression sont majoritairement sous la vis lorsque sa tête n'est pas insérée dans l'os, elles s'homogénéisent autour des têtes de vis au fur et à mesure de l'insertion de la tête.

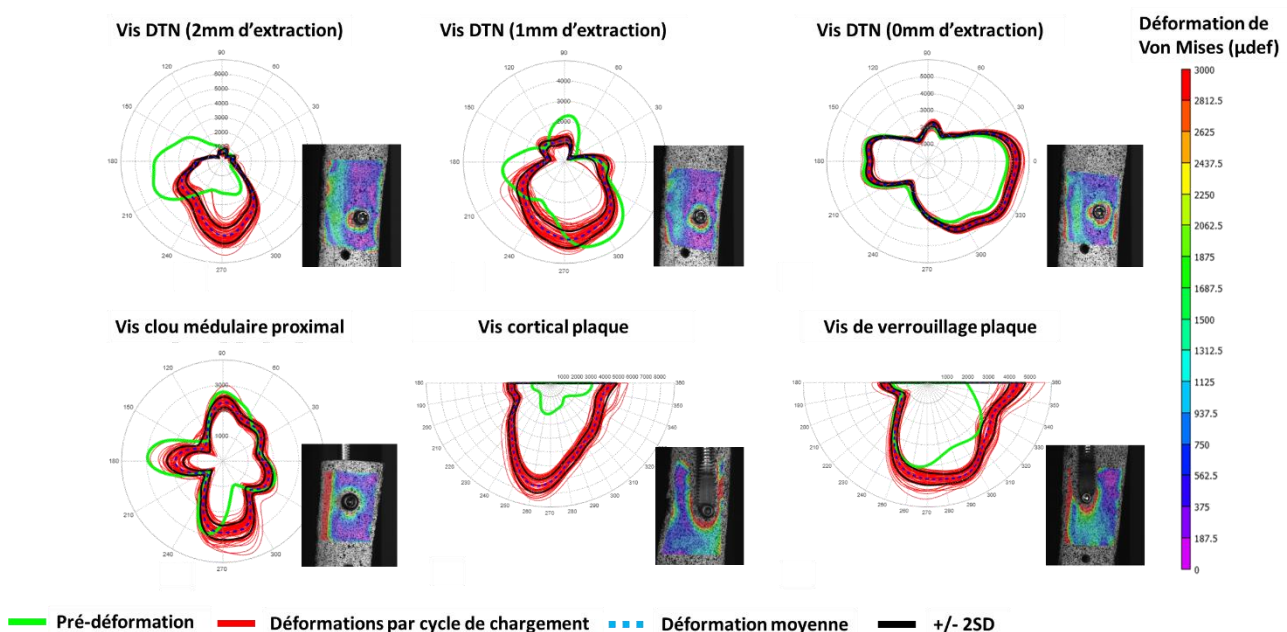


Figure 9. Déformation de Von Mises autour des têtes de vis à 650N, pour tous les cycles de chargement des trois répétitions. Exemple de champs de déformation obtenus par corrélation d'image à 650N.

4. Discussion.

L'objectif de cette étude était de déterminer la possibilité d'utiliser pour la fixation d'ostéotomie distale du tibia l'implant DTN comme alternative à la fixation traditionnelle par plaque. La méthode retenue s'appuie sur des essais biomécaniques dans le domaine élastique pour rester dans le domaine d'une activité journalière du patient, sur os composite pour faciliter l'identification des paramètres expliquant la variabilité de comportement.

Les paramètres expérimentaux influents ont été identifiés en pré-test (expérimentalement et numériquement) pour concevoir un montage qui minimise leurs effets. La raideur machine et la raideur du montage hors du spécimen ont été mesurées : la raideur moyenne des os sains corrigée passe de 1500N/mm à 2000N/mm à 350N, ce qui reste largement inférieur aux valeurs rapportées dans la littérature [152], [153] (7480N/mm à 600N). Cet écart s'explique par des choix différents concernant l'emportage et les conditions aux limites [154]. Les auteurs [152], [153], [155], [156] soulignent la variabilité importante de la raideur en compression entre les échantillons composites, du même ordre de grandeur que notre étude : elle s'expliquerait d'après l'étude par éléments finis et l'étude statistique par la variation de volume de cortical et de densité du matériau liées au procédé de fabrication des os composites, ainsi que par l'axe de chargement qui introduit de la flexion dans le spécimen. Si le module d'élasticité pour l'os peut être calculé à partir de CT scan calibrés [157], cette relation reste à construire pour les os composites par exemple par méthode inverse [158]. La raideur en torsion est du même ordre de grandeur que celle relevée dans la littérature, avec une variabilité inter-spécimen plus faible dans notre cas (3.6% vs. <1% ici). La variabilité intra-spécimen de la raideur tant en compression qu'en torsion est très faible dans notre étude.

La raideur moyenne en compression pour la plaque en phase 1 (fixation de l'ostéotomie) est similaire bien qu'inférieure à celle obtenue par Ettinger et al. [159], du fait d'un cortex latéral post-ostéotomie plus faible. La raideur moyenne en torsion est identique. En ostéotomie classique, les 2 implants conduisent à des raideurs similaires en compression et en torsion, avec des mouvements inter-fragmentaires très faibles. En cas d'ostéotomie instable, le DTN offre une raideur statistiquement plus faible en compression (mais avec des mouvements inter-fragmentaires très faibles), et statistiquement plus importante que la plaque en torsion. De plus, la déformation principale mesurée à la surface de l'os en compression est deux fois plus importante avec le DTN, rentrant dans la gamme de déformation positive pour un remodelage osseux. Ces résultats conduisent à penser que le DTN est un implant utilisable en alternative à la plaque pour la fixation d'ostéotomie distale, d'autant qu'il préserve la vascularisation du tibia par son positionnement intramédullaire.

Pour la fixation de fracture A3, Högel et al. [147] rapportait pour la plaque une raideur moyenne en compression deux fois plus importante que notre étude (du fait d'un empotage et de conditions aux limites différentes), et une raideur moyenne en torsion similaire. Les auteurs concluaient à l'instabilité de ce type d'implant pour fixer une fracture A3. Snow et al. [144] a également fait des essais de caractérisation en compression et torsion sur des tubes de composites fixés par une plaque ; mais le substitut, les conditions aux limites et les données recueillies n'ont pas d'équivalent dans la littérature. Dans le cas de la fixation d'une fracture A3, les résultats sont cohérents avec l'étude de Kuhn et al. [140], [141], [149] : les raideurs sont du même ordre de grandeur pour le DTN et la plaque tant en compression qu'en torsion, et le DTN offre une raideur statistiquement plus importante en compression et en torsion. Cela confirme le DTN comme alternative à la plaque pour des fractures A3.

D'après l'étude statistique, la position de l'axe de chargement influence la raideur des montages de fixation par implant, de même que l'insertion des vis. La liaison créée par la vis entre l'os et l'implant doit donc être modélisée correctement avant de pouvoir identifier les stratégies maximisant les raideurs à l'aide d'une étude paramétrique. L'étude focalisée sur le champ de déformation autour des vis montre des mécanismes différents de transmission des sollicitations à l'os en fonction du type de vis, en accord avec les modèles numériques [154]. La nécessité d'une représentation détaillée des vis [160] reste sujette à caution si les paramètres mécaniques exploités demeurent globaux : même une modélisation simplifiée des vis [161]–[164] fournit une simulation pertinente de la raideur globale des montages de fixation, pour peu que l'interaction vis-implant soit correctement calibrée [165]. Une représentation plus fine de cette interaction aiderait à considérer les risques de « stress shielding », de lésion osseuse voire de perte des vis dans l'évaluation des implants [166].

5. Perspectives.

Cette étude s'appuie sur des spécimens en composite, un substitut au comportement mécanique comparable à l'ossature d'une personne jeune en bonne santé, mais loin des caractéristiques mécaniques d'une personne âgée ou ostéoporotiques. Si le spécimen composite offre un comportement plus homogène que l'os réel, nous avons montré le lien entre la raideur en compression de l'os (composite) initial et la raideur mesurée après fixation. Il serait intéressant d'intégrer au modèle numérique déformable construit pour l'évaluation du protocole une répartition des propriétés mécaniques d'os ostéoporotique. Et cela souligne l'importance de quantifier et de communiquer la raideur des spécimens avant implantation : une bonne pratique souvent ignorée dans la littérature scientifique des essais de caractérisation d'implants dans leur environnement.

La caractérisation mécanique de la raideur s'appuie sur des essais de torsion et de compression, fréquents dans la littérature. Le protocole a été défini grâce à des pré-essais expérimentaux et numériques afin de limiter

la variabilité des résultats : cette démarche concomitante illustre le couplage nécessaire entre simulation et expérimentation [167]. Cependant, la variabilité de la raideur en compression demeure influencée par la variabilité des conditions aux limites (empotement, liaisons extérieures, axe de chargement), comme le souligne aussi la littérature : la taille minimale de l'échantillon aurait dû être bien plus importante [168]. Un essai de flexion 4 points, qui nécessite d'après la littérature une taille d'échantillon plus faible qu'un essai de caractérisation par compression [168], est effectivement souvent recommandé pour la caractérisation des os longs [169]. Cet essai est cependant très peu utilisé dans la littérature pour le type d'implant étudié ici [144], [170], car l'instrumentation est à l'extrémité distale.

La simulation numérique a été utilisée pour optimiser le protocole expérimental en identifiant les paramètres influant les résultats des essais : cette utilisation de la simulation est peu rapportée dans la littérature [167]. Si ce modèle déformable d'un os synthétique sain n'a pas été plus développé, cette étude a permis de collecter toutes les données pour le calibrer sans et avec instrumentation, tant en torsion qu'en compression, depuis l'évaluation de la variabilité des conditions expérimentales jusqu'au comportement des vis implantées. Les implants ont aussi été caractérisés en flexion 3 points. De plus, le laboratoire possède tout le savoir-faire pour fournir les conditions aux limites à un modèle par éléments finis afin de simuler le cycle de marche, une référence pour étudier ce type d'implant dans son environnement [171]. Toutes ces informations pourraient servir à illustrer une démarche Qualité de type VV (Vérification & Validation) pour le développement de modèles numériques dédiés à l'étude des implants, comme nous le proposons dans nos Perspectives de Recherche (Chapitre IV.2.b).

III.2. Personnalisation de modèles numériques de corps humain complet.

1. (QR) Influence des interactions musculo-squelettiques sur les efforts générés par la contraction musculaire.

1. Contexte : la modélisation musculo-squelettique déformable.

Les modèles du système musculo-squelettique utilisent majoritairement une approche par multi-corps rigides, du fait d'avantages qu'offre cette méthode sur l'approche par éléments finis (comme illustré au Chapitre III.1.1). L'absence de maillage et donc de contrainte sur la qualité des éléments facilite la personnalisation géométrique et la convergence des simulations, le nombre restreint de paramètres facilite le calibrage, et leur faible coût numérique les rend compatible avec un processus d'optimisation. Ainsi, l'estimation des chargements articulaires par dynamique inverse puis des forces musculo-tendineuses permettent de fournir les conditions aux limites (le plus souvent en quasi-statique) à un modèle osseux déformable (voir par exemple [172]).

Mais cette approche numérique fait l'hypothèse d'un rôle musculaire limité à un simple actuateur linéaire (équivalent à un câble). Or les muscles sont volumineux : ils sont soumis à des efforts transverses. Et des auteurs ont montré qu'une action transverse sur un muscle contracté modifie sa production de force [173]. Ce résultat est essentiel dans les groupes musculaires, en particulier ceux de la cuisse : cette dernière est constituée des plus volumineux muscles squelettiques et gainée par un fascia. Ce résultat interroge sur la pertinence de la quantification de l'action musculaire par des modèles considérant les muscles comme des actuateurs linéaires. De plus, les efforts transverses des muscles peuvent aussi jouer un rôle de gainage autour de l'articulation. D'où l'importance de vérifier l'effet des interactions musculo-squelettiques sur les efforts générés par contraction musculaire, à l'aide d'une modélisation déformable des muscles.

Les méthodes numériques stables de modélisation déformable des muscles sont privilégiées en infographie pour un rendu réaliste en quasi-temps réel [174]. La modélisation des tissus mous en temps réel s'appuie souvent sur des approximations de la méthode par éléments finis, perdant en précision mécanique pour gagner en temps de calcul [175]. Pour les muscles, leur déformation est liée aux activations musculaires issues de modèles multi-corps rigides pilotés par la cinématique osseuse [176]. Teran et al. [177] proposa le premier un modèle musculo-squelettique du membre supérieur, avec une formulation autorisant des éléments à jacobien négatif. D'autres auteurs ont repris ces travaux pour représenter le système musculo-squelettique complet et ses fascias [178]–[181]. Toutefois le comportement ainsi simulé est parfois éloigné de celui obtenu par éléments finis, en particulier pour les tissus mous [182].

De nombreuses lois de matériaux modélisent l'activation musculaire suivant les fibres dans un milieu continu [183]. Notons plus particulièrement les travaux de Blemker et al. [184], [185] pour leur large utilisation. L'orientation des fibres musculaires, cruciale [186] mais complexe à quantifier *in vivo* [187], [188], est souvent modélisée soit par la déformation de patrons [189], [190] soit à l'aide d'une interpolation géométrique ou par simulation physique [191]–[195]. Et les paramètres requis dans ces lois de matériaux actifs (jusqu'à 20 pour les modèles avec potentiels électriques) sont si complexes à identifier que tous ces auteurs assument d'utiliser des valeurs empiriques. Enfin ces lois nécessitent des routines spécifiques pour s'en servir dans les codes de calcul, conduisant à des problèmes numériques. Aussi rares sont les travaux basés sur la représentation volumique déformable de groupes musculaires (rachis cervical [196], complexe de l'épaule [197]). Fernandez et al. [198] a étudié la pression rotulienne à l'aide de modèles déformables du rectus femoris et du groupe du vaste, mais sans interaction et sous une activation arbitraire pour assurer la stabilité numérique. Behr et al. [199]–[201] ont proposé un modèle musculo-squelettique volumique du membre inférieur. Les fibres sont des poutres armant un maillage musculaire passif hexaédrique : l'activation initialement modélisée par une charge thermique a été remplacée par un modèle de Hill. Mais ces auteurs fixent le membre inférieur et appliquent des niveaux d'activation arbitraires et identiques, du fait de difficultés numériques rencontrées même pour simuler la phase de balancement pendant la marche.

Le projet ANR MIME⁶ que j'ai coordonné à partir de 2010 avait pour objectif de vérifier l'effet des interactions musculaires sur la quantification de leur action. Ce financement a permis le recrutement d'un doctorant (J. STELLETTA) et d'un post-doctorant (A. SONI). Le travail a consisté à développer une approche pour modéliser la cuisse humaine avec des muscles contractiles déformables. Pour simuler un système aussi complexe, un modèle multi-corps rigides fournit la cinématique des os et les niveaux d'activation musculaire, entraînant le modèle contractile déformable de la cuisse (Figure 10).

⁶ Approche multi-échelle pour la modélisation personnalisée du système musculo-squelettique, ANR-10-JCJC-0911, 2010, 48 mois, 210k€

2. Matériel et Méthodes.

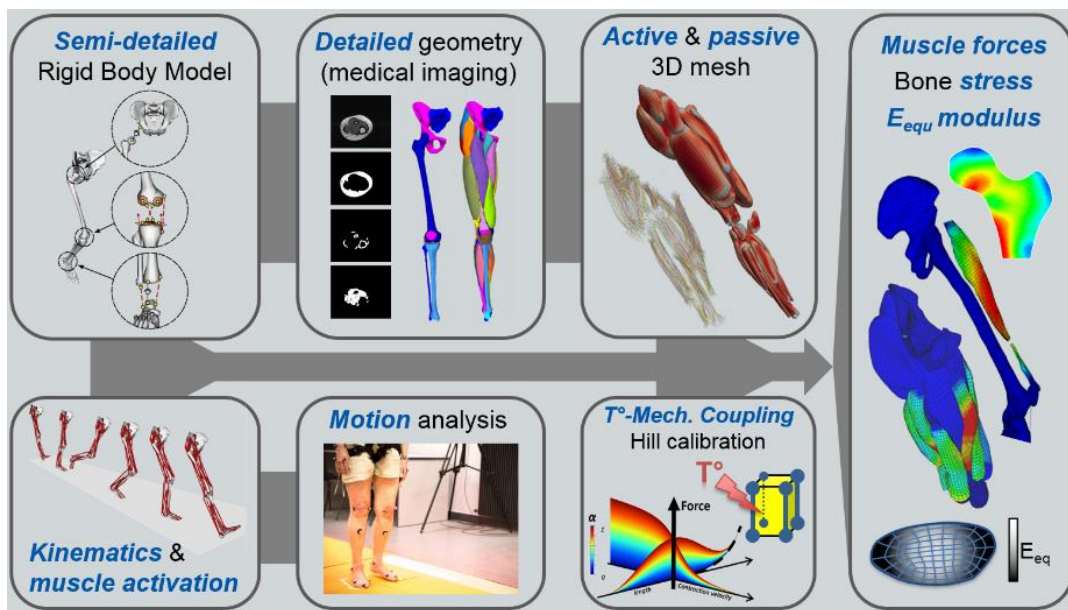


Figure 10. Démarche globale appliquée dans le projet pour une modélisation musculaire déformable intégrée à l'analyse du mouvement.

a. Modèle multi-corps rigides.

Le modèle multi-corps rigides repose sur l'expertise de notre équipe de recherche [204]. Cinq segments rigides (bassin, cuisse, rotule, tige et pied) sont articulés par quatre mécanismes équivalents (avec des contacts rigides sphères-sur-plans et des ligaments isométriques) pour assurer une cohérence cinématique. Les muscles sont représentés par 43 lignes d'action avec des points de passage. La cinématique des segments résulte d'une optimisation sous contraintes minimisant les distances entre les marqueurs cutanés expérimentaux et ceux du modèle [203]. Ensuite le problème de redondance musculaire est résolu en minimisant simultanément les forces musculo-tendineuses, les forces de contact, les forces ligamentaires et les forces osseuses. Ce modèle a été évalué [204] au regard de données du "Grand Challenge Competition" [205]. Les données expérimentales d'un sujet marchant à une vitesse standard ont été sélectionnées. Le modèle multi-corps rigides a été mis à l'échelle de l'anthropométrie du sujet avant de calculer la cinématique osseuse et les efforts musculaires. Les niveaux d'activation musculaire sont enfin calculés à l'aide d'un modèle de Hill [206]. Ces données ont été utilisées pour piloter un modèle musculo-squelettique déformable.

b. Maillage du modèle déformable.

La géométrie du système musculo-squelettique est issue d'une segmentation manuelle des données Visible Human Project® [80]. Les maillages surfaciques sont nettoyés, lissés et dépenétrés automatiquement pour garantir un jeu minimal entre les structures anatomiques. Les os, maillés en tétraèdres linéaires, sont considérés dans un premier temps comme rigides pour accélérer les calculs. Les ligaments de l'articulation du genou sont modélisés par des éléments câbles non-linéaires. 17 muscles sont considérés, répartis entre les

trois compartiments de la cuisse et le fessier pour la hanche. La matrice musculaire est maillée en déformant un hypercube d'hexaèdres pour s'adapter à la surface du muscle, avec des contraintes sur la qualité des éléments (Figure 11).

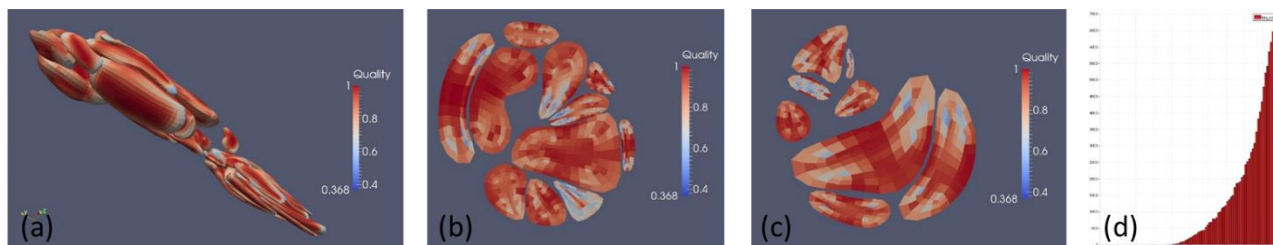


Figure 11. Maillage des tissus passifs du système musculaire de la cuisse. Le champ scalaire correspond à la métrique « scaled jacobian » utilisée pour évaluer la qualité d'un maillage. Elle est définie dans l'intervalle $[-1,1]$: <0 la simulation ne se lance pas, 1 pour un hexaèdre parfait, le seuil >0.4 est souvent recherché.
 (a) cuisse complète, (b) section cuisse, (c) section jambe, (d) distribution de la métrique.

La surface des éléments hexaédriques porte des éléments quadrangles pour modéliser les aponévroses. Le maillage solide des muscles est fixé rigidement aux origines et insertions des os. Les fibres musculaires sont modélisées par des éléments 1D portés par les arêtes des éléments hexaédriques dans la direction principale de chaque muscle, c'est-à-dire suivant sa ligne d'action. Les propriétés passives du tissu musculaire sont issues de la littérature. L'activation des fibres est réalisée par un couplage thermomécanique : la contraction correspond à une diminution de la température et donc à une réduction de la longueur des fibres. Le comportement global de chaque muscle déformable est calibré sur un modèle de Hill [207]. Des contacts surface-surface glissants permettent l'interaction entre les muscles mais aussi avec les os, transmettant uniquement des charges normales [208]. Le modèle déformable de la cuisse est constitué d'environ 160 000 éléments déformables.

c. Conditions aux limites.

Deux étapes caractéristiques du cycle de la marche sont simulées en quasi-statique (logiciel LS-DYNA, LSTC, Livermore, CA) : (i) jambe tendue, talon posé au sol, en appui bipodal (Heel Strike -HS-) ; (ii) début de la phase d'appui, genou fléchi à 15° , en appui monopodal (Loading Response -LR-). La position initiale du modèle correspond à la configuration HS : les niveaux d'activation de 17 muscles sont calculés à partir du modèle multi-corps rigides puis appliqués aux fibres du modèle déformable. Ensuite, la cinématique des segments osseux et les niveaux d'activation de l'étape LR, calculés aussi à partir du modèle multi-corps rigides, sont appliqués au modèle déformable. Les conditions aux limites sont maintenues pour stabiliser le comportement mécanique du schéma d'intégration explicite.

d. Interactions musculo-squelettiques.

La simulation pour les deux étapes caractéristiques du cycle de marche est réalisée avec et sans contact entre les muscles et les structures environnantes (muscles et os). Pour chaque simulation, les forces à l'intérieur de chaque muscle de la cuisse sont calculées et comparées aux forces musculo-tendineuses issues du modèle multi-corps rigide. Pour cela, les efforts internes dans tous les éléments du modèle musculaire déformable sont calculés suivant un plan de coupe transversal. Seule la composante contribuant à la force longitudinale est conservée. Les forces totales internes combinent à la fois la contribution active (provenant des fibres) et passive (provenant de la matrice et de l'aponévrose). Plusieurs configurations d'interactions entre les os et muscles ont été évaluées.

3. Résultats.

L'approche de modélisation par couplage permet de considérer plusieurs muscles déformables contractiles de la cuisse, pilotés par des activations musculaires et la cinématique issue d'un modèle multi-corps rigide. Le comportement global de chaque muscle volumique activé par couplage thermomécanique est calibré sur un modèle de Hill. Avec ou sans contact entre les entités anatomiques, le modèle déformable fournit des forces musculaires conformes au modèle multi-corps rigides du membre inférieur. Pour les deux étapes du cycle de marche, les interactions musculaires conduisent à des efforts internes musculaires plus importants pour certains muscles (jusqu'à 40%) que les efforts calculés par le modèle multi-corps rigides :

- Pour les muscles profonds (vastus medialis ou semimembranosus) dont toute la surface externe est en contact avec d'autres structures,
- Pour les muscles superficiels (comme le sartorius ou le moyen fessier) dont les structures sous-jacentes impactent le trajet de leur ligne d'action par un effet de poulie.

Egalement, ces différences dépendent de l'étape du cycle de marche (Figure 12). En HS, la contraction est isométrique par construction, seules les lignes d'actions sont modifiées. En LR, la section des muscles de la loge postérieure augmente lorsque la jambe fléchit, tandis que les muscles de la loge antérieure s'allongent : les muscles postérieurs voient leurs efforts augmenter par interactions avec les autres muscles de la loge, tandis que les muscles antérieurs ont leurs bras de levier modifiés. A noter que le muscle fessier le plus profond fournit une force totale plus faible en tenant compte des interactions avec les autres muscles.

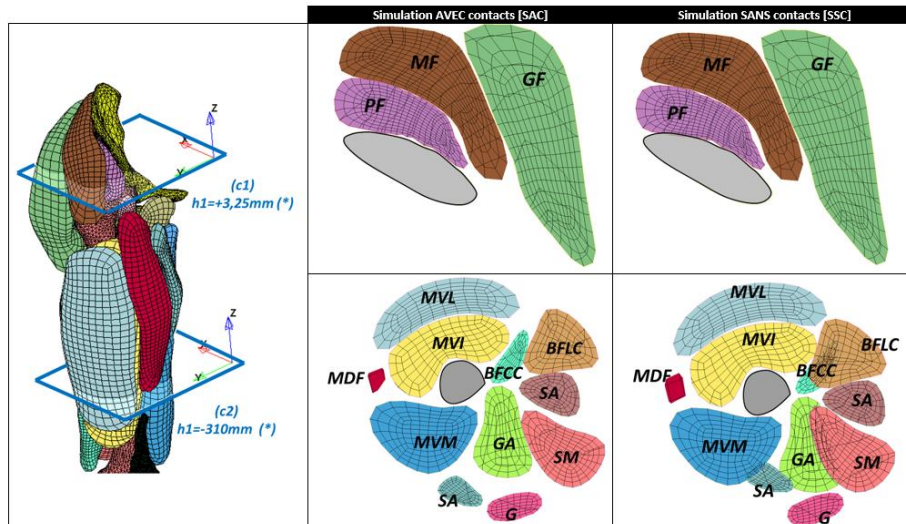


Figure 12. Exemple de comportement observé à deux niveaux de la cuisse avec et sans contact.

4. Discussion.

Cette étude démontre un effet de la prise en compte des interactions entre les structures anatomiques sur les forces musculaires calculées à partir d'un modèle multi-corps rigide. Cet effet est lié à la charge radiale créée par la compression des muscles activés et des os environnants. En considérant un muscle comme quasi-isochoire, les muscles environnants devraient charger radialement un muscle plus profond, augmentant la pression musculaire interne et donc la force musculaire dans des conditions isométriques [209], [210]. Pourtant, le muscle fessier profond, pris entre le bassin et les autres muscles fessiers et soumis à une forte contraction, a une réduction de force. Cette remarque est cohérente avec les observations de Siebert et al. [173] : ces auteurs ont rapporté, à partir d'expériences isométriques sur le rat, que l'augmentation de la charge musculaire radiale entraînait une diminution de la force musculaire. Récemment, Ryan et al. [211] a relié cette observation à la variation d'architecture du muscle du fait de son chargement transversal. De plus, l'augmentation de la pression interne entraîne une diminution de la force musculaire longitudinale [212]. Plusieurs auteurs ont rapporté, principalement sur des modèles animaux [213]–[216], un effet de transmission de force dans le tissu conjonctif intramusculaire par des contraintes de cisaillement [217]. Maas et al. [218] puis Ramaswamy et al. [219] ont rapporté que la transmission de force axiale et tangentielle pouvait être égale chez le rat et la souris, pour différents niveaux de force. Plus récemment, Zhang et Gao [220] ont conclu que la transmission de force transversale était altérée chez les rats âgés.

Ces résultats indiquent une influence des interactions mécaniques sur la force musculaire dépendant des positions relatives des muscles et donc du cycle de marche : une étude sur l'ensemble du cycle permettrait de connaître les phases les plus sensibles. La modélisation du système musculo-squelettique pour la recherche clinique est aujourd'hui basée essentiellement sur une modélisation multi-corps rigides, avec des muscles

assimilés à des câbles (Opensim⁷, Anybody^{TM8}). Notre travail met en évidence les limites de cette modélisation par câble et la pertinence de la modélisation par éléments finis pour étudier la biomécanique musculaire. Un couplage entre un modèle déformable et un modèle multi-corps rigides permettrait de corriger les efforts estimés par méthode inverse. Un tel couplage a jusqu'à présent été plutôt réalisé pour palier à la modélisation trop simplifiée des articulations, en particulier du genou [221], [222]. Et la simplification de la géométrie musculaire par des câbles reste un problème majeur aussi au niveau des bras de levier pour les muscles de l'épaule, comme nous venons récemment de le montrer [223] avec une modélisation volumique cependant passive. Une modélisation volumique active efficace nécessiterait de lever les difficultés de convergence d'un tel modèle déformable en dynamique, comme l'ont aussi relevé d'autres auteurs Behr et col. [199], [201].

5. Perspectives.

Ce projet ANR Jeune Chercheur a été l'opportunité de développer une recherche méthodologique amont : la modélisation multi-corps rigides du membre inférieur [204], l'optimisation multi-objectif pour traiter de la redondance musculaire [224], l'optimisation en deux temps pour recalculer le comportement du muscle déformable contractile [207][206], le couplage du modèle déformable et du modèle multi-corps rigides pour l'étude de la modélisation des interactions musculaires [225]. Plusieurs pistes d'amélioration pour la modélisation déformable du système musculo-squelettique sont proposées comme Perspectives de Recherche de ce travail fructueux au Chapitre IV.1.

Les résultats méthodologiques de ce projet ANR Jeune Chercheur ont nourri tous mes travaux de recherche réalisés par la suite. Les méthodes de modélisation sujet-spécifique à partir d'images médicales ainsi que la modélisation des muscles avec capacité contractile ont été réutilisées pour personnaliser le système musculo-squelettique de la colonne cervicale au cours du projet DEMU2NECK⁹ porté par Bertrand FRECHEDE (LBMC) [226]. Ces méthodes de maillage pour fournir un modèle musculo-squelettique déformable ont été améliorées et réinvesties pour modéliser le complexe musculo-squelettique de l'épaule (projet de collaboration 2016, Mickaël BEGON, laboratoire S2M, Université de Montréal, [223]), ainsi que pour modéliser la colonne vertébrale d'un modèle numérique corps entier dans le cadre d'un contrat industriel avec GHBMC en 2017 (Cf. Chapitre III.2.2). Les méthodes de déformation de maillage ont servi dans le cadre du projet PIPER (FP7, 2013, 42 mois) pour personnaliser des modèles avancés du corps humain (Cf. Chapitre III.2.4), et les méthodes de recalage de surface ont servi dans le cadre d'un contrat avec PSA pour la création de cibles utiles à la génération de sujets obèses (2017, 36 mois) (Cf. Chapitre III.2.6). Enfin, nous avons vérifié durant ce projet la

⁷ <https://opensim.stanford.edu/>

⁸ <http://www.anybodytech.com/>

⁹ DEMU2NECK, A deformable, multi-domain, numerical muscular neck model for orthopaedics and ergonomics applications, n°256575, FP7 PEOPLE, 100.000€, 2010-2014

possibilité de rapporter les efforts musculaires et les chargements articulaires sur le fémur modélisé comme une structure déformable pour calculer les contraintes [227] : l'objectif serait d'exploiter ce transfert de chargement dans le cas d'études cliniques, par exemple pour l'étude d'implants. Cette perspective s'inscrit parfaitement dans la démarche de Vérification & Validation des modèles discutée dans nos réflexions de Recherche (Chapitre IV.2.b).

2. (DM) Améliorer la modélisation du rachis des modèles de corps humains GHBMC.

Le consortium industriel GHBMC rassemble les principaux constructeurs automobiles. Il est partiellement financé par la National Highway Traffic Safety Administration. Depuis 2008 ce consortium finance le développement de modèles numériques de corps humains (HBM) dédiés l'évaluation de dispositifs de sécurité des véhicules. Cinq centres d'expertise (COE) choisis par le consortium sont responsables du développement du modèle : tête (Université de Wayne State), cou (Université de Waterloo), thorax et membres inférieurs (Université de Virginie), abdomen (LBMC, Université Gustave Eiffel), assemblage (Université de Wake Forest). Le travail présenté ici a été réalisé en 2017 et s'inscrit dans le cadre du contrat industriel entre le LBMC et GHBMC pour la phase 3 de développement du modèle GHBMC M50-O. Ce contrat est porté par Philippe BEILLAS (LBMC).

1. Le modèle GHBMC M50-O.

Le modèle GHBMC M50-O est un HBM détaillé représentant un homme adulte 50^{ème} percentile basé sur l'imagerie d'un volontaire masculin 50^{ème} percentile (26 ans, poids : 78 kg, taille : 174,9 cm) [228], [229]. Il comporte 1,3 millions de nœuds et plus de 2,5 millions d'éléments répartis en plus de 1300 « parts ». Les principales structures anatomiques sont modélisées majoritairement en éléments déformables (os, cerveau, organes internes, graisse, muscles, ligaments, etc.), liées entre elles par un maillage continu ou des éléments de contact (Figure 13).

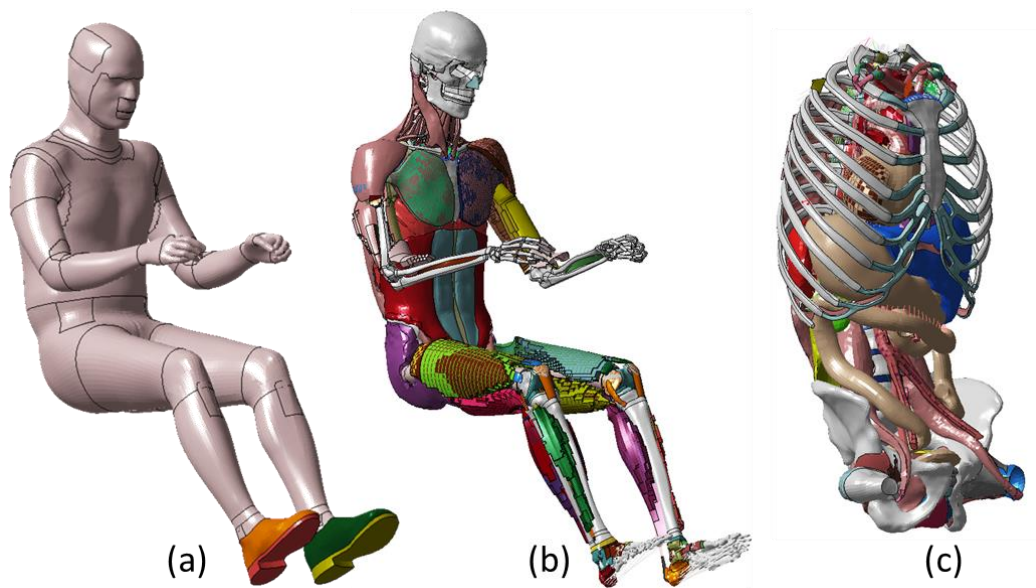


Figure 13. (a) Modèle GHBMC M50-O, (b) sans les tissus adipeux superficiels.
(c) Vue des organes abdominaux profonds.

a. Modélisation de l'abdomen.

Plus spécifiquement, la modélisation de l'abdomen comprend le rachis lombaire et le bassin, les principaux muscles, les tissus adipeux sous-cutanés et la peau. Les organes abdominaux pleins (foie, rate, reins, pancréas) sont maillés à l'aide de tétraèdres. Les organes abdominaux creux (estomac, côlon, vessie, intestins grêles etc.) et les principaux vaisseaux sont modélisés par des coques avec une relation simple de pression volumique (type airbags). Les interactions entre organes sont modélisées soit par continuité du maillage (lorsqu'il s'agit de ligaments par exemple), soit par contacts (glissants ou liés). Les tissus graisseux entre les organes sont maillés par des éléments tétraédriques. Un contact glissant sans séparation maintient le lien entre les structures anatomiques pour améliorer le couplage en compression [230]. Les lois de matériaux ne sont pas identiques entre les parties anatomiques, les propriétés ayant été recalées au fur et à mesure des travaux. Pour l'abdomen, les lois de comportements sont non-linéaires pour les éléments tétraédriques (tabulaire pour le foie, la graisse et la chair, viscoélastique linéaire pour les muscles), élastiques linéaires pour les capsules et le fascia, et viscoélastiques pour les organes creux et la peau. Certains tissus sont homogénéisés pour représenter un mélange de graisse et de muscles. La rupture des tissus mous n'est pas décrite explicitement.

b. Validation.

Le développement du GHBMCM50-O inclut sa validation par rapport à des données expérimentales issues d'essais sur sujets humains post-mortem (PMHS) et volontaires, au niveau local et global, ce qui représente plus de 200 scénarios de chargement pour la tête, le cou, le thorax, l'abdomen, le bassin et les membres inférieurs, pour configurations de choc à l'arrière, à l'avant et latéral. La validation de l'abdomen seul comprend plus de 20 configurations (sur des organes isolés, sur la colonne vertébrale lombaire, et sur corps entier) pour différents chargements (impacteur barre, impacteur plat, ceinture, airbag etc.) et pour plusieurs vitesses de chargement (comprises entre 1 et plus de 10m.s⁻¹) [230], [231].

c. Limites.

Le modèle actuel de la colonne vertébrale du GHBMCM50-O utilise des corps rigides pour les vertèbres, liés par des poutres pour représenter le comportement non linéaire des segments intervertébraux. Leurs propriétés ont été calibrées pour reproduire les comportements locaux (i.e. de segments isolés) et globaux (i.e. de la colonne). Mais cette approche numérique (i) ne permet de définir que des critères de blessure sur les efforts/moments internes uniquement, (ii) rend difficile le recalage du comportement de l'unité pour des sollicitations couplées, (iii) n'empêche pas la pénétration des corps vertébraux pour des chargements extrêmes. Or la colonne vertébrale représente l'une des régions du corps les plus souvent blessées, essentiellement sous la forme de fractures au niveau thoraco-lombaire (74%) [232]. Certains auteurs notent même une augmentation de ce type de blessures depuis 20 ans pour les impacts frontaux [233], en zone T12-

L1 chez les sujets jeunes, dans les niveaux lombaires avec l'augmentation de l'âge [234]. Dans le cadre du projet GHBMC, une partie de la tâche du LBMC (centre d'expertise pour l'abdomen) a donc consisté à réaliser une nouvelle version entièrement déformable de la colonne vertébrale du GHBMC, à la fois pour le modèle 50^{ème} percentile homme (M50) et pour le modèle 5^{ème} percentile femme (F05). Ce travail a fait l'objet d'un rapport confidentiel.

2. Les modèles déformables de rachis lombaire.

Les modèles déformables du rachis lombaire publiés dans la littérature sont nombreux : 17 modèles ont par exemple été publiés entre 1997 et 2011, sans information sur le maillage (qualité, convergence etc.), au comportement essentiellement comparé à la littérature [235]. Une autre revue de littérature souligne effectivement la cohérence du comportement mécanique de huit modèles de rachis lombaire au regard de données expérimentales publiées, malgré des géométries, des propriétés mécaniques et des lois de comportement différentes [75]. Tous ces huit modèles reposent sur un maillage hexaédrique continu entre les vertèbres et les disques, utilisé dès 1987 pour la colonne lombaire [236]. Un maillage hexaédrique est certes plus complexe à générer qu'un maillage tétraédrique, mais les orientations matérielles des tissus fibreux sont alors plus faciles à générer. De plus un maillage hexaédrique structuré conduit à des champs de contrainte et de déformation plus harmonieux qu'un maillage tétraédrique pour une densité plus faible [237], [238]. Aux regards des tétraèdres, les maillages hexaédriques seraient plus précis pour un temps de calcul plus faible (même pour des lois de comportements non linéaires) [239], voire équivalents à des tétraèdres quadratiques [240], [241]. Une explication proviendrait des valeurs propres de la matrice de raideur pour un maillage tétraédrique qui sont significativement plus élevées que pour un maillage hexaédrique, d'où une raideur surévaluée et des erreurs plus importantes sur le calcul des déplacements et des contraintes [242]. Les éléments tétraédriques seraient cependant plus stables pour des chargements rapides de tissus biologiques (comportement isotrope, quasi-isochore, hyper-élastique et visqueux) [243]. Enfin, un maillage hexaédrique continu pour la modélisation de la colonne lombaire permet une personnalisation par points de contrôle sans dégrader la qualité des éléments [244], [245], même pour de grandes déformations des vertèbres [246]. Mon travail a donc porté sur la génération d'un maillage continu en hexaèdre de la colonne vertébrale et des disques, en respectant des critères de tolérance géométrique et de qualité des éléments. Ce travail, initialement sur le rachis lombaire, a été étendu sur demande du consortium à l'ensemble du rachis.

3. Méthode.

La géométrie des corps vertébraux est issue des segmentations de CT scan fournies par l'un des centres d'expertise. Cette géométrie a été corrigée pour respecter les corridors de distances intervertébrales et de

dimensions des corps vertébraux rapportés dans la littérature. Un algorithme développé dans le cadre de l'ANR JCJC MIME a décomposée la géométrie en blocs d'hexaèdres. Les géométries des vertèbres ont été regroupées en fonction de leur proximité morphologique, avec un nombre d'éléments par bloc propre à chaque groupe (Figure 14a et b). Seul le maillage des corps vertébraux a été conservé entre tous les groupes afin de garantir la continuité du disque (Figure 14c). Un maillage bloc cylindrique pour les corps vertébraux définit le nombre de couches d'éléments hexaédriques de l'annulus et du nucleus pulposus, qui seront maillés par extrusion du maillage de surface de plateaux vertébraux (Figure 14c).

La surface du maillage bloc de chaque vertèbre est rétro-projetée sur la géométrie des vertèbres en corrigeant le glissement. Le champ de déplacement surfacique est interpolé aux nœuds internes pour transformer l'ensemble du maillage. Puis la qualité des hexaèdres est améliorée en acceptant de violer la surface du maillage, pour garantir une valeur minimale des métriques de qualité des éléments. Cette approche est réalisée par itération, à l'aide de routines déjà développées durant le projet MIME et adaptées. Enfin le maillage des corps vertébraux a été symétrisé. Sur la base de ce maillage optimisé, les disques ont été générés par interpolation du maillage des plateaux de deux vertèbres consécutives.

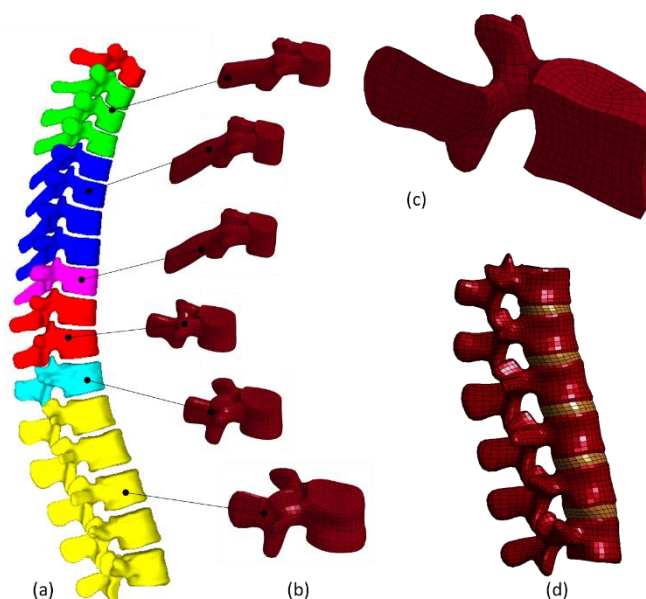


Figure 14. (a) Partition des vertèbres par groupe de similarité. (b) maillages génériques par partition. (c) vue en coupe d'une vertèbre. (d) maillage continu des vertèbres et des disques du rachis lombaire.

4. Résultats.

Le nombre d'éléments hexaédriques par vertèbre (entre 2800 et 3400) est cohérent avec le modèle de rachis cervical du modèle GHBM. Pour vérifier les critères de qualité fixés par le cahier des charges des modèles GHBM [247], les éléments solides et coques ont été considérés comme pleinement intégrés, avec des

propriétés géométriques et de matériaux données. Les positions de l'annulus et du nucleus par rapport aux plateaux ont été vérifiées au regard de la littérature. Tous les seuils de tolérance fixés par le cahier des charges (min./max., moyenne, écart-type et pourcentage d'éléments ne passant pas le seuil) des six métriques de qualité pour les éléments solides et surfaciques ont été respectés pour l'ensemble du rachis. La correction du critère de gauchissement des coques pour garantir les seuils de tolérance demandés par le cahier des charges a nécessité de s'écarter de la surface initiale aux extrémités des facettes articulaires : ces zones, de fortes courbures, ne pouvaient pas être maillées plus finement ou bien avoir des éléments aux dimensions trop réduites pour respecter le critère du pas de temps de calcul en schéma explicite. La distance à la géométrie de référence est finalement inférieure à 2.5mm (moyenne : 0.17mm – RMS 0.26mm pour GHBMCF05 par exemple), avec un écart maximal à l'extrémité de quelques facettes articulaires.

5. Discussion.

Le cahier des charges de GHBMCF pour le développement d'un modèle impose plusieurs critères, dont la qualité du maillage [247]. La qualité des éléments conditionne effectivement la précision des simulations par la méthode des éléments finis et les temps de calcul (c'est-à-dire le nombre d'itérations nécessaires pour converger) [248]–[251]. Récemment des auteurs ont donc proposé de corriger l'erreur liée à la qualité du maillage en raffinant le degré des éléments [252]. Augmenter la densité du maillage contrebalance aussi l'erreur liée à la qualité des éléments, mais toujours au détriment du temps de calcul [253], [254]. Un maillage initial de bonne qualité avec une densité appropriée reste donc la meilleure stratégie pour garantir la précision des résultats de simulation. Si plusieurs métriques existent pour mesurer la qualité d'un maillage [255], les métriques basées sur le jacobien sont mieux corrélées que toutes autres à la précision de la solution d'équations différentielles partielles résolues par la méthode des éléments finis [254], [256].

Si la qualité du maillage aide à la convergence numérique, la densité du maillage est également un critère important de précision de la solution [257]. Cette densité impacte la réponse des modèles lombaires, surtout en rotation axiale [258]. Il est souvent plus simple d'augmenter globalement la densité que de remailler la structure [259], [260]. Mais la convergence des champs d'intérêt (déplacement, contrainte, déformation) en fonction de la densité du maillage n'est pas homogène sur un modèle, du fait du gradient de ces champs : un maillage plus fin conduit à une plus grande résolution des champs d'intérêt, au prix d'un temps de calcul plus important [261]. Pour garantir un niveau de précision, le temps de calcul peut être contrebalancé en adaptant le schéma d'intégration avec un contrôle des énergies de déformations parasites [262].

L'ensemble du processus, de la décomposition en bloc d'hexaèdres au calcul des métriques et à la projection itérative, est automatique et a été réalisé à l'aide de codes propres. L'approche retenue conduit à un maillage de l'ensemble du rachis complet, pour les modèles M50 et F05, qui respecte les standards industriels de

qualité du cahier des charges. La calibration du comportement mécanique du modèle de rachis lombaire et son intégration dans le modèle général ont été ensuite réalisées par d'autres membres du LBMC.

6. Perspectives.

Les bonnes pratiques ou standards pour la vérification des modèles sont pragmatiques et similaires quel que soit le domaine, par exemple pour les barrières de sécurité [263], l'aéronautique [264], [265], la biomécanique [266], les dispositifs médicaux [267]. Dans une démarche Qualité de développement de modèles numériques, la Vérification comprend la vérification du maillage (qualité du maillage par rapport à plusieurs métriques, pas de temps minimal si schéma explicite), la vérification du modèle (étude de sensibilité aux paramètres des lois de comportement), la vérification de la simulation (convergence de la solution au regard de la densité du maillage, stabilité des contacts, critères énergétiques, sensibilité de la solution aux conditions aux limites). La densité du maillage et le schéma d'intégration ont effectivement un effet sur la convergence de la solution. Par exemple Burkhart et al. [260] rapporte le développement d'un modèle de radius pour le choc en suivant ces recommandations de Vérification. Jusqu'à très récemment, ces critères de Vérification n'étaient que rarement rapportés dans les publications présentant le développement de modèles biomécaniques déformables [235], malgré des recommandations antérieures [266], [268], [269], parfois même spécifiques aux modèles de rachis lombaires [270]. Les modèles de rachis lombaires récents comblent cet écueil [244], [245], [271], qui est d'un intérêt majeur pour la diffusion de modèles et leur acceptation par les utilisateurs [272].

La mise en place de cette démarche rigoureuse pour le développement d'un modèle largement utilisé dans l'industrie automobile nous a conduit à réfléchir plus généralement sur nos pratiques de recherche en lien avec la biomécanique et l'industrie des implants orthopédiques (Chapitre IV.2). Des recommandations (voire des exigences) de Vérification, de Validation et de Quantification des Incertitudes sont diffusées depuis peu pour le développement de modèles appliqués aux dispositifs médicaux, sous l'impulsion de sociétés savantes ou d'organismes de certification (FDA, ASME). Membre de VPHi¹⁰ et impliqué dans des groupes de travail en lien avec ces questions, nous souhaitons promouvoir ces bonnes pratiques pour accélérer l'intégration des approches *in silico* dans le développement de dispositifs médicaux.

¹⁰ Virtual Physiological Human Institute for Integrative Biomedical Research, VPH Institute, <https://www.vph-institute.org/>

3. (QR) Variabilité inter-posturale des structures anatomiques thoraco-lombaires.

1. Contexte.

Les HBMs évolués (par exemple HUMOS2, THUMS, GHBM, cf. [273] pour une revue complète des HBMs) sont maintenant reconnus pour leur aide à l'évaluation des dispositifs de sécurité des véhicules [274], [275] : ils offrent aujourd'hui une plus grande flexibilité de scénarios et une meilleure biofidélité que les mannequins physiques. Long et coûteux à développer, ces modèles ne représentent toutefois qu'un échantillon très spécifique de la population (initialement l'homme adulte du 50^{ème} percentile), en posture de conduite.

Or la géométrie maillée de ces HBMs est issue d'imageries médicales réalisées en posture couchée [276]. Entre la posture d'acquisition et la posture de conduite, les géométries osseuses restent identiques : seules leurs positions relatives changent en fonction des articulations. Les mouvements des segments osseux entre des postures ont été largement étudiés en ergonomie, par exemple entre les positions assise et debout [277]. Si des auteurs se sont intéressés à l'effet des mouvements respiratoires, pour une posture donnée, sur l'évolution de forme et de position des organes abdominaux [278]–[281], aucun travail n'a étudié l'effet du changement de posture sur la forme et la position des organes abdominaux. Or la modélisation correcte de la position des organes, en particulier au regard des côtes, est importante pour la prédiction du risque de blessure : les données d'accidentologie [282] montrent que les blessures des organes abdominaux, bien que rares en accidentologie (entre 3% et 5%), sont souvent mortelles. De plus, le foie et la rate sont les organes les plus souvent blessés lors d'un impact frontal (contrairement aux reins), et les fractures des côtes endommagent souvent le foie, la rate et les reins [283].

Le projet VUDEGFEM¹¹ avait pour objectif de quantifier la variabilité de forme et de position des organes internes en fonction de différentes postures (allongé, debout, assis et cycliste).

2. Matériel et Méthodes.

Un protocole basé sur un IRM ouvert (University of Aberdeen, Aberdeen, Scotland) fut défini pour imager en deux ou trois acquisitions avec recouvrement (coupes sagittales, séquences d'écho de spin rapide pondérées T1) le tronc (du pelvis à C7) de volontaires. Neuf sujets asymptomatiques (3 femmes et 6 hommes, poids normal selon leur IMC – Indice de Masse Corporelle) furent inclus dans l'étude. Quatre postures étaient

¹¹ VUDEGFEM, Vulnerable Road Users: Detailed Geometry and Finite Element Models for Impact Conditions, Marie Curie International Reintegration Grants IRG, 2006-2008, MIRG-CT-2006-036595.

maintenues pendant les acquisitions, grâce à un montage amagnétique : couchée, piéton (debout), conducteur (assis) et cycliste (penché avec support des avant-bras) (Figure 15).

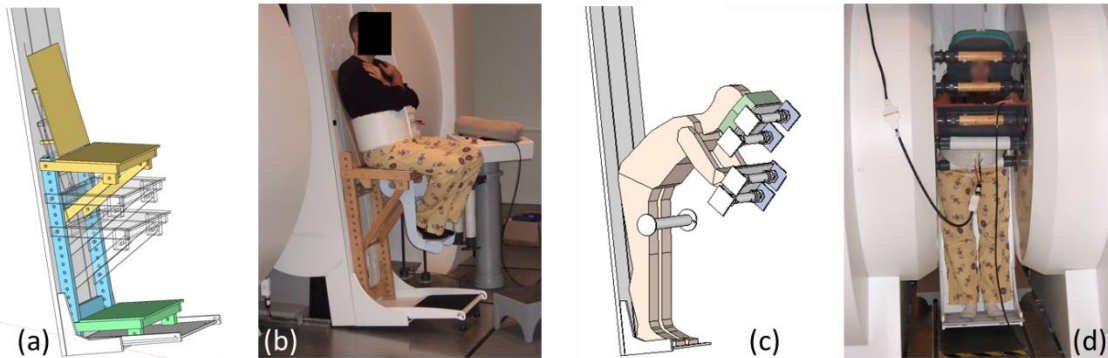


Figure 15. Dispositif expérimental amagnétique permettant de reproduire les postures d'intérêt. (a) conception du siège avec une hauteur variable pour imager l'abdomen et le thorax. (b) exemple de la position assise en IRM ouvert. (c) conception des supports pour le maintien de la position cycliste. (d) exemple de la position cycliste en IRM ouvert.

Les structures anatomiques génériques d'intérêt (foie, reins, rate, cavités thoracique et abdominale, rachis lombaire et thoracique, sternum, pelvis, têtes fémorales, enveloppe externe) furent segmentées manuellement à partir des images de Visible Human Project® [80]. Leurs maillages surfaciques furent corrigés, et des repères anatomiques identifiés. Pour reconstruire par recalage ces objets anatomiques sur les images des différentes postures, une boîte à outils a été développée en combinant les logiciels open sources de segmentation IMOD [284] et de programmation Scilab (<https://www.scilab.org/>) (Figure 16). Les transformations (rigide, affine, non-linéaire par krigeage dual [285]) des maillages de structures anatomiques sont itératives, guidées par des points de contrôle positionnés par l'opérateur sur l'interface graphique de IMOD. La position initiale est choisie sur les maillages précédemment déformés, et la position finale sur l'image médicale considérée comme la position cible.

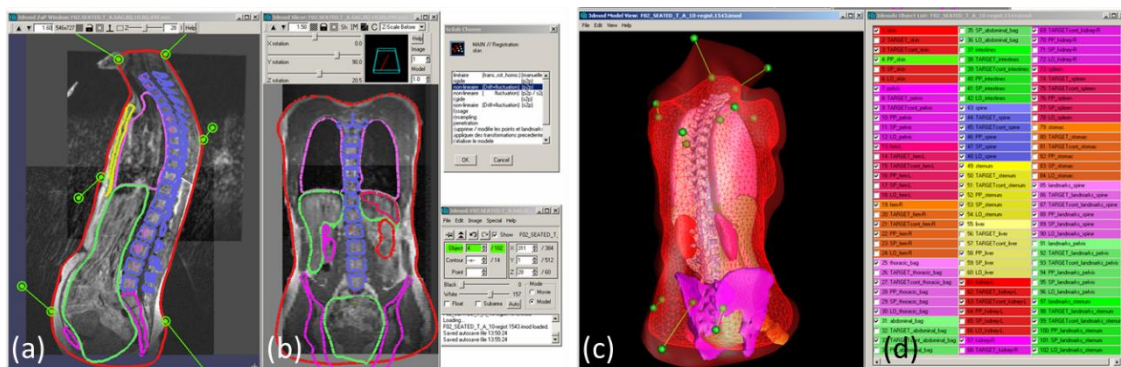


Figure 16. Interface permettant de définir des points de contrôle (a) pour guider la déformation (c) des structures anatomiques sélectionnées (d), en fonction des contours projetés sur les images médicales (a),(b).

Pour les neuf sujets, les maillages génériques ont d'abord été recalés pour reconstruire la position couchée ; puis les maillages issus de la position couchée ont servi à reconstruire les trois autres positions. Des grandeurs d'intérêt ont ensuite été calculées pour chacun des 12 maillages de structures anatomiques des 36 modèles reconstruits : paramètres géométriques (exprimés dans le repère spinal (T1-S1)) pour les organes (volume, position des centres de masse, paramètres inertiels), et paramètres biomécaniques pour les structures osseuses (cyphose T4-T12, lordose L1-L5, angles pelviens, longueur spinale etc.). Outre l'étude des variabilités inter-individuelles et inter-posturales, les variations de forme des organes ont été quantifiées à l'aide de la distance symétrique maillage-à-maillage.

3. Résultats.

La posture affecte les angles pelviens (tilt pelvien minimal en posture couchée et piéton, maximal en posture conducteur et cycliste), la cyphose et la lordose (maximales en posture piéton), mais ne modifie pas la longueur rachidienne (par exemple Figure 17a).

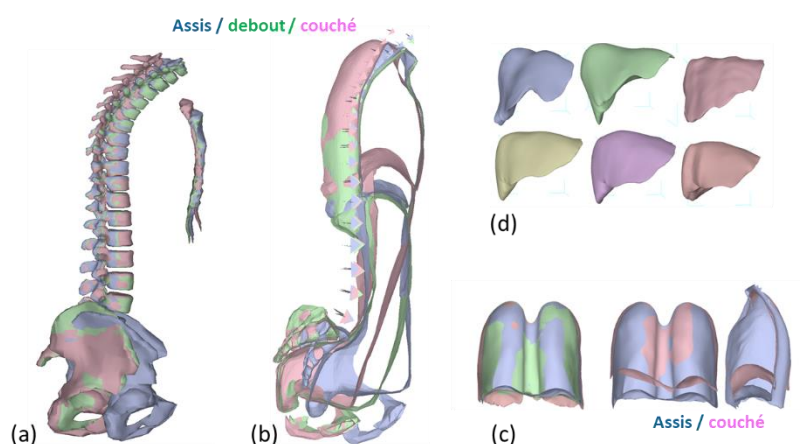


Figure 17. Pour un sujet, superposition du squelette (a) et des cavités thoracique et abdominale (b) pour trois postures. (c) superposition des cavités thoracique et abdominale. (d) géométrie des foies des 6 volontaires masculins.

La variabilité inter-individuelle est plus grande pour la position des reins au regard du diaphragme, et pour le volume de la rate (entre 118cm^3 et 401cm^3). La posture modifie peu les volumes des organes et de la cavité abdominale, ainsi que la forme du foie, des reins et de la rate. De même, la forme de la cavité abdominale varie avec la posture (Figure 17b), car elle est liée anatomiquement au rachis et au bassin (donc aux courbures spinales et aux angles pelviens) : entre la posture conducteur et couchée, son épaisseur diminue de 52mm en moyenne, tandis que le diaphragme remonte (+36mm en moyenne), conduisant à une réduction de la cavité thoracique (-960cm^3 en moyenne). Entre les postures, la forme de la cavité thoracique varie essentiellement par le mouvement du diaphragme (Figure 17c).

La modification de posture conduit à un mouvement essentiellement sagittal des organes, dans la direction du rachis (axe T1-S1). L'amplitude du mouvement entre deux postures est maximale entre les postures couchée et piéton (39, 38, 33 et 31mm respectivement pour le foie, la rate, et les reins droit et gauche). Cette variation de position liée à la posture est inférieure à la variabilité interindividuelle.

4. Discussions.

Les volumes des organes reconstruits sont comparables à ceux de la littérature [286]–[288]. Au regard de la variabilité inter-individuelle, le volume et la forme des organes varient peu en fonction de la posture entre la position couchée et les positions de conduite, piétonne ou cycliste. Seul le foie affiche une variation significative de son volume entre deux postures (mais <5%) : effectivement le flux sanguin dans le foie peut dépendre de la posture [289]. Rhyne et al. [290] puis Hayes et al. [291] ont reproduit plus tard le protocole pour deux positions, respectivement sous IRM pour deux volontaires et sous CT scan et IRM sur un seul volontaire. Rhyne et al. se sont intéressé uniquement au foie. Hayes et al. ont montré une faible modification de forme des organes (dimensions variant d'environ 5%, jusqu'à 8% pour le foie), conforme aux résultats présentés ici. La position des organes est affectée par la position du sujet et suit le mouvement du diaphragme, dans le même ordre de grandeur que Wade [292] puis Hayes et al..

Les résultats de cette étude confortent la méthodologie de construction à partir de l'imagerie en position couchée des modèles déformables corps complet utilisés pour la prédiction du risque lésionnel des usagers de la route, à condition que la position des organes soit corrigées.

5. Perspectives.

La méthodologie basée sur le recalage d'un maillage générique pour la reconstruction par régistration d'images médicales a été publiée [293] et fut appliquée avec succès pour neufs sujets suivant quatre postures (allongé, debout, assis et cycliste) [294]. Cette méthode générique (indépendante de la posture, de l'imagerie médicale, et de la structure anatomique), a été appliquée pour l'étude cinématique du rachis cervical dans le cadre du projet DEMU2NECK [226].

La quantification des paramètres morphologiques (angles pelviens, courbures rachidiennes etc.) en fonction de la posture est une information qui sera utilisée par la suite en particulier dans le projet européen PIPER [295] pour améliorer la prédiction de changement de posture de ces modèles EF corps complets.

A condition de disposer d'un volume suffisant de données, la variabilité inter-individuelle des formes et positions des organes (Figure 17d) permettrait d'améliorer la pertinence des géométries de modèles utilisés en recherche clinique ou pour la prédiction de risque lésionnel. Par exemple, les maillages surfaciques issus

de ce travail ont enrichi des études d'analyse statistique de forme pour la modélisation par éléments finis des reins [296] et du foie [297], [298]. La construction de modèles statistiques est l'une des perspectives à court terme de nos activités de recherche (Chapitre IV), méthodologie essentielle dans l'objectif d'une démarche Qualité pour le développement de modèles numériques.

4. (DM) Personnaliser les modèles numériques globaux de corps humain.

Les modèles numériques de corps humains (HBM) restent sous-exploités du fait de difficultés à les positionner dans l'environnement des véhicules, et par manque de familles de modèles pour représenter la variabilité de la population. L'objectif du projet européen PIPER (FP7, 3,8 millions d'euros, 2013, 42 mois) fut de développer des outils pour faciliter la personnalisation et le positionnement de ces modèles dans des environnements de production. Ce projet, coordonné par Philippe BEILLAS (DR IFSTTAR), a rassemblé dix partenaires de cinq pays. Responsable de tâche, notre travail a consisté à évaluer différentes méthodes de déformation pour personnaliser les HBMs (adultes et enfants), dans des scénarios liés aux besoins de la littérature relative au choc automobile (personnalisation globale par l'anthropométrie de modèles numériques enfant et adulte, personnalisation fine de la cage thoracique à partir de CT scan).

1. Contexte : la personnalisation des modèles corps complet.

Besnault et al. [299] a, le premier, utilisé une méthode de déformation géométrique guidée par points de contrôle pour personnaliser un modèle EF de bassin, du 50^{ème} percentile male (M50) vers le 5^{ème} percentile féminin (F05) et le 95^{ème} percentile homme (M95). Des auteurs ont ensuite adapté les dimensions des HBMs HUMOS2, THUMS, GHBMC M50 [273]. Beillas et al. [300] a transformé un modèle enfant de 6 ans à différents âges. Shi et al. [301] a généré des modèles THUMS v4 avec différentes valeurs d'IMC. L'Université du Michigan a publié plusieurs travaux sur la transformation de HBMs vers les géométries cibles issues de surfaces osseuses ou de l'enveloppe extérieure [301]–[303]. Beillas et Berthet [231] ont reproduit les anthropométries de 52 sujets humains post-mortem (PMHS) à partir des modèles GHBMC M50 et F05. Plusieurs auteurs se sont aussi concentré sur la personnalisation de la cage thoracique, fortement sollicitée lors d'accidents frontaux [304]–[306].

Tous ces auteurs ont utilisé une méthode d'interpolation d'un champ de transformations définie par des points de contrôle, appelée Krigeage : un cas particulier des méthodes de covariance avec des Fonctions à Bases Radiales (ou noyaux) (RBF) [285]. L'interpolation peut être enrichie d'une fonction de tendance. Un effet « pépite », identique à une relaxation de la déformation, change l'interpolation en régression. Les auteurs précédents utilisent différents noyaux, sans justification cependant.

D'autres approches, ignorées en biomécanique, sont couramment utilisées en infographie pour la déformation géométrique d'images [307] et de modèles [308], [309] : les méthodes par moindres carrés glissants (ou MLS). La transformation locale autour des points de contrôle peut être de différents types (affine, rigide etc.), avec des fonctions de poids calculées sur le domaine à interpoler.

2. Matériel et Méthode.

Trois scénarios (Figure 18) ont servi à évaluer les méthodes de personnalisation géométrique.

- **Scénario 1.** Changement d'âge d'un HBM enfant (6 ans, CASPER¹² [310]). L'anthropométrie de l'âge cible (1.5 an), issue de GEBOD [311], est contrôlée par 200 points de contrôle.
- **Scénario 2.** Changement de stature de GHBMC M50-O pour cibler un PMHS utilisé dans des essais biomécaniques (5^{ème} percentile femme, 45 kg). 25 points de contrôle contrôlent 11 paramètres anthropométriques (souvent les seules grandeurs rapportées dans la littérature).
- **Scénario 3.** Personnalisation de la cage thoracique du GHBMC M50-O sur la segmentation d'un CT scan (homme, 73 ans, 171 cm, 61 kg). Les points de contrôle ont été définis sur le sternum et le long des 20 côtes fixes pour guider leur orientation et leur section.

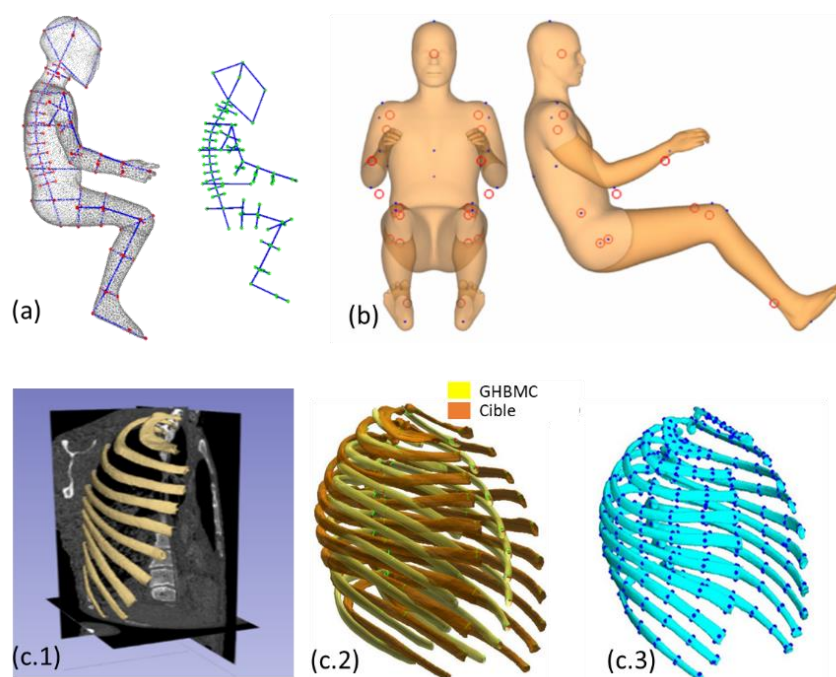


Figure 18. Scénario 1. (a) vue sagittale des points de contrôle en position initiale (sur la surface du HBM enfant) et finale. (b) scénario 2, vue frontale et sagittale sur la surface du GHBMC M50-O des points de contrôle anthropométriques. (c) scénario 3, (c.1) reconstruction du CT scan, (c.2) superposition des cages thoraciques initiale et cible, (c.3) points de contrôle pour guider la transformation.

Les méthodes de transformation géométrique retenues pour l'étude, largement détaillées dans la littérature, sont basées sur l'interpolation spatiale et sans maillage d'un champ de déformation défini par la

¹² CASPER, Child Advanced Safety Project for European Roads, 7th RTD Framework Programme, 04/09 - 05/12, 3,8M€

transformation de points de contrôle. 12 variantes de la méthode par krigeage ont été testées, avec différents noyaux et différentes fonctions de tendance. Trois types de transformations locale (affine, rigide ou similitude) ont été testés pour la méthode MLS, avec des poids soit basés sur une distance euclidienne soit biharmoniques bornés (BBW) [312]. La transformation MLS était guidée par des points de contrôle ou par des splines [313].

Des critères de performance ont été définis pour comparer les méthodes : respect de la cible (absence d'artefact visible, distance point/surface à la cible), qualité du maillage déformé (métriques « scaled jacobian » et « Size & Shape »), et capacité du modèle personnalisé à être utilisé (pas de temps minimal comme condition de stabilité pour une intégration explicite, terminaison d'une simulation de gravité).

3. Résultats.

Pour le scénario 1, les méthodes de krigeage fournissent toutes une transformation similaire : la différence entre toutes les surfaces extérieures est de 0.8 mm en moyenne (jusqu'à 7.9 mm sur l'abdomen), pour un temps de calcul minimal de $2,56 \cdot 10^{-4}$ ms en moyenne (SD $4,1 \cdot 10^{-7}$). La masse du modèle déformé est de 12.4 kg en moyenne (SD 0.07 kg), pour une cible de 11 kg. Les distributions des métriques de qualité sont toutes proches du maillage initial. L'approche par krigeage permet une transformation complète du modèle enfant en un temps très faible pour 200 points de contrôle : 0.32s sur une configuration Intel Core i7 3840QM 2.80GHz, 16 GB RAM.

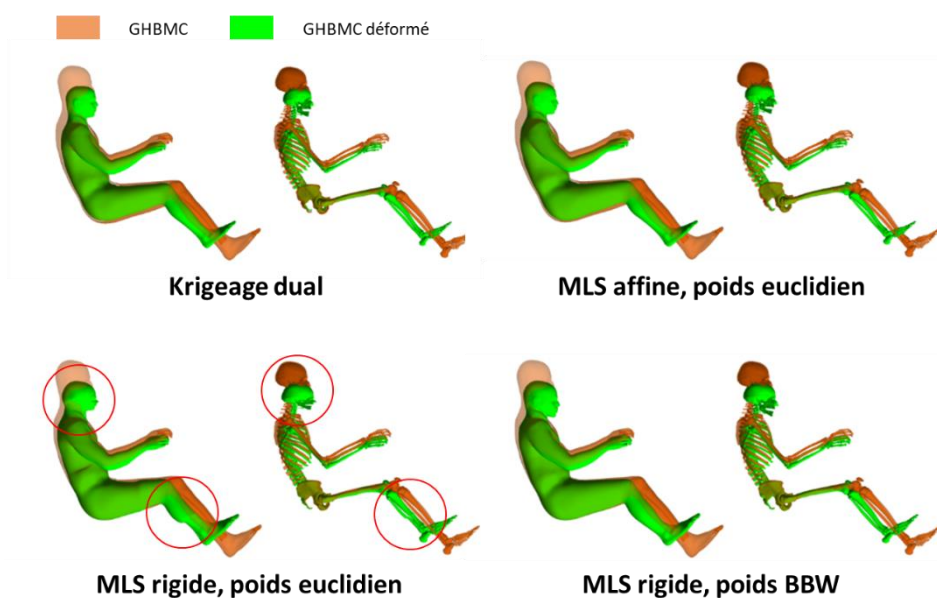


Figure 19. Scénario 2, superposition des modèles initiaux et transformés (enveloppe et squelette) pour 4 types de transformations différentes. Mise en évidence d'artefacts pour la transformation MLS rigide.

Le scénario 2 (Figure 19) montre que si l'approche MLS rigide avec un poids euclidien provoque des artefacts, les poids BBW fournissent toujours une déformation réaliste quelle que soit la transformation locale (affine, rigide, similitude). L'approche MLS conduit à des transformations proches des méthodes par krigeage, pour tous les critères d'évaluation. Toutes les méthodes ont fourni des modèles simulables. La principale différence entre les approches MLS-BBW et par krigeage réside dans le temps nécessaire pour calculer la transformation du modèle GHBMC : 1h15 contre 3 min sur une configuration Intel Xeon E5507 2.46GHz 6 GB RAM, essentiellement dû au calcul des poids BBW.

Le scénario 3 (Figure 20) montre là encore une transformation plus lisse grâce aux poids BBW, même si les différences de forme sont minimales entre toutes les méthodes (2RMS : 3.6 mm). Le temps de calcul extrême (63h) est toujours majoritairement lié au calcul des poids BBW sur une grille de 7mm. L'augmentation du nombre de points de contrôle par section des côtes améliore la déformation réalisée par krigeage (2RMS 2.8 mm). L'utilisation de l'effet pépité dans la méthode par krigeage réduit les ondulations entre les points de contrôle (liés à de forts gradients de déformation), au détriment (léger) de la précision (2RMS 3.2mm).

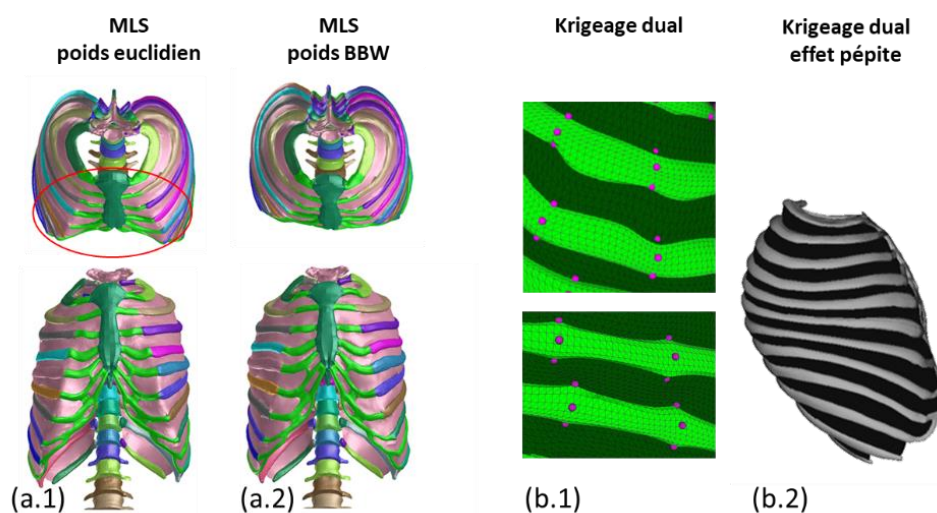


Figure 20. Scénario 3. Mise en évidence d'artefacts (a.1)(b.1), corrigés respectivement en utilisant les poids BBW avec l'approche MLS (a.2), en utilisant l'effet pépité avec le krigeage (b.2).

4. Discussion.

Les résultats obtenus, sur des cas concrets de transformation de HBMs, montrent la similitude de transformation entre toutes les méthodes d'interpolation géométrique présentes dans la littérature, en particulier quelle que soit la fonction à base radiale de l'approche par krigeage. Toutes ces méthodes fournissent des modèles simulables qui respectent les contraintes cibles. La différence majeure entre ces méthodes réside dans leurs temps de calcul.

Les fonctions à base radiale sont construites sur la distance entre les points de contrôle et les nœuds à transformer. Pour des surfaces disjointes mais proches, la continuité du champ de déformation construit sur une distance euclidienne génère des artefacts. Utiliser une distance construite sur la surface [314], [315], par exemple la peau, corrige ces défauts (Figure 21).

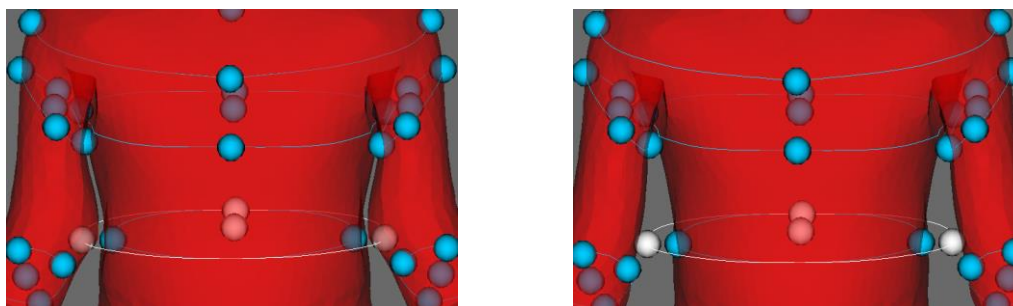


Figure 21. Déformation par points de contrôle (en bleu) du thorax du GHBM M50-O (en rouge) en utilisant un noyau basé soit sur la distance euclidienne (à gauche), soit sur la distance biharmonique (à droite). Cette dernière corrige les artefacts de déformation.

La modification d'anthropométrie seule ne permet pas d'atteindre le poids cible : l'écart observé de 10% peut s'expliquer par une répartition des tissus mous et une géométrie osseuse qui restent à personnaliser. Si ces méthodes de transformation offrent une solution acceptable pour modifier la morphologie des HBMs, le problème devient plus complexe avec l'augmentation du nombre de points de contrôle, correspondant au passage d'une modification de l'anthropométrie (scénario 1 et 2) à une personnalisation (scénario 3) : le coût numérique augmente, ainsi que les gradients dans le champ et donc les artefacts. Le lissage des poids ou de la transformation évite ces artefacts. L'augmentation du nombre de points de contrôle serait aussi une solution, mais à un coût numérique rapidement prohibitif pour les approches actuelles. Des méthodes capables de prendre en compte de très nombreux points de contrôle restent donc à être développées.

5. Perspectives.

Ce travail publié [316] a servi de base pour les modules de transformation (i.e. morphing) de HBM au sein du logiciel open source PIPER (<http://www.piper-project.eu/framework>). Le code compilé avec une programmation parallèle garantit des performances plus élevées que la programmation interprétée de type MATLAB utilisée dans cette étude. Ce logiciel PIPER, initialement financé par l'Union Européenne dans le projet éponyme, propose plusieurs outils de positionnement et de personnalisation de HBM pour la sécurité routière. L'intégration de fonctionnalités adaptées aux modèles par éléments finis (contrôle de la qualité des éléments, lissage etc.) simplifie le flux de travail. Ce module de transformation PIPER sera amélioré (Chapitre III.2.5) puis utilisé pour répondre à une Question de Recherche autour de la personnalisation de modèles corps complets (Chapitre III.2.6).

5. (DM) Considérer des cibles détaillées pour personnaliser les modèles corps complet.

Le projet open-source PIPER (<http://www.piper-project.eu/>) a permis entre-autre de diffuser des outils pour la personnalisation de HBMs basés sur des approches par krigeage. Plusieurs auteurs ont rapporté la modification d'anthropométrie du GHBM : par exemple Beillas and Berthet [231] avec la génération de 52 sujets à partir de 15 dimensions anthropométriques. Quelques auteurs prennent en compte une cible plus détaillée pour personnaliser, en plus de l'enveloppe extérieure, les organes abdominaux (Vavalle et al. [317]), ou la cage thoracique, le bassin, les fémurs et tibias (Hu et al. [303], Hwang et al. [302]). Toutefois, le nombre de points de contrôle n'excède jamais 14.000 points. En effet les méthodes par krigeage conduisent à la résolution d'un système avec une matrice de covariance pleine, d'où une complexité de calcul $O(n^3)$ et un coût mémoire $O(n^2)$ [318]. Aussi l'utilisation de nombreux points de contrôle (au-delà de 20.000) est actuellement impossible sur un ordinateur personnel. Or nous avons vu précédemment (cf. Chapitre III.2.3) que le respect de la répartition de masse n'était pas garanti avec les cibles actuelles, et qu'une densité minimale de points de contrôle est nécessaire pour éviter certains artefacts (par exemple pour la personnalisation de la cage thoracique [316]). Enfin, personnaliser des HBMs à partir de l'imagerie médicale nécessite des cibles pour de multiples structures anatomiques : la peau et le squelette du GHBM M50-O représentent plus de 200.000 nœuds, autant de points de contrôle potentiels. Il existe donc un besoin de méthodes pour prendre en compte les cibles détaillées dans les méthodes de transformation des HBMs par krigeage. Ce travail de recherche fut réalisé dans le cadre d'une thèse (T. JANAK) sous contrat avec LAB PSA Renault.

1. Contexte : la personnalisation de modèles globaux avec des cibles détaillées.

Sun and Genton [319] et Chiles and Desassis [320] fournissent une revue de quelques méthodes pour traiter les problèmes impliquant de nombreux points de contrôle. Sous-échantillonner les points de contrôle (voire remplacer des groupes par de nouveaux points de contrôle pour maximiser la ressemblance) réduit facilement les coûts pour s'approcher de la cible. Cela suppose une redondance des informations entre points de contrôle proches [321]. Une autre méthode consiste à annuler l'effet de points de contrôle au-delà d'une distance seuil (par des fonctions de covariance à support limité) : la matrice de covariance devient creuse [322] avec des blocs indépendants [323]. Cela suppose une répartition homogène des points de contrôle dans l'espace (pas uniquement à la surface du domaine) et une indépendance entre les blocs. Les approches par rang faible projettent le problème initial dans une base réduite, c'est-à-dire approximativement la matrice de covariance à l'aide de points d'évaluation moins nombreux que les points de contrôle [324], [325]. Mais ces méthodes divergent de la solution réelle si les informations locales s'éloignent d'un bruit blanc [323]. Stein et al. [323] propose

donc de combiner approches à rang faible et par bloc. Les méthodes multipolaires rapides permettent d'approximer la solution globale, par exemple pour déformer des maillages 2D [326] : d'une complexité $o(n \cdot \log_2(1/\epsilon))$ pour une tolérance ϵ , il est conseillé de les utiliser comme pré-conditionneur d'une méthode de résolution itérative [327]. Enfin l'interpolation en chaque point (i.e. la somme de fonctions de covariance) peut être aussi accélérée par des méthodes multipolaires rapides indépendantes du type de fonction de covariance [328], [329].

Au contraire des approches précédentes globales, quelques auteurs proposent une estimation locale (i.e. en chaque point de contrôle) à l'aide d'une fenêtre mobile [330], avec une pondération liée à la distance aux frontières de la fenêtre pour corriger les discontinuités [331], [332]. Cependant, la fenêtre doit assurer un recouvrement, et cette méthode reste coûteuse car elle demande une estimation du champ par point de contrôle. Les méthodes par décomposition en domaine semblent les plus efficaces pour réduire simplement les coûts numériques, d'autant qu'elles sont facilement parallélisables. Une grille découpe l'espace en bloc : l'interpolation, calculée par bloc, utilise les points de contrôle dans le bloc étendus en partie à ses voisins, d'où une complexité $O(n)$ et un besoin en mémoire $O(n)$ [333]. Vignès et al. [334] adapte l'extension des points de contrôle en fonction de leur densité pour améliorer la précision de l'interpolation, au prix d'un temps de calcul plus important et de plusieurs essais nécessaires pour identifier le recouvrement optimal. Ces auteurs rapportent uniquement des applications 2D. Park et al. [335] construit des sous-domaines polygonaux en rajoutant des pseudo-points de contrôle sur les frontières pour assurer la continuité, ce qui augmente les coûts de calcul locaux mais est généralisable aux problèmes 3D (au contraire de Park et Huang [336]).

L'objectif de ce travail est donc de proposer une méthode pour transformer les HBM sur des cibles détaillées (i.e. de nombreux points de contrôle), en s'inspirant des travaux de Stein et al. [323] pour coupler un échantillonnage des points de contrôle puis une décomposition en sous-domaines.

2. Matériel et Méthode.

a. Echantillonnage et décomposition en sous-domaine

D'abord, l'échantillonnage homogène des points de contrôle réduit la taille de la matrice de corrélation en éliminant directement des points de contrôle à l'aide d'une grille régulière : cette transformation globale capture les caractéristiques générales. Dans un deuxième temps, la décomposition en sous-domaine capture les détails, en résolvant séparément des systèmes denses distincts plutôt qu'un système global approché. Un schéma de subdivision découpe le domaine en cellules de tailles inégales mais contenant toujours une quantité minimale de points de contrôle. Une interpolation est calculée pour tous les nœuds à transformer d'une cellule, à partir des points de contrôle de cette cellule.

b. Gestion des frontières des domaines

L'hypothèse de blocs indépendants est liée à l'influence des points de contrôle qui diminue en s'éloignant d'eux. Elle conduit à des discontinuités aux frontières qui dégradent la qualité du maillage. Pour atténuer ces discontinuités, deux stratégies ont été évaluées (Figure 22) : le chevauchement des cellules (en fonction d'un pourcentage de la taille de la cellule) ou l'extension de voisinage (en fonction d'un nombre de points de contrôle additionnel). Ces méthodologies ont été implémentées dans le logiciel open-source PIPER et évaluées sur un ordinateur personnel.

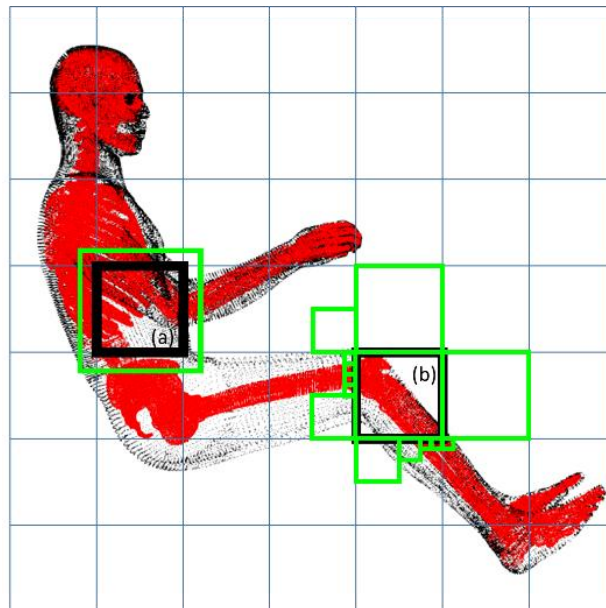


Figure 22. Représentation des points de contrôle de la peau (en noir) et du squelette (en rouge) de GHBMCM50-O, après subdivision du domaine en cellules. Illustration de la gestion des frontières pour deux cellules pour considérer les points de contrôle des cellules adjacentes, (a) par chevauchement après extension de la frontière (en vert) en fonction d'un pourcentage fixé par l'opérateur, (b) par extension : décomposition des cellules adjacentes pour garantir un nombre donné de points de contrôle par cellule.

c. Evaluation des méthodes

La méthode a été évaluée en personnalisant le modèle GHBMCM50-O pour représenter une variation de poids : les surfaces osseuses sont fixes, l'enveloppe extérieure est personnalisée d'après les surfaces externes de quatre sujets en position de conduite (IMC 20, 22.7, 25.3, et 35) (Figure 23). Ces surfaces ont été préparées à partir d'un modèle statistique de forme ([337], <http://humanshape.org>). La cible complète représente 234 777 points de contrôle. Les critères de réussite sont : le temps de calcul pour transformer le modèle, l'évolution de la qualité des 1 663 647 éléments solides du modèle (métrique « scaled jacobian »), l'absence d'élément solide inversé (pas de jacobian négatif), et la simulation d'un chargement gravitaire avec le modèle déformé.

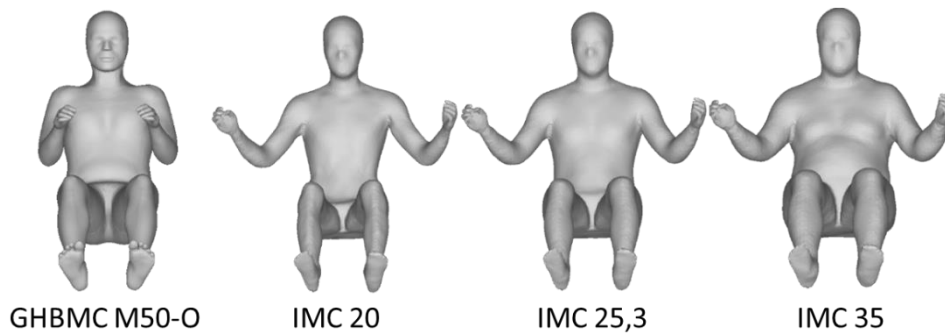


Figure 23. Enveloppe du modèle initial et maillages surfaciques de trois cibles (IMC 20, 25.3 et 35). La cible IMC 22.7, très proche de IMC 20, n'est pas représentée.

3. Résultats.

Pour tous les IMC cibles, la décomposition en sous-domaine seule entraîne de nombreux éléments inversés aux frontières des cellules. Faire précéder cette transformation locale d'une déformation globale par sous-échantillonnage réduit fortement le nombre d'éléments inversés, pour une augmentation de 1/3 du temps de calcul (environ 200s). Le chevauchement des cellules ou l'extension de voisinage suppriment totalement les éléments inversés et fournit un modèle personnalisé simulable, mais multiplie le temps de calcul par quatre (environ 800s). La décomposition en sous-domaine est déjà couteuse du fait des systèmes de krigeage à résoudre sur chaque cellule ; le chevauchement et (surtout) l'extension augmentent le nombre de points de contrôle par cellule et donc le temps de calcul. Toutefois, ces temps de transformation obtenus sur un ordinateur personnel (~13 minutes) sont tout à fait acceptables dans un contexte industriel. D'autant que ces temps de calcul, identiques pour tous les IMC cibles, peuvent être diminués en pré-calculant la subdivision (~7s) et surtout en stockant la factorisant de LU des matrices de covariance par cellule (~700s) qui ne dépend pas de la valeur de la transformation aux points de contrôle. Dans ce cas, il est possible de transformer un modèle complet en moins d'une minute sur un ordinateur de bureau.

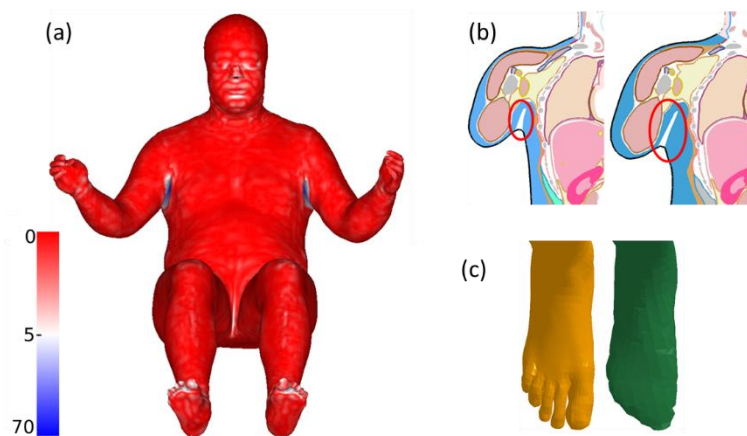


Figure 24. (a) carte d'erreur (mm) entre l'enveloppe du modèle déformé par extension et la cible IMC 35. Les erreurs maximales sont au niveaux des aisselles (b) et des pieds (c) car les cibles y sont inconsistantes.

Toutes méthodes confondues, les écarts entre la cible et l'enveloppe du GHBM transformée sont maximales pour la cible IMC 35 (moyenne 0.72mm, RMS 3.28), aux pieds et aux aisselles : effectivement, ces zones n'avaient pas de correspondance avec les cibles extraites du modèle statistique (Figure 24). Dans les zones comportant peu d'éléments dans les couches de tissu mou (par exemple les côtes), les éléments de surface sont étirés : la métrique de qualité « size & shape » chute, mais les éléments ne sont pas inversés si les déplacements des nœuds sont perpendiculaires à la surface. De même, la cible IMC 20 a été adaptée localement pour éviter une réduction extrême de l'épaisseur de tissus mous autour du bassin.

L'extension de voisinage dégrade légèrement moins la qualité du maillage que le chevauchement (variation inférieure à 0.5% du nombre d'éléments par classe de qualité). Effectivement, le chevauchement ne garantit pas la présence de points de contrôle tout autour de la cellule, au contraire de l'extension de voisinage. Cette dernière approche semble donc la plus efficace pour limiter les discontinuités entre les cellules.

4. Discussion.

La méthode proposée permet de prendre en compte un nombre sans limite de points de contrôle pour guider une transformation par krigeage. Son application a aidé à personnaliser le modèle GHBM M50-O suivant différents IMC : soit environ 1.3 millions de nœuds transformés par plus de 200.000 points de contrôle en 13 minutes sur un ordinateur personnel.

Le maillage à personnaliser est inaltérable, i.e. sans possibilité d'adapter le nombre de couches d'éléments à la transformation (par exemple en diminuant le nombre d'éléments pour réduire l'IMC) : le maillage initial doit donc être compatible avec la transformation demandée, sinon la cible doit parfois être modifiée localement pour garantir un modèle sans élément inversé. Zhang et al. [338] a fait aussi cette observation pour la personnalisation vers des IMC bien plus faibles que le HBM original.

La transformation globale par échantillonnage a été réalisée avec deux densités successives de points de contrôle (2008 points de contrôle en 13s, puis 9912 points de contrôle en 70s), pour réduire l'amplitude de la transformation à réaliser ensuite par décomposition en sous-domaine, et donc les discontinuités entre les cellules. Or l'écart moyen à la surface cible à l'issue de la deuxième transformation globale est inférieur à 1mm. L'échantillonnage pourrait donc être suffisant pour les scénarios de personnalisation autorisant la violation de cibles : Hu et al. [339] propose de respecter le poids des modèles avant la cible géométrique, et Zhang et al. [338] privilégie la qualité du maillage à la contrainte de forme.

Plutôt qu'un échantillonnage régulier (ou qu'une méthode à rang fixe), une méthode de sélection des points de contrôle à conserver serait utile pour minimiser fortement les écarts avec la cible dès cette première

transformation globale, en fonction d'un seuil soit sur l'erreur de forme [340] soit sur le gradient de la déformation à la frontière des cellules (pour limiter les discontinuités), ou au sein d'une cellule (pour limiter la dégradation du maillage solide). Ainsi Heaton et al. [341] réalise un regroupement hiérarchique des points de contrôle (dans leur étude, il s'agit de points de mesure de température). Pour les modèles anatomiques, Zhang et al. [338] décompose la transformation par région anatomique pour contrôler les discontinuités aux zones de jonction. La continuité entre les cellules pourrait aussi être assurée en étendant la méthode 2D de Auñón et Gómez-Hernández [342], même si la dérivation des fonctions de mélange serait coûteuse en 3D.

5. Perspectives.

Tous les modèles personnalisés dans cette étude ont finalement un poids et donc un IMC supérieur au IMC cible (37.7 vs. 35, 23.8 vs. 22.7, 21.3 vs. 20) : la transformation de la géométrie de la peau, pour une géométrie osseuse fixe, ne permet pas d'atteindre le poids cible. Certes, le nettoyage des surfaces cibles a nécessité la dépénétration des surfaces et leur lissage, et il existe une erreur entre l'enveloppe déformée et la surface cible. Et le squelette du modèle initial, représentatif d'un homme moyen, a été conservé pour simuler la variation de poids. Pour la cible IMC 35, le volume de tissus adipeux serait plus important que celui du muscle, or la masse volumique du gras est inférieure à celle du muscle (1041 kg/m^3 vs. 916 kg/m^3 [343]) : après correction, cela conduit à un IMC de 34. De même, peu de paramètres anthropométriques du squelette semblent spécifiques aux IMC supérieurs à 35, excepté les dimensions de la diaphyse médio-latérale du fémur [344]–[346]. Ces quelques paramètres sont reliés plus à la quantité de masse maigre qu'à la quantité de gras [347]. Pour la cible IMC 20, l'enveloppe cible a dû être déplacée pour éviter de pénétrer les crêtes iliaques : comme la densité minérale osseuse [348], [349], la forme du squelette est peut-être aussi reliée à l'IMC. Peut-être aussi que la variation d'enveloppe n'est pas représentative de la variation de poids, à cause d'une distribution sujet-spécifique des tissus (en particulier du gras, du muscle et des organes abdominaux). Cette remarque avait déjà été faite en conclusion du chapitre précédent (cf. Chapitre III.2.4). Aussi la transformation vers des IMC élevés interroge-t-elle sur les cibles à respecter en plus de l'anthropométrie et du squelette.

Guider les transformations géométriques avec des cibles multiples et détaillées ouvre de nouvelles perspectives de personnalisation des modèles déformables à partir de l'imagerie médicale, par exemple pour l'étude de la protection de sujets obèses en choc automobile (Chapitre III.2.6).

6. Développement complémentaire : lissage de maillages.

Gérer de très nombreux points de contrôle a également permis de développer une méthode de lissage des maillages, en particulier pour les HBMs personnalisés ou positionnés (Janak et al. [350]). L'apparition de plis

et l'inversion d'éléments solides sont fréquentes autour des articulations (épaule, rachis, hanche etc.), zones où les multiples os rigides imposent un gradient important de transformation sur les tissus mous (Figure 25). Et la relaxation de la transformation n'est pas toujours suffisante pour éviter des éléments négatifs.

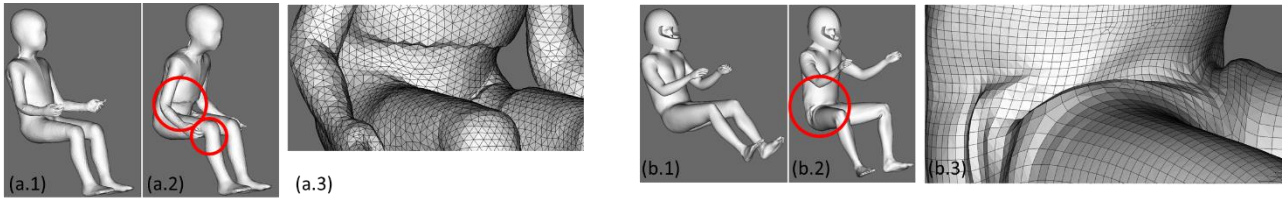


Figure 25. Exemples de plis créés en modifiant la posture du HBM enfant (a.1) et du GHBMCM50-O (b.1). Ces artefacts sont dû à des transformations géométriques (a.2) ou après simulation EF (b.2). (a.3) et (b.4) : détails de l'abdomen transformé.

L'objectif de ce travail complémentaire a consisté à développer une méthode (Figure 26) pour améliorer la qualité du maillage en conservant la topologie interne du modèle, suite à un changement de position. D'abord, les surfaces personnalisées/positionnées sont corrigées pour supprimer les interpénétrations. Les nœuds des surfaces corrigées correspondent à la position finale des points de contrôle, leur position initiale étant celle des mêmes surfaces du maillage initial. Ces points de contrôles guident une transformation par krigeage, appliquée au HBM initial en utilisant la méthode précédente (sous-domaine avec extension de voisinage) pour prendre en compte les nombreux points de contrôle. Cette méthode de lissage, implémentée dans le logiciel open-source PIPER, a été évaluée sur trois scénarios : le modèle enfant PIPER après une flexion du tronc calculée par simulation élément finis ou par transformation géométrique, et le modèle GHBMCM50-O mis en position de conduite moto par simulation élément finis (Figure 25).

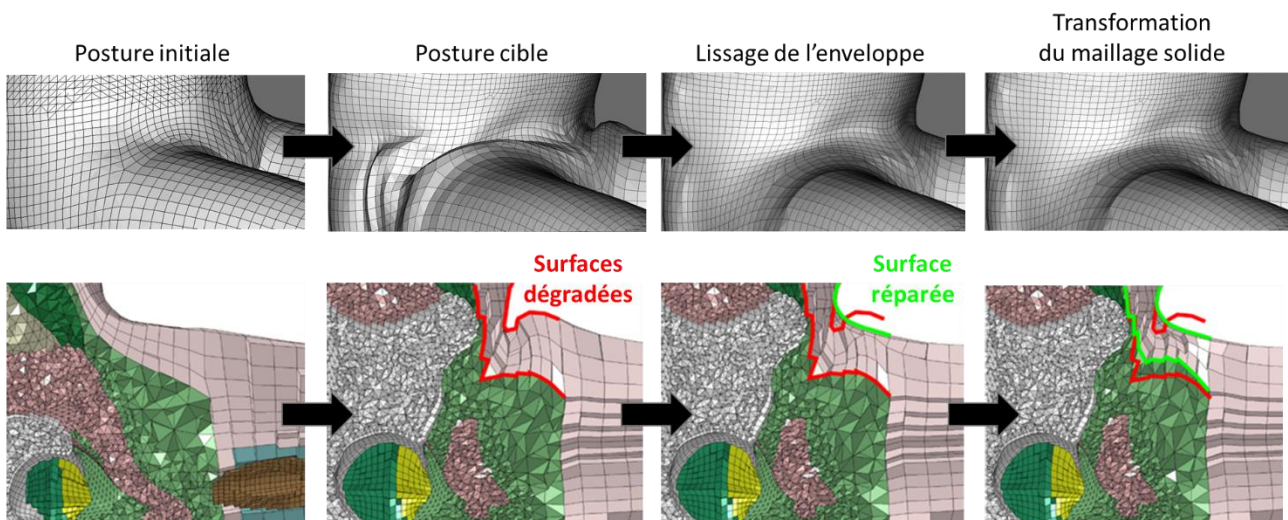


Figure 26. Illustration du lissage sur GHBMCM50-O. Vue de l'enveloppe (figures du haut) et coupe sagittale (figures du bas).

Les modèles ainsi lissés perdent les nombreux éléments à volume négatif engendrés par le positionnement, et deviennent ainsi simulables. Les détails des surfaces de plusieurs structures anatomiques peuvent être pris en compte : par exemple 38.000 points de contrôle pour lisser le modèle enfant en 5 minutes sur un ordinateur personnel. La distribution de la qualité des éléments est, après lissage, proche de la qualité du modèle initial. Le champ de transformation appliqué pour réaliser le lissage conserve les volumes des organes abdominaux après positionnement (<1%), garantit la conservation des positions relatives des structures anatomiques (donc des contacts), sans toutefois contrôler la validité physiologique de leur forme finale (par exemple pour les ligaments).

Le lissage de la surface conduit parfois à une inversion des éléments de surface, ce qui pourrait être corrigé avec des algorithmes alternatifs de lissage surfacique (par exemple [351]). Et le lissage volumique demeure limité dans les zones fines avec peu de couches d'éléments solides. Quelques artefacts de surfaces après positionnement ou personnalisation doivent encore être corrigés manuellement : des données expérimentales sur la variation de géométrie, par exemple au niveau du pli abdominal pour l'assise de sujets obèses, permettrait de guider la correction des surfaces. Les plis observés lors des mises en position par simulation EF sont peut-être le signe de pré-déformations, toujours ignorées lors l'utilisation de ces modèles une fois positionnés.

6. (QR) Etude de la protection de sujets obèses en choc automobile.

Bien que les systèmes de sécurité s'améliorent régulièrement, le taux de mortalité routière est stable depuis plus de cinq ans dans l'Union Européenne [352] : ces systèmes de protection protègent une population à l'anthropométrie moyenne. Aussi, l'Observatoire Européen de la Sécurité Routière recommande-t-il de tenir compte de la variabilité interindividuelle, par exemple grâce aux tests virtuels [274]. En particulier, les sujets obèses représentent un groupe important (22% entre 65 et 74 ans en 2016) et en croissance [353], à la ceinture abdominale souvent mal placée [354], voire absente [355], [356]. Les sujets obèses ont un taux de mortalité supérieur du fait de complications plus nombreuses et des types de blessures spécifiques [357]. En particulier, les sujets en surpoids ou obèses présentent des blessures thoraciques plus fréquentes [358], et moins de blessures abdominales et de fractures du bassin [359]. Les auteurs l'attribuent à un effet « airbag » de l'abdomen démesuré, i.e. une protection naturelle plus importante des organes abdominaux. Des essais expérimentaux sur PMHS obèses [360] ont montré des blessures plus sévères (sauf pour la tête), et une augmentation des mouvements du bas du corps, comme le soulignent aussi les mannequins physiques à l'abdomen augmenté [361]. Toutefois, il n'y a pas de consensus sur les mécanismes en jeu expliquant l'excursion du bassin (liée soit à du sous-marriage, soit au glissement de la ceinture dans le pli abdominal) et le rôle d'un abdomen surdimensionné (protecteur des organes ou lésionnel par sa masse excessive). L'objectif de ce travail de recherche, réalisé dans le cadre d'une thèse (T. JANAK) sous contrat avec LAB PSA Renault, a été de développer des modèles numériques représentant des sujets obèses et exploitables pour l'étude de dispositifs de sécurité, en couplant expérimentation et simulation.

1. Contexte

a. Déformation des modèles corps complet pour représenter des sujets obèses.

A l'aide de la personnalisation de GHBMCM en sujets obèses, Shi et al. [301] et Hu et al. [303] notent une augmentation du risque de blessure au thorax et aux membres inférieurs, comme relevé dans la littérature. Mais ces auteurs n'étudient pas la réponse de l'abdomen ni le risque de sous-marriage. De plus, le pli abdominal n'est pas représenté sur la surface de l'abdomen, et les tissus musculaires et adipeux ne sont pas dissociés. Beillas et Berthet [231] ont utilisé PIPER pour reproduire les anthropométries de 52 PMHS rapportés dans des publications étudiant l'abdomen à l'impact. Pour les différents IMC, la transformation améliore généralement la réponse des modèles (en particulier la pénétration abdominale), sans affecter les niveaux de force simulés, mais avec des chargements différents des organes abdominaux à cause des spécificités anatomiques du M50 et F05. Cependant, là encore, la transformation s'appuyait uniquement sur

l'anthropométrie, sans contraintes sur les os, les organes, et l'épaisseur de graisse sous-cutanée. Tous ces auteurs ont noté des artefacts sur le maillage transformé, comme Vavalle et al. [317] auparavant, peut-être du fait de transformations par morceau avec des cibles issues de sources différentes.

b. Cibles géométriques liées aux sujets obèses.

Les méthodes de transformation requièrent des cibles géométriques vers lesquelles déformer le HBM. Toutefois, les sources pertinentes de géométrie de sujets obèses sont rares. Pour la cible des tissus adipeux, quelques études rapportent la quantité de gras (en volume, pourcentage, aire etc.) en fonction de données anthropométriques [362], [363]. Holcombe and Wang [364] proposent une cartographie au niveau du tronc de l'épaisseur de gras à partir de la peau en fonction de l'IMC, mais pour des sujets en position couchée. Et l'imagerie médicale en position couchée ne rend pas compte de la forme de l'abdomen en position assise (cf. Chapitre III.2.3). Pour la cible de l'enveloppe extérieure, il existe plusieurs modèles surfaciques statistiques. L'application en ligne <http://humanshape.mpi-inf.mpg.de/> [365] rapporte uniquement des enveloppes de sujets en position debout. Si l'application en ligne <http://humanshape.org> [337] fournit les surfaces d'occupants de véhicules, la base de données comporte peu de sujets obèses, le pli abdominal a été simplifié par la méthode de recalage du maillage générique, et le maillage surfacique obtenu nécessite un post-traitement pour être exploitable. Pour la cible du squelette, les modèles statistiques sont développés uniquement pour des os (par exemple Shi et al. [301]), jamais pour le squelette complet comme le relève Sarkalkan et al. [366].

Nous avons mis en place, dans les travaux précédents, des outils open source pour la personnalisation de HBMs, qui pourront être utilisés pour des cibles détaillées. Nous avons aussi relevé la difficulté de représenter correctement le poids de sujets obèses en personnalisant uniquement l'anthropométrie des HBMs. Il existe donc un besoin de définir des cibles spécifiques supplémentaires pour représenter correctement les sujets obèses et ainsi étudier les mécanismes d'interaction de l'abdomen avec les dispositifs de protection. Le LAB PSA Renault a coordonné les travaux expérimentaux. Les tests mécaniques sur sujets d'anatomie (PMHS) ont été menés par le CEESAR.

2. Matériel et Méthode.

a. Création des cibles.

Pour créer des cibles cohérentes du squelette, des tissus adipeux et de l'enveloppe extérieure, un protocole a été mis en place pour l'acquisition de données d'imagerie de PMHS obèses en position assise. Quatre PMHS obèses ont été retenus sur les critères d'IMC et WHtR (« Waist-to-height ratio », un autre indicateur de l'obésité lié au tour de taille). Le protocole de test a permis de réaliser plusieurs acquisitions, en positions assise et allongée, avant de réaliser des essais de caractérisation du comportement mécanique de l'abdomen et du corps complet. Des acquisitions CT scan quasi-corps complet et IRM partielles (autour de l'abdomen) ont été réalisées en position allongée et assise (à l'aide d'un dispositif dédié), ainsi que des scanners laser de surface. Trois PMHS ont servi à créer des cibles décrivant le squelette, la peau et la graisse sous-cutanée. La cible du squelette complet a été construite par recalage du maillage de surface du squelette sur les CT scans, avec le logiciel Anatoreg [367] : ce logiciel permet une déformation non linéaire des os avec des mobilités du squelette aux articulations. La cible de la peau provient de la segmentation du CT scan augmentée des scanners laser recalés par des marqueurs cutanés (Figure 27a) : les plis abdominaux en position de conduite ont reçu une attention particulière pour leur rôle supposé dans la réponse de sujets obèses protégés par une ceinture sous-abdominale (Figure 27b). La cible du gras sous-cutané a été segmentée manuellement sur les CT scans comme limite du gras. Les parties manquantes des cibles (extrémités des mains, des pieds, de la tête ; parfois une partie des bras et jambes) ont été remplacées par les surfaces du modèle GHBMCM50-O original.

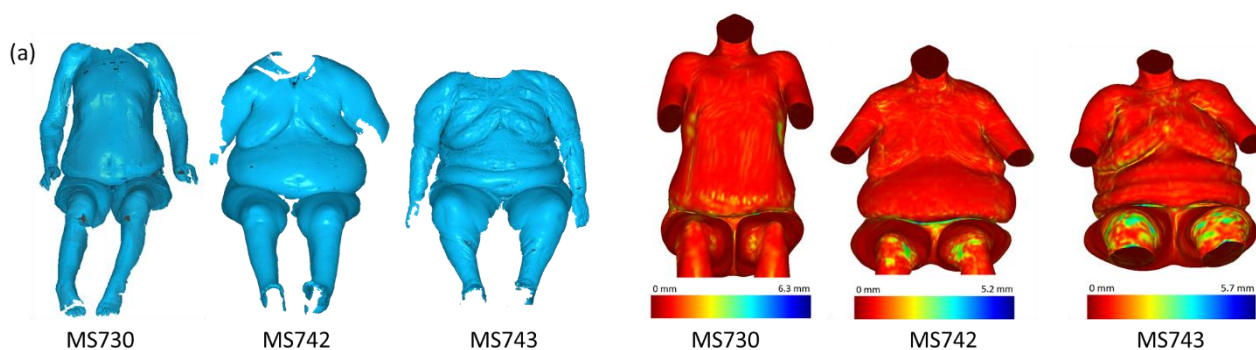


Figure 27. Enveloppes des trois PMHS obèses collectés pour cette étude. (a) données brutes à l'issue du scan laser de surface. (b) Cartographie de l'erreur de surface sur les cibles construites après recalage de l'enveloppe GHBMCM50-O sur les enveloppes augmentées de toutes les données expérimentales.

b. Mises en correspondance.

La correspondance entre ces cibles et le HBM a été réalisée grâce à un algorithme de recalage de maillage surfacique initialement développé durant l'ANR MIME, essentiellement basé sur la littérature. La majorité des approches de recalage s'appuient d'abord sur un algorithme de mise en correspondance des nœuds de la

source et de la cible, par recherche des points les plus proches. Hana et al. [368] fournit une revue de littérature de descripteurs de distance entre deux surfaces. Les descripteurs retenus sont inspirés de Fehr et al. [369] : peu coûteux, ils prennent en compte la similarité de la courbure des surfaces, conduisant à 16 dimensions par nœud traitées par distance euclidienne. La mise en correspondance entre les nœuds du maillage initial et du maillage cible est symétrique. Le champ de déplacement, lissé, guide la déformation sous contrainte du maillage initial (par exemple [370], [371]). Les poids des paramètres descripteurs sont modifiés à chaque itération pour donner progressivement plus de poids à la proximité, au fur et à mesure que la surface déformée se rapproche de la surface cible.

c. Personnalisation du modèle GHBMC M50-O en sujets obèses.

La transformation du modèle GHBMC M50-O à l'aide des cibles détaillées a été réalisée en utilisant les méthodes précédemment rapportées dans ce mémoire et implémentées dans le logiciel open-source PIPER. Toutefois, les grandes déformations nécessaires à la création du pli abdominal ont toujours dégradé la qualité du maillage, surtout pour les deux PMHS avec les IMC les plus élevés, quelle que soit la méthode employée. Les parties sous-cutanées abdominales du M50-O avant déformation ont donc été remaillées pour permettre la création du pli abdominal par transformation. Egalement, la transformation autour du bassin a échoué à respecter à 100% la cible des tissus adipeux sous-cutanés, du fait d'un nombre d'éléments trop faible dans l'épaisseur de tissu du modèle GHBMC initial. Ces cibles ont donc été relaxées progressivement, jusqu'à permettre la création d'un modèle personnalisé simulable.

Finalement, trois modèles EF ont été créés pour chacun des trois PMHS traités en utilisant : (i) les cibles du squelette, de la peau avec pli abdominal, et du gras sous-cutané (Figure 28a), (ii) les cibles du squelette et de la peau avec pli abdominal, (iii) les cibles du squelette et de la peau sans pli abdominal (i.e. abdomen lissé) (Figure 28b). Cette dernière cible d'un abdomen obèse simplifié correspond à l'état de l'art des personnalisations de HBM sur sujets obèses rapportées dans la littérature.

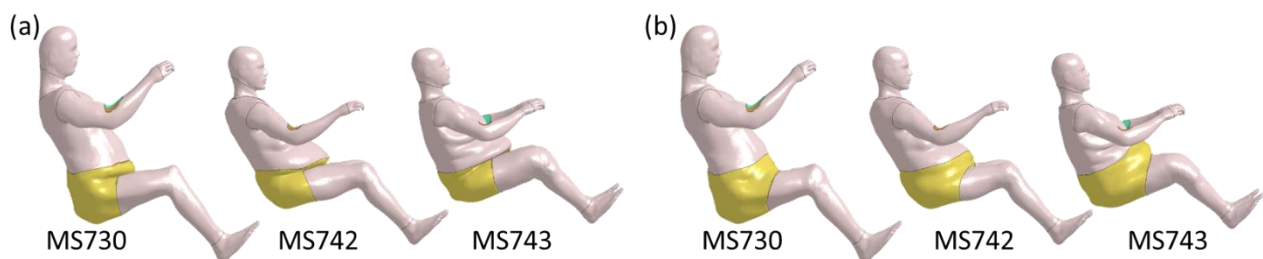


Figure 28. Modèle GHBMC M50-O personnalisé sur l'enveloppe et le squelette des trois PMHS, (a) avec pli abdominal, (b) sans pli abdominal (abdomen obèse simplifié).

d. Caractérisation expérimentale.

La pertinence des modèles a été évaluée en comparant leur réponse à des données issues des tests mécaniques menés au CEESAR.

Figure 29. Dispositifs expérimentaux pour : (a) le chargement ceinture non lésionnel en position (a.1) parallèle à l'assise, (a.2) à l'intérieur du pli, (a.3) au-dessus du nombril, (b) le test lésionnel de type charriot.

Des chargements de ceinture non lésionnels ont été réalisés pour caractériser l'interaction avec l'abdomen de la ceinture de sécurité abdominale, avec trois positions de ceinture (parallèle à l'assise, à l'intérieur du pli, au-dessus du nombril) (Figure 29a). Le chargement (environ 1m/s) est réalisé à l'aide d'un piston sur l'extrémité de la ceinture.

Des tests lésionnels de type charriot ont été réalisés pour caractériser le comportement général en situation de sécurité automobile lors d'un choc frontal (Figure 29b). Un siège semi-rigide (pour éviter les lésions lors du rebond), équipé d'une ceinture 3 points avec prétensionneur et limiteur d'effort à l'épaule, est placé sur un chariot inversé : le chariot accélère jusqu'à la vitesse d'impact. Le premier chargement (50km/h, 32g) ayant entraîné de multiples fractures (à cause d'une déminéralisation osseuse visible au CT scan), il a été réduit à 30km/h, 8g.

Des repères sur la ceinture, le siège et le corps ont été pointés en position initiale à l'aide d'un bras Faro®. Une radiographie sagittale a servi à vérifier la position des sujets. 4 caméras à 2000 images/seconde ont filmé tous les essais pour quantifier le mouvement de cibles posées sur les PHMS, le siège et la ceinture.

e. Evaluation du comportement des modèles.

La modélisation EF de l'environnement d'essai a été fournie par CEESAR et LAB PSA Renault. Les marqueurs expérimentaux ont servi à positionner les modèles de PHMS obèses (déjà imagés en position proche des positions d'essais) et les dispositifs de sécurité (ceintures, prétensionneurs etc.). La ceinture dans le pli abdominal, impossible à complètement repérer expérimentalement, a été partiellement reconstruite par interpolation des extrémités puis corrigée manuellement.

Les paramètres de friction du modèle de ceinture de sécurité ont été adaptés pour correspondre à la littérature [372]. Pour les essais ceinture, les degrés de liberté des nœuds du modèle en contact avec le siège

ont été bloqués, et le déplacement mesuré expérimentalement à l'extrémité de la ceinture a été appliqué à au modèle EF de ceinture. Pour les essais chariot, le modèle a été positionné dans le siège par simulation de la gravité pour fermer les contacts avec les tissus mous (pli abdominal et mousse de l'assise), puis le profil expérimental d'accélération a été appliqué au modèle EF de chariot. Après simulation, le profil des forces dans la ceinture de sécurité et des déplacements au centre de la ceinture ont été comparés aux profils expérimentaux enregistrés par les capteurs.

3. Résultats.

a. Recalage de la loi de matériau du tissu adipeux.

Plusieurs lois de matériaux coexistent au sein des modèles GHBMC pour représenter les tissus adipeux, du fait de développements successifs. Pour l'abdomen chez les sujets obèses, la représentation de tissus adipeux devient cruciale. Différentes lois de comportement issues de la littérature et construites à partir d'essais uniaxiaux pour plusieurs taux de déformation ont donc été implémentées comme loi hyperélastique incompressible tabulaire et testées. Pour ces lois de matériaux, le comportement du modèle GHBMC M50-O a été évaluée au regard : (i) de tests de validation GHBMC sur le modèle initial (données expérimentales issues de chargements ceinture à mi-abdomen [373], [374] et de test d'impact avec une barre de 32kg à 6m.s^{-1} [375]) (Figure 30), et (ii) sur les essais de chargement ceinture simulés après personnalisation du GHBMC sur les PHMS obèses correspondant. Le modèle initial de tissu adipeux fournit un comportement trop rigide, d'autant que ce tissu adipeux s'étend aussi aux muscles chez les sujets obèses. Pour la loi de matériau souple finalement retenue (non reproduite pour des raisons de confidentialité), l'amortissement numérique a été diminué autant que possible : il stabilise les simulations (i.e. empêcher l'inversion d'éléments solides) mais influence aussi grandement le comportement mécanique.

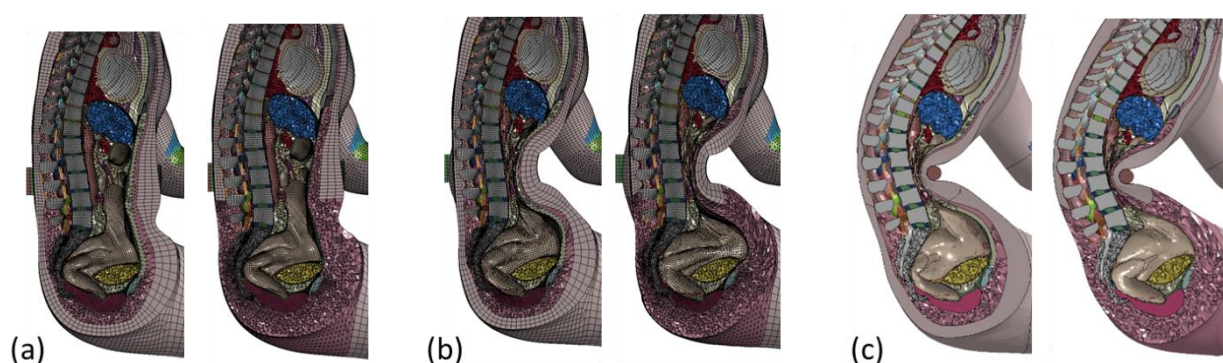


Figure 30. Modèle GHBMC M50-O original et à l'abdomen remaillé, (a) en position initiale, après un essai de validation (b) ceinture [374] et (c) barre [375].

La simulation personnalisée du test ceinture sur PMHS souligne l'importance de représenter complètement le pli abdominal pour les sujets obèses (Figure 31). Les modèles PMHS sans représentation du pli surestiment les efforts ceinture et conduisent à des glissements irréalistes de la ceinture. La représentation du pli est d'autant plus nécessaire pour simuler (i) le positionnement de la ceinture dans le pli abdominal, (ii) l'ouverture du pli et le glissement proximal de la ceinture observé expérimentalement en configurations ceinture parallèle et haute. La prise en compte d'une cible pour le gras sous-cutané dans la personnalisation du modèle modifie peu la concordance entre simulations et expérimentations pour ce type d'applications.

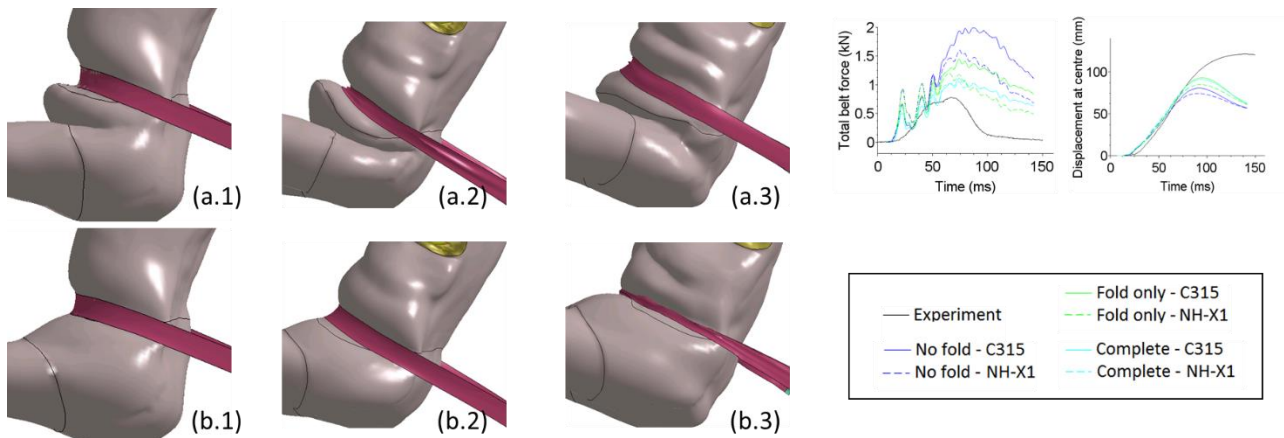


Figure 31. Simulation de l'essai ceinture haute pour les trois PMHS (1,2,3), avec pli abdominal (a) et sans pli abdominal (b). Courbes de comportement pour deux lois de matériaux différentes pour le tissu adipeux (C315 et NH).

b. Tests charriot.

Les simulations des tests charriot ont montré des difficultés de convergence : les tissus mous, en particulier les tissus adipeux, sont soumis à des chargements importants. Effectivement, l'un des essais a conduit à de multiples fractures du bassin. Toutefois plusieurs configurations ont été simulées avec succès, montrant l'influence majeure du frottement entre le sujet et son environnement (coefficient de frottement de 0.3, 0.5 et 0.8 pour le siège et la ceinture). Le profil d'effort dans le brin épaule de la ceinture reste toujours proche des valeurs expérimentales du fait du limiteur de force. Des coefficients de frottement faibles conduisent au glissement de la ceinture dans le pli abdominal et à une excursion frontale du corps trop importante au regard des essais (donc une accélération surestimée du bassin). Des coefficients de frottement plus élevés sur la ceinture et le siège améliorent la convergence et la concordance des modèles avec les forces expérimentales dans la ceinture ; et la ceinture ne glisse plus sur le bassin et l'abdomen. Si les essais ceinture étaient réalisés avec un contact sur peau humide, les PMHS sont habillés pour les tests charriot, ce qui explique des coefficients de frottement ceinture-peau différents entre les deux tests.

Les simulations montrent que le glissement de la ceinture surcharge le bassin, d'où des efforts plus élevés dans le brin abdominal et la boucle. Le glissement de la ceinture dans le pli est observable sur l'enregistrement

vidéo de l'expérience et a conduit à des fractures multiples du bassin. Cette remarque souligne encore l'importance de modéliser le pli abdominal pour simuler correctement les interactions de la ceinture abdominale avec l'abdomen : l'absence de pli sous-estime l'excursion du bassin d'autant plus que le coefficient de frottement avec le siège est faible.

4. Discussion.

Ces travaux montrent que les méthodes par interpolation géométrique peuvent personnaliser les HBMs pour générer des sujets obèses, à condition que ces modèles soient développés en conséquence. Actuellement les modèles statistiques d'enveloppe en position de conduite [337] et les HBMs personnalisés sur des sujets obèses [231], [301], [303] ignorent le pli abdominal : le recalage de surface et la personnalisation des modèles en sont facilités. Or nos résultats montrent que la représentation du pli semble essentielle pour capturer la réponse tant pour les essais ceinture que pour les essais chariot. D'où le besoin de créer des cibles géométriques appropriées pour étudier les sujets obèses. Si les cibles géométriques sont souvent créées en position couchée ou debout, la position de conduite implique une forme déformée de l'abdomen sous la gravité, d'autant plus chez les sujets obèses. La gravité a été appliquée avant de simuler les chargements chariot pour fermer les contacts entre les tissus adipeux avec le siège et au niveau du pli abdominal, et ainsi retrouver une géométrie plus proche des essais. L'application de la gravité permettrait aussi de considérer un état de pré-charge des tissus adipeux au passage à la posture de conduite, mais dont l'effet est inconnu sur le comportement des modèles. Et la variation de position des organes abdominaux en fonction de la posture (étudiée au Chapitre III.2.3) est peut-être spécifique chez les sujets obèses, avec potentiellement une excursion des organes liée à la masse antérieure de tissus adipeux se déformant.

Des algorithmes issus de l'infographie et simulant la croissance progressive des graisses autour du squelette pourraient aussi aider à fournir des cibles adéquates (si leur pertinence physiologique était vérifiée par des données expérimentales). Ainsi Saito et al. [192] ajuste d'abord le squelette d'un modèle de corps humain déformable, puis utilise un modèle de croissance (à l'aide soit d'une formulation élastique solide soit d'une formulation semi-fluide) pour augmenter le volume des muscles et de la graisse. Mais la méthode conduit à une grande disparité de dimension entre les éléments, et ne garantit pas l'absence d'éléments solides inversés. Lloyd et al. [376] modifient l'IMC (de 29 à 49) des modèles IT'IS (<https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/-population/>) en modélisant les tissus mous par une loi hyper-élastique avec une pré-déformation pour modifier le volume des tissus adipeux ou des organes (cœur, poumons etc.) : le maillage tétraédrique continu et les contraintes liées aux os rigides propagent la variation de volume d'un organe aux structures adjacentes. Toutefois, la qualité du maillage déformé n'est pas un enjeu pour ces modèles, utilisés comme

fantômes pour la simulation de champ électromagnétique, thermique ou acoustique, sans grandes déformations.

Peu de sujets PMHS respectant les critères d'inclusion ont pu être collectés sur la durée de la thèse pour construire des cibles. Les IRMs ont été exploitées uniquement pour aider à la délimitation des tissus adipeux sur CT scan. Une utilisation plus poussée des IRMs, non justifiée ici, aurait nécessité un recalage supplémentaire des IRMs sur les CT scans. Or les recalages de toutes les données d'imagerie ont été longs. Et la méthode interactive de recalage (Anatoreg) utilisée pour la reconstruction du squelette à partir des CT scan a demandé de retravailler le maillage final avec la méthode de lissage précédemment développée [350].

L'approche de mise en correspondance automatique des cibles autorise des structures anatomiques initialement éloignées dans l'espace 3D (par exemple les mains) ou des surfaces anatomiquement identiques mais à la courbure différente (par exemple le pli abdominal). Toutefois cette méthode ne gère pas les interpénétrations du maillage surfacique une fois déformé, par exemple dans le pli abdominal. Et des zones aux descripteurs non discriminants (par exemple les surfaces similaires à un tube comme les avant-bras, ou les surfaces à grand rayon de courbure comme l'abdomen) conduisent à un glissement relatif des surfaces, et donc à un cisaillement préjudiciable aux éléments volumiques. Si les descripteurs peuvent être complétés par des points de contrôle fournis par l'opérateur, leur identification manuelle devient rapidement fastidieuse. Des algorithmes plus évolués, contraignant la mise en correspondance à la qualité du maillage EF déformé, permettraient d'automatiser le processus, même si le coût numérique de la transformation du HBM reste élevé malgré l'utilisation de la méthode par subdivision de l'espace.

Pour les chargements ceinture, la réponse du modèle personnalisé, en particulier le pic de déflexion, dépend de l'extrapolation des lois de matériaux des tissus adipeux en dehors des domaines (tant de déformation que des vitesses de chargement) caractérisés expérimentalement dans la littérature [377]–[379]. Étendre ces domaines de caractérisation expérimentale des tissus adipeux aux très grandes déformations (jusqu'à la rupture) serait utile pour améliorer la représentativité des modèles corps complet pour les chargements simulés ici. Également, ces lois ne rapportent pas l'état de déformation initial dans le tissu : or l'état de chargement initial est sûrement spécifique chez le sujet obèse du fait du grand volume de tissu adipeux et de sa souplesse, ne serait-ce que sous l'effet de la gravité. Enfin, aucune configuration n'a capturé le profil complet de la réponse expérimentale en force de la ceinture, en particulier un second rebond : la pertinence du modèle obèse pourrait être accrue en étudiant l'effet de la modélisation des organes abdominaux internes des sujets obèses, plus volumineux et entourés de gras, sur la réponse de l'abdomen.

5. Perspectives.

Ce projet rassemble avec succès toutes les méthodologies mises en place jusqu'à présent pour la personnalisation de HBMs avec des cibles détaillées. Le besoin de remailler les tissus adipeux antérieurs (après leur déformation extrême pour représenter l'abdomen de sujets obèses) souligne l'importance de penser le maillage au regard de sa personnalisation et de son application. Ces approches de personnalisation pourraient être réinvesties dans le développement de dispositifs médicaux, par exemple pour la réparation de la paroi abdominale (Chapitre IV.1).

La méthode de recalage de maillages est actuellement utilisée dans la construction de modèles statistiques de forme utilisés pour la modélisation déformable (Perspectives de Recherche à court terme, Chapitre IV). Ces modèles statistiques de forme sont souvent utilisés pour construire des populations de modèles EF. Il serait donc judicieux d'inclure une contrainte sur la qualité des éléments finis solides dans le recalage du modèle générique de surface avant la construction du modèle statistique de forme.

La complexité expérimentale, tant pour l'acquisition de cibles géométriques complètes que pour la caractérisation mécanique, nécessite de mutualiser les expertises. D'où l'importance de partager les pratiques et les données pour capitaliser sur les travaux réalisés, comme nous souhaitons le faire avec l'Alliance Avicenna pour les données expérimentales (Chapitre IV.2.i).

IV. Réflexions et Perspectives de Recherche.

Des perspectives de recherche à court terme émergent de mes travaux autour de la personnalisation de modèles déformables du système musculo-squelettique, (i) pour la génération de modèles statistiques de l'enveloppe externe dans le cadre d'un contrat industriel auquel je collabore, (ii) pour le développement d'un modèle statistique de genou dédié à l'étude du risque lésionnel piéton dans le cadre d'une thèse (S. BENADI) avec LAB PSA Renault que je co-encadre. Ce travail est cohérent avec le thème dont je suis co-coordonateur « Imagerie et personnalisation de modèles anatomo-fonctionnels » au sein du LIA EVASYM. A moyen terme, nous souhaitons améliorer la modélisation déformable des muscles actifs pour l'exploiter sur l'étude de dispositifs médicaux lors d'un mouvement de marche complet, en incluant l'articulation de la cheville. A plus long terme, nous souhaitons promouvoir de bonnes pratiques pour le développement de modèles déformables exploitables dans l'industrie des dispositifs médicaux.

1. (DM) Améliorer la modélisation déformable des muscles actifs.

La modélisation musculo-squelettique déformable peut être améliorée en représentant la peau et les tissus adipeux, les fibres musculaires et le fascia qui couvre le membre inférieur complet. Ceci augmenterait peut-être l'effet de couplage entre les muscles et entre les muscles et les os. Toutefois, il reste un besoin en données expérimentales pour construire et évaluer ces modèles.

a. Modélisation des fibres.

Contrairement aux recommandations de Dao et al. [183], nous pensons que les recherches futures en modélisation déformable des muscles devraient porter sur le développement de lois de matériaux contractiles numériquement robustes pour permettre l'intégration de plusieurs muscles dans des modèles globaux, avant de chercher à y intégrer plus de paramètres physiologiques. Un travail sur une approche continue de la contraction au sein du solveur LS-DYNA a été réalisé dans le cadre d'un projet de Master en 2019. L'objectif était d'évaluer les différentes lois de comportement actif présentes dans le logiciel LS-DYNA pour la simulation des tissus biologiques. Une loi constitutive anisotrope et hyperélastique, développée pour la contraction cardiaque, semble pertinente pour nos futurs modèles musculo-squelettiques : aucun problème de convergence n'a été relevé en grande déformation, même pour des niveaux extrêmes de contraction, tant pour des maillages tétraédriques qu'hexaédriques, avec des contacts avec d'autres muscles ou bien des surfaces rigides. Ramasamy et al. [380] a récemment utilisé cette loi pour modéliser les muscles hauts de la cuisse d'un sujet amputé fémoral avec orthèse, avec l'organisation des fibres personnalisée par IRM de diffusion, pour un niveau d'activation cependant identique à tous les muscles. Effectivement, cette loi, encore

en développement dans le code LS-DYNA, ne permet pas de prendre en compte facilement un historique d'activation ; et son comportement est fortement perturbé par l'amortissement nécessaire à la suppression des vibrations liées à la contraction dans un schéma d'intégration explicite.

Une courbure et une longueur des faisceaux plus physiologique (et donc plus importante) pourraient expliquer la tension non uniforme à l'intérieur du volume musculaire, en particulier autour de l'aponévrose [381]. Purslow et al. [382] rapporte aussi la présence de fibres musculaires se prolongeant dans les fascia, renforçant l'importance de la modélisation du tissu interstitiel pour la transmission des efforts entre les muscles par cisaillement [217]. Si actuellement seule la force longitudinale est exploitée dans notre modèle, le champ physiologique des fibres en 3D pourrait être modélisé soit à partir de l'imagerie par exemple ultrasonore [383], soit à l'aide d'un modèle adapté à la géométrie du muscle [184], ou par des approches théoriques [194]. Ces dernières méthodes, basées sur la définition des insertions et origines des muscles, ont l'avantage de permettre la génération du réseau fibreux sur l'ensemble des muscles squelettiques, ce qui facilite la modélisation musculo-squelettique active quelle que soit l'articulation, en particuliers pour les modèles développés au LBMC (épaule, membre inférieur, cou).

b. Modélisation du fascia et des aponévroses.

Plusieurs études expérimentales soulignent l'importance d'aborder la modélisation du fascia afin d'améliorer la prédiction de la force musculaire sous contraction. Les fascias profonds définissent des compartiments séparant les groupes fonctionnels de muscles [384]. Et les propriétés matérielles biaxiales du fascia pourraient être liées à sa capacité à transmettre une force longitudinale, tout en permettant des contraintes plus importantes dans la direction transversale pendant la contraction musculaire [385], [386]. En effet, Otsuka et al. [387] a mesuré *in vivo* une augmentation de la raideur tant dans le muscle que dans le fascia avec la contraction musculaire, dans les directions longitudinale (majoritairement) mais aussi transversale (ce qui confirme le modèle théorique de transmission radiale de Findley et al. [388]). La raideur transversale plus faible du fascia faciliterait l'expansion radiale du muscle [389] pour maintenir la pression intramusculaire [390]. La modélisation du fascia superficiel sur l'ensemble du corps contribue à maintenir la cohérence de forme des muscles durant la contraction et donc leurs interactions, pour des mouvements complexes [180]. Comme pour le fascia, Azizi and Roberts [391] avaient aussi montré une augmentation de la raideur de l'aponévrose dans la direction longitudinale : un modèle d'aponévrose avec une loi de matériau orthotrope pourrait réduire l'étirement des fibres le long du muscle [189]. Une thèse est en cours au LBMC sur la caractérisation expérimentale du fascia par élastographie et sa représentation numérique : cette méthode permettrait de déterminer *in vivo* l'anisotropie musculaire [392] des muscles superficiels pour personnaliser les lois de comportement de modèles actifs.

c. Mesures expérimentales *in vivo*.

Le problème majeur de ces modèles musculaires reste le recueil d'information physiologique pour leur construction et leur validation [183]. Bilston et al. [393] rapporte une revue de littérature des méthodes récentes de caractérisation *in vivo* du muscle.

i. Mesure de la pression.

Sleboda et Roberts [394] ont montré sur un modèle musculaire animal que la pression intramusculaire influence le niveau d'activation ainsi que la force produite en contraction isométrique, en fonction de la longueur du muscle : l'augmentation de la pression intramusculaire augmente la force produite pour un muscle étiré, mais diminue la force pour une longueur inférieure à la longueur optimale du muscle. La mesure *in vivo* de la pression intramusculaire chez l'homme, qui est reliée à l'activation musculaire, met en avant une redistribution rapide des fluides dans le muscle après la contraction [395]. Mais cette méthode de mesure de la pression intramusculaire est invasive et donc difficilement généralisable.

ii. Elastographie par onde de cisaillement.

De nombreuses études ont utilisé l'élastographie pour des mesures *in vivo*, mettant en avant des relations entre le module de cisaillement et la force (passive et active) [396]. Des travaux expérimentaux d'essais de traction *in vitro* sur tissu musculaire ont été menés au laboratoire, avec une mesure de la raideur du tissu à l'aide des capteurs et à par sonde d'élastographie [397]. Nous avons encadré un Master en 2013 [227] afin d'évaluer la possibilité de caractériser par élastographie ultrasonore (ondes de cisaillement) la raideur d'un tissu biologique passif. Un modèle EF paramétré d'un échantillon avait été réalisé et calibré sur les essais. La propagation d'une onde de cisaillement avait été simulée pour différents niveaux de traction sur l'échantillon. La cartographie de la vitesse de propagation de l'onde avait été générée et traitée pour extraire un module d'Young équivalent. Ce modèle avait été calibré sur un tissu isotrope élastique linéaire. L'effet de différents paramètres avait ensuite été évalué par un plan d'expérience factoriel. Les écarts aux données fournies par l'élastographe s'expliquent d'abord (et évidemment) par la direction de mesure de la vitesse de propagation de l'onde de cisaillement en présence d'une isotropie transverse, effet majoré pour une loi de comportement non linéaire. D'où la nécessité de réaliser l'élastographie dans le sens des fibres (longitudinal) mais aussi transversalement : Eby et al. [398] montrait effectivement, sur des essais *in vitro*, une relation linéaire entre le module d'Young (à partir de capteurs classiques) et le module de cisaillement par élastographie dans le sens des fibres.

iii. IRM dynamique.

L'IRM dynamique permet une mesure *in vivo* du champs 2D des déformations dans le tissu musculaire en contraction [399]. Yaman et al. [400] ont mesuré *in vivo* des déformations locales hétérogènes dans tous les muscles de la jambe, à l'aide d'une IRM haute résolution et de méthodes de transformations non-linéaires.

Comme pour l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement, la déformation maximale en cisaillement calculée à partir du champ de déformation 2D est corrélée à la force produite [401] : ainsi les sujets âgés présentent-ils des champs 2D significativement différents en contraction, pas en passif. L'amplitude du champ de déformation 2D est élevée à la proximité de l'aponévrose en contraction active, ce qui peut être relié à un risque de blessure [402]. Les champs de déformation 3D peuvent être reliés à la pression intramusculaire [403]. Toutefois, le suivi des repères pour le calcul des champs reste manuel ou semi-automatisé, fastidieux et long, donc souvent réalisé en 2D. Et la résolution de l'acquisition est liée au temps d'acquisition et donc à la durée de la contraction volontaire des sujets, limitant les détails capturables par le champ de déformation.

iv. IRM de diffusion.

L'IRM de diffusion permet de mesurer *in vivo* l'orientation 3D des fibres musculaires [404] sur un champ bien plus vaste que l'échographie ou l'élastographie, même si la présence de tissus graisseux bruite la mesure de l'orientation [405]. L'intérêt de cette méthode pour compléter la modélisation déformable était souligné dès 1999 par Van Donkelaar et al. [406] : elle fournit une information sur l'anisotropie musculaire [407], sur l'hétérogénéité de la déformation au sein du muscle en contraction isométrique [408], et surtout sur la direction des fibres le long du muscle. La mesure de l'architecture musculaire réalisée par IRM de diffusion serait comparable à des mesures *in vitro* [187]. Des courbes 3D recalées sur ces orientations donnent les lignes d'action musculaire, même si le profil de ces dernières semble sensible à la segmentation de la surface des muscles et aux critères d'arrêt de la reconstruction des fibres [187], [409]. Un post-traitement spécifique reste nécessaire pour passer de la mesure de l'orientation des fibres à son intégration dans un modèle EF [380].

d. Exemple d'application.

Si le LBMC travaille actuellement sur la caractérisation par élastographie, l'IRM de diffusion fournit une information volumique *in vivo* de la distribution d'orientation des fibres, compatible avec les lois de comportement musculaire utilisées dans le cadre de notre travail. Ces données expérimentales serviraient tant pour évaluer la pertinence des méthodes de génération de fibres musculaires, que pour personnaliser les modèles musculaires déformables. Une expertise en IRM de diffusion se retrouve par exemple au sein du LABEX PRIMES¹³ dont fait partie le LBMC. Et le LBMC a une expérience forte en caractérisation expérimentale. De plus, des outils de maillage et de personnalisation de modèles de corps complet, avec des cibles détaillées, ont été développés dans le cadre de notre travail. Il est donc possible de construire une synergie rassemblant des compétences expérimentales, en imagerie médicale et en modélisation personnalisée du système musculo-squelettique, par exemple pour l'étude d'implants de réparation de la paroi abdominale.

¹³ LABEX PRIMES (Physique, Radiobiologie, Imagerie Médicale et Simulation), ANR-11-LABX-0063, Université de Lyon, programme "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007) géré par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR)

2. (DM) Améliorer les pratiques de modélisation pour l'étude de dispositifs médicaux.

Le projet KNEEHUB¹⁴ montre que les pratiques de développement de modèles conduisent à des résultats très différents entre laboratoires, pour des jeux de données expérimentales identiques. Cette hétérogénéité se retrouve dans la littérature, par exemple sur la performance des modèles EF de fémur [410]. Ma contribution à des projets en lien avec le domaine industriel de la sécurité des usagers m'a sensibilisé à la nécessité d'adopter et de partager des procédures de développement de modèles déformables pour l'industrie des dispositifs médicaux. En phase de R&D préclinique, la modélisation dans le domaine des dispositifs médicaux permettrait d'accélérer le développement et de réduire le nombre de prototypes à tester. Au-delà, les essais *in silico* sont aussi une opportunité pour améliorer les essais de certification (sur modèle animal et clinique) en diminuant leur amplitude (en terme de durée et de population) et en améliorant la couverture des phénotypes à risque difficiles à recruter. La virtualisation des essais est déjà pratiquée en pharmacologie [411] avec des résultats parfois meilleurs que les essais sur animaux [412], et se retrouve dans la protection des usagers de la route pour tenir compte de la variabilité interindividuelle dans le développement des systèmes de sécurité [275].

Des guides de bonnes pratiques pour appliquer l'approche *in silico* aux dispositifs médicaux ont été rédigés par l'ASME [413] et la FDA [414]. L'EMA y travaille pour l'Union Européenne. Cette démarche, d'autant plus importante que la Question d'Intérêt est relative à la Santé, est concomitante à la communication par la communauté scientifique d'informations suffisantes pour juger de la qualité des modèles [269], voire au partage de ressources [272] comme cela a été fait pour le logiciel PIPER et le modèle corps complet PIPER (<http://www.piper-project.eu/>). L'approche *in silico* se construit sur une démarche Qualité, pour assurer la crédibilité d'un modèle dans un Contexte d'Utilisation : Vérification, Validation et Propagation d'incertitudes. Anderson et al. [266] illustre d'exemples chaque étape de la démarche.

a. Vérification.

La Vérification des modèles par éléments finis a plusieurs fois été traitée durant nos travaux de recherche, avec l'évaluation de la qualité des éléments, les études de convergence et la simulabilité des modèles. Pour une simulation donnée, il est aussi possible de quantifier l'erreur de discrétisation par une cartographie de l'erreur de contrainte (ou de l'énergie de déformation) [415], métrique aussi utilisée pour le maillage adaptatif

¹⁴ KNEEHUB. Reproducibility in simulation--based prediction of natural knee mechanics, funded by the National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, National Institutes of Health (Grant No. R01EB024573), <https://simtk.org/projects/kneehub/>

[416]. Egalement, la traçabilité des versions de modèles, mise en place pour le modèle open source PIPER, devrait être généralisée pour le suivi des développements de modèles EF.

b. Validation.

La Validation d'un modèle numérique consiste (i) à le calibrer à partir de données expérimentales, (ii) à évaluer sa pertinence sur d'autres données expérimentales moins maîtrisées, (iii) en prenant en compte les incertitudes. Un exemple didactique de la démarche, dans un tout autre domaine que les dispositifs médicaux, est rapporté par Atamturktur et al. [417]. La Validation des modèles s'appuie sur des données cibles, issues d'expérimentations *in vitro* ou *in vivo*. Souvent, la littérature scientifique ne fournit pas les données originales et rapporte des informations incomplètes qui ne permettent ni de juger de la qualité des données, ni de reproduire les essais, ni de mesurer les incertitudes. Si les données expérimentales fournies sont exhaustives, l'étape de calibration d'un modèle peut être menée avec succès en double aveugle [418]. Il y a donc un besoin de construire ou d'accéder à des données expérimentales exhaustives pour calibrer les modèles numériques par approche spécimen-spécifique, puis d'évaluer la pertinence de ces modèles calibrés au regard de données moins maîtrisées couvrant le domaine d'utilisation.

i. Données expérimentales.

Les essais utiles à la Validation doivent être pensés pour et par les modèles [167]. D'abord, les matrices d'essais doivent permettre de quantifier au mieux la fiabilité du modèle, au regard du nombre de facteurs (par exemple pour la calibration d'un capteur 6 axes [419]). Ensuite, les informations expérimentales doivent être suffisantes pour reproduire les essais par simulations spécimen-spécifiques (par exemple pour les modèles EF de fémur utilisés en prédiction du risque de fracture [420]). Les essais *in vitro* facilitent la collecte de multiples informations difficilement mesurables *in vivo* (géométrie par imagerie médicale, cartographie des propriétés mécaniques par CT scan, scan 3D du spécimen dans le banc d'essai, déformations par jauges ou corrélation d'images etc.), en décomposant les chargements complexes par principe de superposition et en maîtrisant les conditions aux limites.

Si l'expérimentation pour la modélisation demande des ressources humaines et financières importantes ainsi qu'une expertise spécifique, la difficulté d'accéder aux données entraîne la multiplication de publications d'essais redondants mais aux résultats parfois variables. Ainsi la variabilité des propriétés élastiques de l'os spongieux relevée dans les publications scientifiques dépend-elle du site anatomique, de la forme de l'éprouvette, du type de sollicitation et des conditions aux limites, de la méthode de mesure des déformations, et de la méthode de régression [421].

La reproductibilité inter-laboratoire permettrait d'évaluer la robustesse de protocoles expérimentaux pour caractériser des matériaux, à condition de partager les protocoles, les méthodes de calibration du protocole et les méthodes de traitement des données. Un groupe de travail de l'Alliance Avicenna, auquel je contribue, travaille au partage de bonnes pratiques d'essais *in vitro* pour leur utilisation dans des modèles, en lien avec les besoins de l'industrie des dispositifs médicaux.

ii. Calibration des modèles spécimen-spécifiques.

Les cibles servent à construire des modèles spécimen-spécifiques, et à calibrer les paramètres d'entrée du modèle pour améliorer sa fidélité. La démarche de construction de modèles spécimen-spécifiques est similaire à celle de l'étude patient-spécifique. D'abord, la personnalisation géométrique s'appuie sur la reconstruction surfacique issue de l'imagerie médicale : nous avons développé plusieurs outils pour personnaliser géométriquement des modèles déformables. Ensuite, la personnalisation des propriétés mécaniques s'appuie, pour les tissus mous souvent sur l'élastographie ou l'IRM de diffusion, pour l'os souvent sur du CT scan avec plusieurs approches de cartographie des paramètres matériaux [422].

La quantification de l'incertitude des données d'entrée sert à identifier les paramètres du modèle aux effets majeurs, grâce à une analyse de sensibilité globale de type Morris (comme cela a déjà été mis en œuvre au laboratoire [423]). Par exemple, si la résolution de l'image crée une incertitude sur la géométrie osseuse et sur le niveau de gris [424], l'étude de sensibilité montre que le risque de fracture est sensible d'abord à l'incertitude de géométrie [425]. D'où l'importance d'utiliser une méthode de reconstruction (semi-) automatisée des images médicales pour augmenter la reproductibilité intra- et inter-opérateur.

Une optimisation est ensuite utilisée pour calibrer les paramètres d'entrée d'intérêt, au mieux avec la prise en compte des incertitudes sur les données d'entrée du modèle et les cibles expérimentales [417].

iii. Propagation d'incertitudes.

Les mesurandes expérimentaux et les données d'entrée des modèles ont des incertitudes.

Les incertitudes sur les mesurandes se propagent aux cibles expérimentales. Il est parfois possible de déterminer analytiquement cette propagation, par exemple pour la mesure de la déformation à l'issue d'un essai de traction simple [426]. Dans le cas contraire, des procédures sont diffusées pour quantifier cette propagation, par exemple pour la corrélation d'images [427].

Les incertitudes sur les données d'entrée du modèle se propagent aux valeurs d'intérêt en sortie du modèle. Cette propagation d'incertitudes et les études de sensibilité s'appuient souvent sur un échantillonnage par méthode de Monte-Carlo. Cette approche générique (i.e. elle ne dépend ni du modèle ni du solveur) est cependant numériquement coûteuse car elle nécessite de nombreuses simulations de modèles déformables souvent non-linéaires. Un travail doit être mené pour identifier les techniques adaptées à la propagation

d'incertitudes pour des modèles par éléments finis lourds tels que les HBM : par exemple par méthode du point le plus probable (MPP) [428], par réduction de modèles [429], [430], ou par l'échantillonnage par apprentissage [431]. Dans le cadre de l'IDEFI SAMSEI¹⁵, nous avons encadré en 2017 un post-doctorant (G. QUIAN) pour la construction d'une surface de réponse d'un modèle EF de ponction articulaire utilisée pour des simulateurs de geste médical sous échographie, en partenariat avec le laboratoire LIRIS UMR 5205 CNRS. A terme, l'objectif est de transformer nos modèles EF déterministes en modèles EF probabilistes pour l'étude des implants, comme l'illustre Easley et al. [432].

iv. Evaluation.

Les données d'évaluation, indépendantes des données utilisées pour la calibration, servent à évaluer la crédibilité du modèle calibré sur le domaine d'intérêt. Les données d'évaluation ont un niveau de maîtrise plus faible : par exemple, il s'agit de données *in vivo* dont les grandeurs cibles (cinématiques osseuse, chargements articulaires, niveau d'activation musculaires) sont estimées (non plus mesurées) par dynamique inverse sur la base de l'analyse du mouvement.

Cette étape d'évaluation aboutit à la Validation de la modélisation de la structure biologique ou de l'implant dans son environnement. Cette mise en perspective physiologique peut améliorer tant la pertinence de la réponse du modèle que celle des protocoles expérimentaux : ainsi, prendre en compte la composante de compression des actions musculaires le long du rachis contribue grandement à sa stabilisation et permet d'atteindre des niveaux de chargements plus physiologiques [433]. Toutefois, le niveau de complexité du modèle, des essais et de sa validation n'est pas un gage de sa crédibilité : l'augmentation du nombre de paramètres nécessite de les identifier et de quantifier la propagation de leur incertitude sur la sortie. La complexité du modèle se définit à l'aune de la Question d'Intérêt. Ainsi, pour le fémur, si les actions musculaires modifient drastiquement la répartition des déformations dans la partie médiale [434], elles ne modifient pas la prédiction du risque de fracture du col [435].

c. Cas d'études.

Cette démarche Qualité pour le développement de modèles pourrait être illustrée à travers des exemples concrets basés sur des données expérimentales recueillies dans le cadre de projets de recherche (par exemple certains de ceux menés au LBMC), d'abord pour différents tissus (os, tissu mou), puis pour des assemblages (par exemple la fixation de l'ostéotomie, Chapitre II.1.2)), enfin pour une articulation (par exemple le genou

¹⁵ IDEFI SAMSEI (ANR-11-IDFI-0034) : Stratégies d'Apprentissage des Métiers de Santé en Environnement Immersif, 2011, durée 7 ans, 4,5 millions d'euros.

avec le projet KNEEHUB¹⁶). Cette démarche Qualité pourrait associer plusieurs laboratoires travaillant sur la modélisation déformable de structures biologiques : la reproductibilité inter-laboratoire est en effet une stratégie reconnue pour évaluer la robustesse d'une démarche, par exemple un protocole expérimental [436]. Une approche de type « Grand Challenge », comme cela se fait depuis 2007 dans l'analyse d'images médicales¹⁷ mais plus rarement en biomécanique [205], permettrait de constituer une communauté active, de rassembler et partager des données expérimentales de référence et des méthodes d'évaluation de la Qualité des modèles, et de dégager par consensus des bonnes pratiques en modélisation et en expérimentation pour la modélisation des dispositifs médicaux.

¹⁶ KNEEHUB. Reproducibility in simulation--based prediction of natural knee mechanics, funded by the National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, National Institutes of Health (Grant No. R01EB024573), <https://simtk.org/projects/kneehub/>

¹⁷ Plateforme <https://grand-challenge.org/>

Références.

- [1] J. Dubousset, « Idiopathic scoliosis. Definition-pathology-classification-etiology », *Bull. Acad. natl. méd.*, vol. 183, n° 4, p. 699-704, 1999.
- [2] B. A. Akbarnia, « Management themes in early onset scoliosis », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 89 Suppl 1, p. 42-54, févr. 2007, doi: 10.2106/JBJS.F.01256.
- [3] B. A. Akbarnia, D. S. Marks, O. Boachie-Adjei, A. G. Thompson, et M. A. Asher, « Dual growing rod technique for the treatment of progressive early-onset scoliosis: a multicenter study », *Spine*, vol. 30, n° 17 Suppl, p. S46-57, sept. 2005, doi: 10.1097/01.brs.0000175190.08134.73.
- [4] Y. Lafon, V. Lafage, J. Dubousset, et W. Skalli, « Intraoperative Three-Dimensional Correction During Rod Rotation Technique », *Spine*, vol. 34, n° 5, p. 512–519, mars 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e31819413ec.
- [5] Y. Lafon, J.-P. Steib, et W. Skalli, « Intraoperative Three Dimensional Correction During In Situ Contouring Surgery by Using a Numerical Model », *Spine*, vol. 35, n° 4, p. 453–459, févr. 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b8eaca.
- [6] Y. Lafon, V. Lafage, J.-P. Steib, J. Dubousset, et W. Skalli, « In Vivo Distribution of Spinal Intervertebral Stiffness Based on Clinical Flexibility Tests », *Spine*, vol. 35, n° 2, p. 186–193, janv. 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b664b1.
- [7] J. S. Yang *et al.*, « Growing rods for spinal deformity: characterizing consensus and variation in current use », *J Pediatr Orthop*, vol. 30, n° 3, p. 264-270, mai 2010, doi: 10.1097/BPO.0b013e3181d40f94.
- [8] S. Bess *et al.*, « Complications of growing-rod treatment for early-onset scoliosis: analysis of one hundred and forty patients », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 92, n° 15, p. 2533-2543, nov. 2010, doi: 10.2106/JBJS.I.01471.
- [9] B. A. Akbarnia *et al.*, « Dual growing rod technique followed for three to eleven years until final fusion: the effect of frequency of lengthening », *Spine*, vol. 33, n° 9, p. 984-990, avr. 2008, doi: 10.1097/BRS.0b013e31816c8b4e.
- [10] B. A. Akbarnia, G. M. Mundis, P. Salari, B. Yaszay, et J. B. Pawelek, « Innovation in growing rod technique: a study of safety and efficacy of a magnetically controlled growing rod in a porcine model », *Spine*, vol. 37, n° 13, p. 1109-1114, juin 2012, doi: 10.1097/BRS.0b013e318240ff67.
- [11] B. A. Akbarnia *et al.*, « Next generation of growth-sparing techniques: preliminary clinical results of a magnetically controlled growing rod in 14 patients with early-onset scoliosis », *Spine*, vol. 38, n° 8, p. 665-670, avr. 2013, doi: 10.1097/BRS.0b013e3182773560.
- [12] R. R. Betz, J. Kim, L. P. D'Andrea, M. J. Mulcahey, R. K. Balsara, et D. H. Clements, « An innovative technique of vertebral body stapling for the treatment of patients with adolescent idiopathic scoliosis: a feasibility, safety, and utility study », *Spine*, vol. 28, n° 20, p. S255-265, oct. 2003, doi: 10.1097/01.BRS.0000092484.31316.32.
- [13] P. J. Kiely et M. P. Grevitt, « Recent developments in scoliosis surgery », *Current Orthopaedics*, vol. 22, n° 1, p. 42-47, févr. 2008, doi: 10.1016/j.cuor.2007.04.011.
- [14] M. E. Oetgen et L. C. Blakemore, « Growing Rods in Early-Onset Scoliosis », *Seminars in Spine Surgery*, vol. 24, n° 3, p. 155-163, sept. 2012, doi: 10.1053/j.semss.2012.04.005.
- [15] E. R. Luque, « TREATMENT OF SCOLIOSIS WITHOUT ARTHRODESIS OR EXTERNAL SUPPORT PRELIMINARY REPORT », *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, vol. 119, p. 276, sept. 1976.
- [16] R. E. McCarthy, D. Sucato, J. L. Turner, H. Zhang, M. A. W. Henson, et K. McCarthy, « Shilla growing rods in a caprine animal model: a pilot study », *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 468, n° 3, p. 705-710, mars 2010, doi: 10.1007/s11999-009-1028-y.
- [17] P. J. Cahill *et al.*, « Autofusion in the immature spine treated with growing rods », *Spine*, vol. 35, n° 22, p. E1199-1203, oct. 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181e21b50.
- [18] H. K. Dunn, A. U. Daniels, et G. G. McBride, « Intraoperative force measurements during correction of scoliosis », *Spine*, vol. 7, n° 5, p. 448-455, oct. 1982, doi: 10.1097/00007632-198209000-00008.

- [19] H. M. Noordeen *et al.*, « In vivo distraction force and length measurements of growing rods: which factors influence the ability to lengthen? », *Spine*, vol. 36, n° 26, p. 2299-2303, déc. 2011, doi: 10.1097/BRS.0b013e31821b8e16.
- [20] W. N. Sankar *et al.*, « Lengthening of dual growing rods and the law of diminishing returns », *Spine*, vol. 36, n° 10, p. 806-809, mai 2011, doi: 10.1097/BRS.0b013e318214d78f.
- [21] B. A. Akbarnia *et al.*, « Traditional Growing Rods Versus Magnetically Controlled Growing Rods for the Surgical Treatment of Early-Onset Scoliosis: A Case-Matched 2-Year Study », *Spine Deform*, vol. 2, n° 6, p. 493-497, nov. 2014, doi: 10.1016/j.jspd.2014.09.050.
- [22] Z. Dannawi, F. Altaf, N. S. Harshavardhana, H. El Sebaie, et H. Noordeen, « Early results of a remotely-operated magnetic growth rod in early-onset scoliosis », *Bone Joint J*, vol. 95-B, n° 1, p. 75-80, janv. 2013, doi: 10.1302/0301-620X.95B1.29565.
- [23] J. D. Coe *et al.*, « Complications in spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis in the new millennium. A report of the Scoliosis Research Society Morbidity and Mortality Committee », *Spine*, vol. 31, n° 3, p. 345-349, févr. 2006, doi: 10.1097/01.brs.0000197188.76369.13.
- [24] S. L. Ondra, « Biomechanics of spinal deformity correction », *Clin Neurosurg*, vol. 51, p. 30-35, 2004.
- [25] P. Tienboon et N. Jaruwangsanti, « Rod stiffness effect on adjacent segmental degeneration: a comparative long-term study », *Asian Biomedicine*, vol. 4, n° 4, p. 579-584, août 2010, doi: 10.2478/abm-2010-0073.
- [26] S. Han, S.-J. Hyun, K.-J. Kim, T.-A. Jahng, S. Lee, et S.-C. Rhim, « Rod stiffness as a risk factor of proximal junctional kyphosis after adult spinal deformity surgery: comparative study between cobalt chrome multiple-rod constructs and titanium alloy two-rod constructs », *Spine J*, vol. 17, n° 7, p. 962-968, 2017, doi: 10.1016/j.spinee.2017.02.005.
- [27] W. Schmoelz, J. F. Huber, T. Nydegger, null Dipl.-Ing, L. Claes, et H. J. Wilke, « Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment », *J Spinal Disord Tech*, vol. 16, n° 4, p. 418-423, août 2003, doi: 10.1097/00024720-200308000-00015.
- [28] V. Tyagi, R. Strom, O. Tanweer, et A. K. Frempong-Boadu, « Posterior Dynamic Stabilization of the Lumbar Spine Review of Biomechanical and Clinical Studies », *Bull Hosp Jt Dis (2013)*, vol. 76, n° 2, p. 100-104, juin 2018.
- [29] S. Ohrt-Nissen, B. Dahl, et M. Gehrchen, « Choice of Rods in Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis: What Are the Clinical Implications of Biomechanical Properties? – A Review of the Literature », *Neurospine*, vol. 15, n° 2, p. 123-130, juin 2018, doi: 10.14245/ns.1836050.025.
- [30] S. H. Yoon, V. L. Ugrinow, V. V. Upasani, J. B. Pawelek, et P. O. Newton, « Comparison between 4.0-mm stainless steel and 4.75-mm titanium alloy single-rod spinal instrumentation for anterior thoracoscopic scoliosis surgery », *Spine*, vol. 33, n° 20, p. 2173-2178, sept. 2008, doi: 10.1097/BRS.0b013e31817f9415.
- [31] C.-C. Hasler, A. Mehrkens, et F. Hefti, « Efficacy and safety of VEPTR instrumentation for progressive spine deformities in young children without rib fusions », *Eur Spine J*, vol. 19, n° 3, p. 400-408, mars 2010, doi: 10.1007/s00586-009-1253-9.
- [32] H. W. Albers, M. T. Hresko, J. Carlson, et J. E. Hall, « Comparison of single- and dual-rod techniques for posterior spinal instrumentation in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis », *Spine*, vol. 25, n° 15, p. 1944-1949, août 2000, doi: 10.1097/00007632-200008010-00013.
- [33] G. H. Thompson *et al.*, « Comparison of single and dual growing rod techniques followed through definitive surgery: a preliminary study », *Spine*, vol. 30, n° 18, p. 2039-2044, sept. 2005, doi: 10.1097/01.brs.0000179082.92712.89.
- [34] J. M. Wattenbarger, B. S. Richards, et J. A. Herring, « A Comparison of Single-Rod Instrumentation With Double-Rod Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis », *Spine*, vol. 25, n° 13, p. 1680-1688, juill. 2000.
- [35] M. Di Silvestre, F. Lolli, et G. Bakaloudis, « Degenerative lumbar scoliosis in elderly patients: dynamic stabilization without fusion versus posterior instrumented fusion », *Spine J*, vol. 14, n° 1, p. 1-10, janv. 2014, doi: 10.1016/j.spinee.2012.10.023.

- [36] M. J. Gadd et D. E. T. Shepherd, « Viscoelastic properties of the intervertebral disc and the effect of nucleus pulposus removal », *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, janv. 2011, doi: 10.1177/2041303310393410.
- [37] M. Kasra, A. Shirazi-Adl, et G. Drouin, « Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigations. », *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 17, n° 1, p. 93-102, janv. 1992, doi: 10.1097/00007632-199201000-00014.
- [38] M. M. Panjabi, G. B. Andersson, L. Jorneus, E. Hult, et L. Mattsson, « In vivo measurements of spinal column vibrations », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 68, n° 5, p. 695-702, juin 1986.
- [39] D. G. Wilder, B. B. Woodworth, J. W. Frymoyer, et M. H. Pope, « Vibration and the human spine », *Spine*, vol. 7, n° 3, p. 243-254, juin 1982, doi: 10.1097/00007632-198205000-00008.
- [40] E. C. Benzel, I. H. Lieberman, E. R. Ross, R. J. Linovitz, J. Kuras, et K. Zimmers, « Mechanical Characterization of a Viscoelastic Disc for Lumbar Total Disc Replacement », *J. Med. Devices*, vol. 5, n° 1, mars 2011, doi: 10.1115/1.4003536.
- [41] A. Gloria, R. De Santis, L. Ambrosio, F. Causa, et K. E. Tanner, « A Multi-component Fiber-reinforced PHEMA-based Hydrogel/HAPEXTM Device for Customized Intervertebral Disc Prosthesis », *J Biomater Appl*, vol. 25, n° 8, p. 795-810, mai 2011, doi: 10.1177/0885328209360933.
- [42] M.-E. Lamarre *et al.*, « Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography », *Spine*, vol. 34, n° 6, p. 591-597, mars 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e318193a23d.
- [43] J. P. Little et C. J. Adam, « The effect of soft tissue properties on spinal flexibility in scoliosis: biomechanical simulation of fulcrum bending », *Spine*, vol. 34, n° 2, p. E76-82, janv. 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e31818ad584.
- [44] C. Hirsch et T. Waugh, « The introduction of force measurements guiding instrumental correction of scoliosis », *Acta Orthop Scand*, vol. 39, n° 2, p. 136-144, 1968, doi: 10.3109/17453676808989448.
- [45] A. Nachemson et G. Elfström, « Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 53, n° 3, p. 445-465, avr. 1971.
- [46] M. Teli, G. Grava, V. Solomon, G. Andreoletti, E. Grismondi, et J. Meswania, « Measurement of forces generated during distraction of growing-rods in early onset scoliosis », *World J Orthop*, vol. 3, n° 2, p. 15-19, févr. 2012, doi: 10.5312/wjo.v3.i2.15.
- [47] T. Kaner et A. F. Ozer, « Dynamic Stabilization for Challenging Lumbar Degenerative Diseases of the Spine: A Review of the Literature », *Adv Orthop*, vol. 2013, 2013, doi: 10.1155/2013/753470.
- [48] M. Stoffel, M. Behr, A. Reinke, C. Stürer, F. Ringel, et B. Meyer, « Pedicle screw-based dynamic stabilization of the thoracolumbar spine with the Cosmic-system: a prospective observation », *Acta Neurochir (Wien)*, vol. 152, n° 5, p. 835-843, mai 2010, doi: 10.1007/s00701-009-0583-z.
- [49] T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu, A. L. Aydin, et A. F. Ozer, « Clinical outcomes of degenerative lumbar spinal stenosis treated with lumbar decompression and the Cosmic "semi-rigid" posterior system », *SAS J*, vol. 4, n° 4, p. 99-106, 2010, doi: 10.1016/j.esas.2010.09.003.
- [50] A. F. Ozer *et al.*, « Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: two-year follow-up and comparison with fusion », *Open Orthop J*, vol. 4, p. 137-141, mars 2010, doi: 10.2174/1874325001004010137.
- [51] T. Kaner, S. Dalbayrak, T. Oktenoglu, M. Sasani, A. L. Aydin, et A. F. Ozer, « Comparison of posterior dynamic and posterior rigid transpedicular stabilization with fusion to treat degenerative spondylolisthesis », *Orthopedics*, vol. 33, n° 5, mai 2010, doi: 10.3928/01477447-20100329-09.
- [52] H. Bozkuş *et al.*, « Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: in vitro biomechanical comparison with standard rigid pedicle screw-rod stabilization », *J Neurosurg Spine*, vol. 12, n° 2, p. 183-189, févr. 2010, doi: 10.3171/2009.9.SPINE0951.
- [53] G. Demirkiran, C. Yilgor, M. Ayvaz, K. Kosemehmetoglu, K. Daglioglu, et M. Yazici, « Effects of the fusionless instrumentation on the disks and facet joints of the unfused segments: a pig model », *J Pediatr Orthop*, vol. 34, n° 2, p. 185-193, mars 2014, doi: 10.1097/BPO.0b013e3182972404.
- [54] V. V. Upasani *et al.*, « Intervertebral disc health preservation after six months of spinal growth modulation », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 93, n° 15, p. 1408-1416, août 2011, doi: 10.2106/JBJS.J.00247.

- [55] P. O. Newton, C. L. Farnsworth, V. V. Upasani, R. C. Chambers, E. Varley, et S. Tsutsui, « Effects of intraoperative tensioning of an anterolateral spinal tether on spinal growth modulation in a porcine model », *Spine*, vol. 36, n° 2, p. 109-117, janv. 2011, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181cc8f8ce.
- [56] A. K. Roth, R. Bogie, E. Jacobs, J. J. Arts, et L. W. van Rhijn, « Large animal models in fusionless scoliosis correction research: a literature review », *Spine J*, vol. 13, n° 6, p. 675-688, juin 2013, doi: 10.1016/j.spinee.2013.02.043.
- [57] A. Rohlmann, G. Bergmann, F. Graichen, et H. M. Mayer, « Telemeterized load measurement using instrumented spinal internal fixators in a patient with degenerative instability », *Spine*, vol. 20, n° 24, p. 2683-2689, déc. 1995, doi: 10.1097/00007632-199512150-00009.
- [58] A. Rohlmann, F. Graichen, U. Weber, et G. Bergmann, « 2000 Volvo Award winner in biomechanical studies: Monitoring in vivo implant loads with a telemeterized internal spinal fixation device », *Spine*, vol. 25, n° 23, p. 2981-2986, déc. 2000, doi: 10.1097/00007632-200012010-00004.
- [59] A. Rohlmann, G. Bergmann, et F. Graichen, « Loads on internal spinal fixators measured in different body positions », *Eur Spine J*, vol. 8, n° 5, p. 354-359, oct. 1999, doi: 10.1007/s005860050187.
- [60] A. Rohlmann, G. Bergmann, F. Graichen, et H. M. Mayer, « Influence of muscle forces on loads in internal spinal fixation devices », *Spine*, vol. 23, n° 5, p. 537-542, mars 1998, doi: 10.1097/00007632-199803010-00005.
- [61] M. Alini *et al.*, « Are animal models useful for studying human disc disorders/degeneration? », *Eur Spine J*, vol. 17, n° 1, p. 2-19, janv. 2008, doi: 10.1007/s00586-007-0414-y.
- [62] R. J. W. Hoogendoorn, M. N. Helder, R. J. Kroeze, R. A. Bank, T. H. Smit, et P. I. J. M. Wuisman, « Reproducible long-term disc degeneration in a large animal model », *Spine*, vol. 33, n° 9, p. 949-954, avr. 2008, doi: 10.1097/BRS.0b013e31816c90f0.
- [63] K. J. Hunt, J. T. Braun, et B. A. Christensen, « The effect of two clinically relevant fusionless scoliosis implant strategies on the health of the intervertebral disc: analysis in an immature goat model », *Spine*, vol. 35, n° 4, p. 371-377, févr. 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b962a4.
- [64] R. Cavagna *et al.*, « Lumbar decompression and fusion in elderly osteoporotic patients: a prospective study using less rigid titanium rod fixation », *J Spinal Disord Tech*, vol. 21, n° 2, p. 86-91, avr. 2008, doi: 10.1097/BSD.0b013e3180590c23.
- [65] M. D. Rahm et B. B. Hall, « Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: a retrospective study », *J Spinal Disord*, vol. 9, n° 5, p. 392-400, oct. 1996.
- [66] J. M. Wattenbarger, J. A. Herring, D. Bronson, et R. B. Ashman, « Mechanical testing of a single rod versus a double rod in a long-segment animal model », *J Spinal Disord*, vol. 14, n° 3, p. 232-236, juin 2001, doi: 10.1097/00002517-200106000-00008.
- [67] A. Rohlmann, T. Zander, G. Bergmann, et H. N. Boustani, « Optimal stiffness of a pedicle-screw-based motion preservation implant for the lumbar spine », *Eur Spine J*, vol. 21, n° 4, p. 666-673, avr. 2012, doi: 10.1007/s00586-011-2047-4.
- [68] H. Schmidt, F. Heuer, et H.-J. Wilke, « Which axial and bending stiffnesses of posterior implants are required to design a flexible lumbar stabilization system? », *J Biomech*, vol. 42, n° 1, p. 48-54, janv. 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.005.
- [69] H.-J. Wilke, F. Heuer, et H. Schmidt, « Prospective design delineation and subsequent in vitro evaluation of a new posterior dynamic stabilization system », *Spine*, vol. 34, n° 3, p. 255-261, févr. 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181920e9c.
- [70] F. Galbusera *et al.*, « Planning the Surgical Correction of Spinal Deformities: Toward the Identification of the Biomechanical Principles by Means of Numerical Simulation », *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 3, p. 178, 2015, doi: 10.3389/fbioe.2015.00178.
- [71] C.-E. Aubin, Y. Petit, I. a. F. Stokes, F. Poulin, M. Gardner-Morse, et H. Labelle, « Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 6, n° 1, p. 27-32, févr. 2003, doi: 10.1080/1025584031000072237.
- [72] F. Le Navéaux, A. N. Larson, H. Labelle, X. Wang, et C.-É. Aubin, « How does implant distribution affect 3D correction and bone-screw forces in thoracic adolescent idiopathic scoliosis spinal

- instrumentation? », *Clinical Biomechanics*, vol. 39, p. 25-31, nov. 2016, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.09.002.
- [73] M. Driscoll, J.-M. Mac-Thiong, H. Labelle, et S. Parent, « Development of a Detailed Volumetric Finite Element Model of the Spine to Simulate Surgical Correction of Spinal Deformities », *Biomed Res Int*, vol. 2013, 2013, doi: 10.1155/2013/931741.
- [74] A. Rohlmann, T. Zander, N. K. Burra, et G. Bergmann, « Flexible non-fusion scoliosis correction systems reduce intervertebral rotation less than rigid implants and allow growth of the spine: a finite element analysis of different features of orthobiomTM », *Eur Spine J*, vol. 17, n° 2, p. 217-223, févr. 2008, doi: 10.1007/s00586-007-0480-1.
- [75] M. Dreischarf *et al.*, « Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together », *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 8, p. 1757-1766, juin 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.002.
- [76] L. Shi *et al.*, « Biomechanical analysis and modeling of different vertebral growth patterns in adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects », *Scoliosis*, vol. 6, p. 11, mai 2011, doi: 10.1186/1748-7161-6-11.
- [77] C. Vergari *et al.*, « Evaluation of a Patient-Specific Finite-Element Model to Simulate Conservative Treatment in Adolescent Idiopathic Scoliosis », *Spine Deform*, vol. 3, n° 1, p. 4-11, janv. 2015, doi: 10.1016/j.jspd.2014.06.014.
- [78] W. Wang, G. R. Baran, R. R. Betz, A. F. Samdani, J. M. Pahys, et P. J. Cahill, « The Use of Finite Element Models to Assist Understanding and Treatment For Scoliosis: A Review Paper », *Spine Deform*, vol. 2, n° 1, p. 10-27, janv. 2014, doi: 10.1016/j.jspd.2013.09.007.
- [79] Y. Petit, C. E. Aubin, et H. Labelle, « Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine », *Med Biol Eng Comput*, vol. 42, n° 1, p. 55-60, janv. 2004, doi: 10.1007/BF02351011.
- [80] M. J. Ackerman, « The Visible Human Project: a resource for education », *Acad Med*, vol. 74, n° 6, p. 667-670, juin 1999, doi: 10.1097/00001888-199906000-00012.
- [81] W. Skalli, F. Lavaste, et J. L. Descrimes, « Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? », *Spine*, vol. 20, n° 5, p. 546-553, mars 1995, doi: 10.1097/00007632-199503010-00008.
- [82] M. G. Gardner-Morse et I. A. F. Stokes, « Structural behavior of human lumbar spinal motion segments », *J Biomech*, vol. 37, n° 2, p. 205-212, févr. 2004, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.10.003.
- [83] O. Izambert, D. Mitton, M. Thourot, et F. Lavaste, « Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using axial oscillatory displacement under a free mass system », *Eur Spine J*, vol. 12, n° 6, p. 562-566, déc. 2003, doi: 10.1007/s00586-003-0569-0.
- [84] A. Karim, D. Mukherjee, M. Ankem, J. Gonzalez-Cruz, D. Smith, et A. Nanda, « Augmentation of anterior lumbar interbody fusion with anterior pedicle screw fixation: demonstration of novel constructs and evaluation of biomechanical stability in cadaveric specimens », *Neurosurgery*, vol. 58, n° 3, p. 522-527; discussion 522-527, mars 2006, doi: 10.1227/01.NEU.0000197322.52848.C8.
- [85] K. N. Meyers *et al.*, « Dynamics of an intervertebral disc prosthesis in human cadaveric spines », *HSS J*, vol. 3, n° 2, p. 164-168, sept. 2007, doi: 10.1007/s11420-007-9049-0.
- [86] M. M. Panjabi, R. A. Brand, et A. A. White, « Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine », *J Biomech*, vol. 9, n° 4, p. 185-192, 1976, doi: 10.1016/0021-9290(76)90003-8.
- [87] A. Bisschop *et al.*, « Effects of repetitive movement on range of motion and stiffness around the neutral orientation of the human lumbar spine », *J Biomech*, vol. 46, n° 1, p. 187-191, janv. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.10.014.
- [88] I. Busscher, J. H. van Dieën, I. Kingma, A. J. van der Veen, G. J. Verkerke, et A. G. Veldhuizen, « Biomechanical characteristics of different regions of the human spine: an in vitro study on multilevel spinal segments », *Spine*, vol. 34, n° 26, p. 2858-2864, déc. 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b4c75d.
- [89] D. J. Cook, M. S. Yeager, et B. C. Cheng, « Range of motion of the intact lumbar segment: a multivariate study of 42 lumbar spines », *Int J Spine Surg*, vol. 9, p. 5, 2015, doi: 10.14444/2005.

- [90] F. J. Molz, J. I. Partin, et J. S. Kirkpatrick, « The acute effects of posterior fusion instrumentation on kinematics and intradiscal pressure of the human lumbar spine », *J Spinal Disord Tech*, vol. 16, n° 2, p. 171-179, avr. 2003, doi: 10.1097/00024720-200304000-00009.
- [91] M. M. Panjabi, T. R. Oxland, I. Yamamoto, et J. J. Crisco, « Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 76, n° 3, p. 413-424, mars 1994, doi: 10.2106/00004623-199403000-00012.
- [92] S. M. Renner *et al.*, « Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine », *J Biomech*, vol. 40, n° 6, p. 1326-1332, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.019.
- [93] A. Templier, W. Skalli, J. P. Lemaire, A. Diop, et F. Lavaste, « Three-dimensional finite-element modelling and improvement of a bispherical intervertebral disc prosthesis », *Eur J Orthop Surg Traumatol*, vol. 9, n° 2, p. 51-58, juin 1999, doi: 10.1007/BF01695723.
- [94] I. Yamamoto, M. M. Panjabi, T. Crisco, et T. Oxland, « Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint », *Spine*, vol. 14, n° 11, p. 1256-1260, nov. 1989, doi: 10.1097/00007632-198911000-00020.
- [95] H. J. Wilke, K. Wenger, et L. Claes, « Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants », *Eur Spine J*, vol. 7, n° 2, p. 148-154, 1998, doi: 10.1007/s005860050045.
- [96] A. G. Patwardhan *et al.*, « Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine », *J. Orthop. Res.*, vol. 21, n° 3, p. 540-546, mai 2003, doi: 10.1016/S0736-0266(02)00202-4.
- [97] A. T. Healy *et al.*, « Biomechanical analysis of the upper thoracic spine after decompressive procedures », *Spine J*, vol. 14, n° 6, p. 1010-1016, juin 2014, doi: 10.1016/j.spinee.2013.11.035.
- [98] D. Lubelski, A. T. Healy, P. Mageswaran, E. C. Benzel, et T. E. Mroz, « Biomechanics of the lower thoracic spine after decompression and fusion: a cadaveric analysis », *Spine J*, vol. 14, n° 9, p. 2216-2223, sept. 2014, doi: 10.1016/j.spinee.2014.03.026.
- [99] E. M. Mannen, J. T. Anderson, P. M. Arnold, et E. A. Friis, « Mechanical analysis of the human cadaveric thoracic spine with intact rib cage », *J Biomech*, vol. 48, n° 10, p. 2060-2066, juill. 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.03.021.
- [100] H. Yoshihara, « Rods in spinal surgery: a review of the literature », *Spine J*, vol. 13, n° 10, p. 1350-1358, oct. 2013, doi: 10.1016/j.spinee.2013.04.022.
- [101] B. C. R. Lazaro *et al.*, « Biomechanics of dynamic rod segments for achieving transitional stiffness with lumbosacral fusion », *Neurosurgery*, vol. 73, n° 3, p. 517-527, sept. 2013, doi: 10.1227/NEU.0000000000000009.
- [102] M. Stefanakis, J. Luo, P. Pollintine, P. Dolan, et M. A. Adams, « ISSLS Prize winner: Mechanical influences in progressive intervertebral disc degeneration », *Spine*, vol. 39, n° 17, p. 1365-1372, août 2014, doi: 10.1097/BRS.0000000000000389.
- [103] O. M. O'Reilly, M. F. Metzger, J. M. Buckley, D. A. Moody, et J. C. Lotz, « On the stiffness matrix of the intervertebral joint: application to total disk replacement », *J Biomech Eng*, vol. 131, n° 8, p. 081007, août 2009, doi: 10.1115/1.3148195.
- [104] X. Meng, A. G. Bruno, B. Cheng, W. Wang, M. L. Boussein, et D. E. Anderson, « Incorporating Six Degree-of-Freedom Intervertebral Joint Stiffness in a Lumbar Spine Musculoskeletal Model—Method and Performance in Flexed Postures », *J Biomech Eng*, vol. 137, n° 10, p. 1010081-1010089, oct. 2015, doi: 10.1115/1.4031417.
- [105] V. Lafage, J. Dubousset, F. Lavaste, et W. Skalli, « 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction », *Comput. Aided Surg.*, vol. 9, n° 1-2, p. 17-25, 2004, doi: 10.3109/10929080400006390.
- [106] A. Rohlmann, L. Bauer, T. Zander, G. Bergmann, et H.-J. Wilke, « Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data », *J Biomech*, vol. 39, n° 6, p. 981-989, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.02.019.

- [107] A. G. Bruno, M. L. Bouxsein, et D. E. Anderson, « Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage », *J Biomech Eng*, vol. 137, n° 8, août 2015, doi: 10.1115/1.4030408.
- [108] S. Schmid, K. A. Burkhart, B. T. Allaire, D. Grindle, et D. E. Anderson, « Musculoskeletal full-body models including a detailed thoracolumbar spine for children and adolescents aged 6–18 years », *Journal of Biomechanics*, vol. 102, p. 109305, mars 2020, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.049.
- [109] J. F. M. Hollenbeck, C. M. Cain, J. A. Fattor, P. J. Rullkoetter, et P. J. Laz, « Statistical shape modeling characterizes three-dimensional shape and alignment variability in the lumbar spine », *Journal of Biomechanics*, vol. 69, p. 146-155, mars 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.01.020.
- [110] J. Q. Campbell et A. J. Petrella, « Automated finite element modeling of the lumbar spine: Using a statistical shape model to generate a virtual population of models », *J Biomech*, vol. 49, n° 13, p. 2593-2599, 06 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.013.
- [111] J. Boisvert, F. Cheriet, X. Pennec, H. Labelle, et N. Ayache, « Geometric variability of the scoliotic spine using statistics on articulated shape models », *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 27, n° 4, p. 557-568, avr. 2008, doi: 10.1109/TMI.2007.911474.
- [112] D. C. Moura, J. Boisvert, J. G. Barbosa, H. Labelle, et J. M. R. S. Tavares, « Fast 3D reconstruction of the spine from biplanar radiographs using a deformable articulated model », *Medical Engineering & Physics*, vol. 33, n° 8, p. 924-933, oct. 2011, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.03.007.
- [113] S. Kadoury, F. Cheriet, et H. Labelle, « Personalized X-Ray 3-D Reconstruction of the Scoliotic Spine From Hybrid Statistical and Image-Based Models », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 28, n° 9, p. 1422-1435, sept. 2009, doi: 10.1109/TMI.2009.2016756.
- [114] T. Klinder, J. Ostermann, M. Ehm, A. Franz, R. Kneser, et C. Lorenz, « Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images », *Medical Image Analysis*, vol. 13, n° 3, p. 471-482, juin 2009, doi: 10.1016/j.media.2009.02.004.
- [115] B. Michael Kelm *et al.*, « Spine detection in CT and MR using iterated marginal space learning », *Medical Image Analysis*, vol. 17, n° 8, p. 1283-1292, déc. 2013, doi: 10.1016/j.media.2012.09.007.
- [116] C. E. Aubin, H. Labelle, C. Chevretils, G. Desroches, J. Clin, et A. B. M. Eng, « Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries », *Spine*, vol. 33, n° 20, p. 2143-2152, sept. 2008, doi: 10.1097/BRS.0b013e31817bd89f.
- [117] M. Glazebrook *et al.*, « Comparison of health-related quality of life between patients with end-stage ankle and hip arthrosis », *J Bone Joint Surg Am*, vol. 90, n° 3, p. 499-505, mars 2008, doi: 10.2106/JBJS.F.01299.
- [118] J. Agel, J. C. Coetzee, B. J. Sangeorzan, M. M. Roberts, et S. T. Hansen, « Functional limitations of patients with end-stage ankle arthrosis », *Foot Ankle Int*, vol. 26, n° 7, p. 537-539, juill. 2005, doi: 10.1177/107110070502600707.
- [119] T. D. Brown, R. C. Johnston, C. L. Saltzman, J. L. Marsh, et J. A. Buckwalter, « Posttraumatic osteoarthritis: a first estimate of incidence, prevalence, and burden of disease », *J Orthop Trauma*, vol. 20, n° 10, p. 739-744, déc. 2006, doi: 10.1097/01.bot.0000246468.80635.ef.
- [120] C. L. Saltzman *et al.*, « Epidemiology of ankle arthritis: report of a consecutive series of 639 patients from a tertiary orthopaedic center », *Iowa Orthop J*, vol. 25, p. 44-46, 2005.
- [121] V. Valderrabano, M. Horisberger, I. Russell, H. Dougall, et B. Hintermann, « Etiology of ankle osteoarthritis », *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 467, n° 7, p. 1800-1806, juill. 2009, doi: 10.1007/s11999-008-0543-6.
- [122] B. Hintermann, *Total Ankle Arthroplasty: Historical Overview, Current Concepts and Future Perspectives*. Wien: Springer-Verlag, 2005.
- [123] T. Daniels et R. Thomas, « Etiology and biomechanics of ankle arthritis », *Foot Ankle Clin*, vol. 13, n° 3, p. 341-352, vii, sept. 2008, doi: 10.1016/j.fcl.2008.05.002.
- [124] V. Valderrabano, B. Hintermann, M. Horisberger, et T. S. Fung, « Ligamentous posttraumatic ankle osteoarthritis », *Am J Sports Med*, vol. 34, n° 4, p. 612-620, avr. 2006, doi: 10.1177/0363546505281813.

- [125] D. Beaman et R. Gellman, « Distal Tibial Varus », *Foot and Ankle Clinics*, vol. 17, n° 1, p. 83-93, mars 2012, doi: 10.1016/j.fcl.2011.11.002.
- [126] F. Colin, F. Gaudot, G. Odri, et T. Judet, « Supramalleolar osteotomy: Techniques, indications and outcomes in a series of 83 cases », *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 100, n° 4, p. 413-418, juin 2014, doi: 10.1016/j.otsr.2013.12.027.
- [127] B. Hintermann, M. Knupp, et A. Barg, « Supramalleolar Osteotomies for the Treatment of Ankle Arthritis », *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 24, n° 7, p. 424-432, juill. 2016, doi: 10.5435/JAAOS-D-12-00124.
- [128] C. P. de Roode, M. Hung, et P. M. Stevens, « Supramalleolar osteotomy: a comparison of fixation methods », *J Pediatr Orthop*, vol. 33, n° 6, p. 672-677, sept. 2013, doi: 10.1097/BPO.0b013e31829d1a9a.
- [129] C. M. Court-Brown et J. McBirnie, « The epidemiology of tibial fractures », *J Bone Joint Surg Br*, vol. 77, n° 3, p. 417-421, mai 1995.
- [130] P. Pairon, C. Ossendorf, S. Kuhn, A. Hofmann, et P. M. Rommens, « Intramedullary nailing after external fixation of the femur and tibia: a review of advantages and limits », *Eur J Trauma Emerg Surg*, vol. 41, n° 1, p. 25-38, févr. 2015, doi: 10.1007/s00068-014-0448-x.
- [131] C. Casstevens, T. Le, M. T. Archdeacon, et J. D. Wyrick, « Management of extra-articular fractures of the distal tibia: intramedullary nailing versus plate fixation », *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 20, n° 11, p. 675-683, nov. 2012, doi: 10.5435/JAAOS-20-11-675.
- [132] C. Mauffrey, K. McGuinness, N. Parsons, J. Achten, et M. L. Costa, « A randomised pilot trial of “locking plate” fixation versus intramedullary nailing for extra-articular fractures of the distal tibia », *J Bone Joint Surg Br*, vol. 94, n° 5, p. 704-708, mai 2012, doi: 10.1302/0301-620X.94B5.28498.
- [133] S. Hazarika, J. Chakravarthy, et J. Cooper, « Minimally invasive locking plate osteosynthesis for fractures of the distal tibia--results in 20 patients », *Injury*, vol. 37, n° 9, p. 877-887, sept. 2006, doi: 10.1016/j.injury.2006.06.002.
- [134] E. Hasenboehler, D. Rikli, et R. Babst, « Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fracture: a retrospective study of 32 patients », *Injury*, vol. 38, n° 3, p. 365-370, mars 2007, doi: 10.1016/j.injury.2006.10.024.
- [135] A. Khoury, M. Liebergall, E. London, et R. Mosheiff, « Percutaneous plating of distal tibial fractures », *Foot Ankle Int*, vol. 23, n° 9, p. 818-824, sept. 2002, doi: 10.1177/107110070202300908.
- [136] B. A. Zelle, M. Bhandari, M. Espiritu, K. J. Koval, M. Zlowodzki, et Evidence-Based Orthopaedic Trauma Working Group, « Treatment of distal tibia fractures without articular involvement: a systematic review of 1125 fractures », *J Orthop Trauma*, vol. 20, n° 1, p. 76-79, janv. 2006, doi: 10.1097/01.bot.0000202997.45274.a1.
- [137] B. Li, Y. Yang, et L.-S. Jiang, « Plate fixation versus intramedullary nailing for displaced extra-articular distal tibia fractures: a system review », *Eur J Orthop Surg Traumatol*, vol. 25, n° 1, p. 53-63, janv. 2015, doi: 10.1007/s00590-013-1362-3.
- [138] P. C. Soraganvi, B. S. Anand-Kumar, R. Rajagopalakrishnan, et B. A. Praveen-Kumar, « Anterior Knee Pain after Tibial Intra-medullary Nailing: Is it Predictable? », *Malays Orthop J*, vol. 10, n° 2, p. 16-20, juill. 2016, doi: 10.5704/MOJ.1607.004.
- [139] J. A. Bishop, S. T. Campbell, J.-J. T. Eno, et M. J. Gardner, « Knee Pain After Intramedullary Nailing of Tibia Fractures: Prevalence, Etiology, and Treatment », *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 26, n° 18, p. e381-e387, sept. 2018, doi: 10.5435/JAAOS-D-18-00076.
- [140] S. Kuhn, P. Appelmann, P. Pairon, D. Mehler, et P. M. Rommens, « The Retrograde Tibial Nail: presentation and biomechanical evaluation of a new concept in the treatment of distal tibia fractures », *Injury*, vol. 45 Suppl 1, p. S81-86, janv. 2014, doi: 10.1016/j.injury.2013.10.025.
- [141] S. Kuhn, P. Appelmann, D. Mehler, P. Pairon, et P. M. Rommens, « Retrograde tibial nailing: a minimally invasive and biomechanically superior alternative to angle-stable plate osteosynthesis in distal tibia fractures », *J Orthop Surg Res*, vol. 9, p. 35, mai 2014, doi: 10.1186/1749-799X-9-35.

- [142] E. A. Friis, D. Abel, et T. Woods, « 4 - Influence of standards organizations and regulatory agencies in the mechanical testing of orthopaedic implants », in *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*, E. Friis, Éd. Woodhead Publishing, 2017, p. 49-60.
- [143] J. Graham et B. T. Estes, « What standards can (and can't) tell us about a spinal device », *SAS Journal*, vol. 3, n° 4, p. 178-183, déc. 2009, doi: 10.1016/j.esas.2009.11.001.
- [144] M. Snow, G. Thompson, et P. G. Turner, « A mechanical comparison of the locking compression plate (LCP) and the low contact-dynamic compression plate (DCP) in an osteoporotic bone model », *J Orthop Trauma*, vol. 22, n° 2, p. 121-125, févr. 2008, doi: 10.1097/BOT.0b013e318160c84c.
- [145] J. Horn *et al.*, « Angle stable interlocking screws improve construct stability of intramedullary nailing of distal tibia fractures: a biomechanical study », *Injury*, vol. 40, n° 7, p. 767-771, juill. 2009, doi: 10.1016/j.injury.2009.01.117.
- [146] B. Gueorguiev et M. Lenz, « Why and how do locking plates fail? », *Injury*, vol. 49 Suppl 1, p. S56-S60, juin 2018, doi: 10.1016/S0020-1383(18)30305-X.
- [147] F. Högel, C. Gerber, V. Bühren, et P. Augat, « Reamed intramedullary nailing of diaphyseal tibial fractures: comparison of compression and non-compression nailing », *Eur J Trauma Emerg Surg*, vol. 39, n° 1, p. 73-77, févr. 2013, doi: 10.1007/s00068-012-0237-3.
- [148] D. Wähnert, Y. Stolarczyk, K. L. Hoffmeier, M. J. Raschke, G. O. Hofmann, et T. Mückley, « Long-term stability of angle-stable versus conventional locked intramedullary nails in distal tibia fractures », *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 14, p. 66, févr. 2013, doi: 10.1186/1471-2474-14-66.
- [149] S. Kuhn, P. Appelmann, P. Pairon, D. Mehler, F. Hartmann, et P. M. Rommens, « A new angle stable nailing concept for the treatment of distal tibia fractures », *Int Orthop*, vol. 38, n° 6, p. 1255-1260, juin 2014, doi: 10.1007/s00264-013-2267-9.
- [150] F. Linde, I. Hvid, et F. Madsen, « The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens », *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 4, p. 359-368, avr. 1992, doi: 10.1016/0021-9290(92)90255-Y.
- [151] T. M. Keaveny, R. E. Borchers, L. J. Gibson, et W. C. Hayes, « Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus », *Journal of Biomechanics*, vol. 26, n° 4, p. 599-607, avr. 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90021-6.
- [152] A. D. Heiner, « Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias », *J Biomech*, vol. 41, n° 15, p. 3282-3284, nov. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.08.013.
- [153] M. P. Gardner, A. C. M. Chong, A. G. Pollock, et P. H. Wooley, « Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models », *Ann Biomed Eng*, vol. 38, n° 3, p. 613-620, mars 2010, doi: 10.1007/s10439-009-9887-7.
- [154] A. MacLeod, A. H. R. W. Simpson, et P. Pankaj, « Experimental and numerical investigation into the influence of loading conditions in biomechanical testing of locking plate fracture fixation devices », *Bone Joint Res*, vol. 7, n° 1, p. 111-120, janv. 2018, doi: 10.1302/2046-3758.71.BJR-2017-0074.R2.
- [155] L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Cappello, et A. Toni, « Mechanical validation of whole bone composite femur models », *J Biomech*, vol. 29, n° 4, p. 525-535, avr. 1996, doi: 10.1016/0021-9290(95)00084-4.
- [156] L. Cristofolini et M. Viceconti, « Mechanical validation of whole bone composite tibia models », *J Biomech*, vol. 33, n° 3, p. 279-288, mars 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00186-4.
- [157] J. Y. Rho, M. C. Hobatho, et R. B. Ashman, « Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone », *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, n° 5, p. 347-355, juill. 1995, doi: 10.1016/1350-4533(95)97314-F.
- [158] L. Duchemin *et al.*, « Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography », *Med Eng Phys*, vol. 30, n° 3, p. 321-328, avr. 2008, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.04.008.
- [159] S. Ettinger *et al.*, « Stability of supramalleolar osteotomies using different implants in a sawbone model », *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 138, n° 10, p. 1359-1363, oct. 2018, doi: 10.1007/s00402-018-2981-2.

- [160] Y.-N. Chen *et al.*, « Numerical investigation of fracture impaction in proximal humeral fracture fixation with locking plate and intramedullary nail », *Int Orthop*, vol. 41, n° 7, p. 1471-1480, 2017, doi: 10.1007/s00264-017-3401-x.
- [161] A. Mellal, H. W. A. Wiskott, J. Botsis, S. S. Scherrer, et U. C. Belser, « Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data », *Clin Oral Implants Res*, vol. 15, n° 2, p. 239-248, avr. 2004, doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01000.x.
- [162] V. Filardi et R. Montanini, « Measurement of local strains induced into the femur by trochanteric Gamma nail implants with one or two distal screws », *Med Eng Phys*, vol. 29, n° 1, p. 38-47, janv. 2007, doi: 10.1016/j.medengphy.2006.01.010.
- [163] M. Hrubina, Z. Horák, R. Bartoška, L. Navrátil, et J. Rosina, « Computational modeling in the prediction of Dynamic Hip Screw failure in proximal femoral fractures », *Journal of Applied Biomedicine*, vol. 11, n° 3, p. 143-151, janv. 2013, doi: 10.2478/v10136-012-0017-8.
- [164] V. Filardi, « Numerical comparison of two different tibial nails: expert tibial nail and innovative nail », *Int J Interact Des Manuf*, vol. 12, n° 4, p. 1435-1445, nov. 2018, doi: 10.1007/s12008-018-0459-7.
- [165] K. Karunratanakul, J. Schrooten, et H. Van Oosterwyck, « Finite element modelling of a unilateral fixator for bone reconstruction: Importance of contact settings », *Med Eng Phys*, vol. 32, n° 5, p. 461-467, juin 2010, doi: 10.1016/j.medengphy.2010.03.005.
- [166] A. R. MacLeod, P. Pankaj, et A. H. R. W. Simpson, « Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses? », *J Biomech*, vol. 45, n° 9, p. 1712-1716, juin 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.008.
- [167] L. Cristofolini, E. Schileo, M. Juszczak, F. Taddei, S. Martelli, et M. Viceconti, « Mechanical testing of bones: the positive synergy of finite-element models and in vitro experiments », *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*, vol. 368, n° 1920, p. 2725-2763, juin 2010, doi: 10.1098/rsta.2010.0046.
- [168] O. V. Leppänen, H. Sievänen, et T. L. N. Järvinen, « Biomechanical testing in experimental bone interventions—May the power be with you », *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 8, p. 1623-1631, janv. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.03.017.
- [169] C. H. Turner et D. B. Burr, « Experimental techniques for bone mechanics », *Bone Mechanics Handbook, Second Edition*, p. 7-1-7-36, janv. 2001.
- [170] B. Gueorguiev, D. Wähnert, D. Albrecht, B. Ockert, M. Windolf, et K. Schwieger, « Effect on Dynamic Mechanical Stability and Interfragmentary Movement of Angle-Stable Locking of Intramedullary Nails in Unstable Distal Tibia Fractures: A Biomechanical Study », *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 70, n° 2, p. 358–365, févr. 2011, doi: 10.1097/TA.0b013e3181dbaaaf.
- [171] J. S. Kawalec, « 12 - Mechanical testing of foot and ankle implants », in *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*, E. Friis, Éd. Woodhead Publishing, 2017, p. 231-253.
- [172] M. Adouni et A. Shirazi-Adl, « Consideration of equilibrium equations at the hip joint alongside those at the knee and ankle joints has mixed effects on knee joint response during gait », *J Biomech*, vol. 46, n° 3, p. 619-624, févr. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.09.035.
- [173] T. Siebert, O. Till, N. Stutzig, M. Günther, et R. Blickhan, « Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading », *J Biomech*, vol. 47, n° 8, p. 1822-1828, juin 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.03.029.
- [174] J. Huang, J. Chen, W. Xu, et H. Bao, « A survey on fast simulation of elastic objects », *Front. Comput. Sci.*, vol. 13, n° 3, p. 443-459, juin 2019, doi: 10.1007/s11704-018-8081-1.
- [175] T.-N. Nguyen, M.-C. Ho Ba Tho, et T.-T. Dao, « A Systematic Review of Real-Time Medical Simulations with Soft-Tissue Deformation: Computational Approaches, Interaction Devices, System Architectures, and Clinical Validations », *Appl Bionics Biomech*, vol. 2020, p. 5039329, 2020, doi: 10.1155/2020/5039329.
- [176] D. Lee, M. Glueck, A. Khan, E. Fiume, et K. Jackson, « Modeling and Simulation of Skeletal Muscle for Computer Graphics: A Survey », *Found. Trends. Comput. Graph. Vis.*, vol. 7, n° 4, p. 229–276, avr. 2012, doi: 10.1561/06000000036.

- [177] J. Teran, E. Sifakis, S. S. Blemker, V. Ng-Thow-Hing, C. Lau, et R. Fedkiw, « Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set », *IEEE Trans Vis Comput Graph*, vol. 11, n° 3, p. 317-328, juin 2005, doi: 10.1109/TVCG.2005.42.
- [178] S.-H. Lee, E. Sifakis, et D. Terzopoulos, « Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body », *ACM Trans. Graph.*, vol. 28, n° 4, p. 99:1–99:17, sept. 2009, doi: 10.1145/1559755.1559756.
- [179] W. Si, S.-H. Lee, E. Sifakis, et D. Terzopoulos, « Realistic Biomechanical Simulation and Control of Human Swimming », *ACM Trans. Graph.*, vol. 34, n° 1, p. 10:1–10:15, déc. 2015, doi: 10.1145/2626346.
- [180] M. Romeo, C. Monteagudo, et D. Sánchez-Quirós, « Muscle and Fascia Simulation with Extended Position Based Dynamics », *Computer Graphics Forum*, vol. 39, n° 1, p. 134-146, 2020, doi: 10.1111/cgf.13734.
- [181] P. Kadleček, A.-E. Ichim, T. Liu, J. Křivánek, et L. Kavan, « Reconstructing personalized anatomical models for physics-based body animation », *ACM Trans. Graph.*, vol. 35, n° 6, p. 213:1–213:13, nov. 2016, doi: 10.1145/2980179.2982438.
- [182] C. Rodero, P. Real, P. Zuñeda, C. Monteagudo, M. Lozano, et I. García-Fernández, « Characterisation of position based dynamics for elastic materials », in *Proceedings of the XXVI Spanish Computer Graphics Conference*, Salamanca, Spain, sept. 2016, p. 49–57, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne].
- [183] T. T. Dao et M.-C. H. B. Tho, « A Systematic Review of Continuum Modeling of Skeletal Muscles: Current Trends, Limitations, and Recommendations », *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2018, p. 7631818, déc. 2018, doi: 10.1155/2018/7631818.
- [184] S. S. Blemker et S. L. Delp, « Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries », *Ann Biomed Eng*, vol. 33, n° 5, p. 661-673, mai 2005, doi: 10.1007/s10439-005-1433-7.
- [185] S. S. Blemker et S. L. Delp, « Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models », *J Biomech*, vol. 39, n° 8, p. 1383-1391, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.012.
- [186] A. Chincisan, K. Tecante, M. Becker, N. Magnenat-Thalmann, C. Hurschler, et H. F. Choi, « A computational approach to calculate personalized pennation angle based on MRI: effect on motion analysis », *Int J CARS*, vol. 11, n° 5, p. 683-693, mai 2016, doi: 10.1007/s11548-015-1251-9.
- [187] B. Bolsterlee, A. D'Souza, et R. D. Herbert, « Reliability and robustness of muscle architecture measurements obtained using diffusion tensor imaging with anatomically constrained tractography », *Journal of Biomechanics*, vol. 86, p. 71-78, mars 2019, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.043.
- [188] Y. Otake *et al.*, « Patient-Specific Skeletal Muscle Fiber Modeling from Structure Tensor Field of Clinical CT Images », in *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2017*, Cham, 2017, p. 656-663, doi: 10.1007/978-3-319-66182-7_75.
- [189] M. R. Rehorn et S. S. Blemker, « The effects of aponeurosis geometry on strain injury susceptibility explored with a 3D muscle model », *J Biomech*, vol. 43, n° 13, p. 2574-2581, sept. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.011.
- [190] Y. Otake *et al.*, « Registration-Based Patient-Specific Musculoskeletal Modeling Using High Fidelity Cadaveric Template Model », in *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2018*, Cham, 2018, p. 703-710, doi: 10.1007/978-3-030-00928-1_79.
- [191] H. F. Choi et S. S. Blemker, « Skeletal muscle fascicle arrangements can be reconstructed using a Laplacian vector field simulation », *PLoS ONE*, vol. 8, n° 10, p. e77576, 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0077576.
- [192] S. Saito, Z.-Y. Zhou, et L. Kavan, « Computational bodybuilding: anatomically-based modeling of human bodies », *ACM Trans. Graph.*, vol. 34, n° 4, p. 41:1–41:12, juill. 2015, doi: 10.1145/2766957.
- [193] L. Modenese et J. Kohout, « Automated Generation of Three-Dimensional Complex Muscle Geometries for Use in Personalised Musculoskeletal Models », *Ann Biomed Eng*, vol. 48, n° 6, p. 1793-1804, juin 2020, doi: 10.1007/s10439-020-02490-4.
- [194] H. F. Choi, A. Chincisan, et N. Magnenat-Thalmann, « A Collective Approach for Reconstructing 3D Fiber Arrangements in Virtual Musculoskeletal Soft Tissue Models », in *Computational Biomechanics for Medicine*, Cham, 2015, p. 117-128, doi: 10.1007/978-3-319-15503-6_11.

- [195] J. Inouye, G. Handsfield, et S. Blemker, « Fiber tractography for finite-element modeling of transversely isotropic biological tissues of arbitrary shape using computational fluid dynamics », in *Proceedings of the Conference on Summer Computer Simulation*, Chicago, Illinois, juill. 2015, p. 1–6, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne].
- [196] S. Hedenstierna et P. Halldin, « How does a three-dimensional continuum muscle model affect the kinematics and muscle strains of a finite element neck model compared to a discrete muscle model in rear-end, frontal, and lateral impacts », *Spine*, vol. 33, n° 8, p. E236-245, avr. 2008, doi: 10.1097/BRS.0b013e31816b8812.
- [197] J. D. Webb, S. S. Blemker, et S. L. Delp, « 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 17, n° 8, p. 829-837, 2014, doi: 10.1080/10255842.2012.719605.
- [198] J. W. Fernandez et P. J. Hunter, « An anatomically based patient-specific finite element model of patella articulation: towards a diagnostic tool », *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 4, n° 1, p. 20-38, août 2005, doi: 10.1007/s10237-005-0072-0.
- [199] F. Mo, F. Li, M. Behr, Z. Xiao, G. Zhang, et X. Du, « A Lower Limb-Pelvis Finite Element Model with 3D Active Muscles », *Ann Biomed Eng*, vol. 46, n° 1, p. 86-96, janv. 2018, doi: 10.1007/s10439-017-1942-1.
- [200] M. Behr, P.-J. Arnoux, T. Serre, L. Thollon, et C. Brunet, « Tonic finite element model of the lower limb », *J Biomech Eng*, vol. 128, n° 2, p. 223-228, avr. 2006, doi: 10.1115/1.2165700.
- [201] F. Mo, J. Li, M. Dan, T. Liu, et M. Behr, « Implementation of controlling strategy in a biomechanical lower limb model with active muscles for coupling multibody dynamics and finite element analysis », *Journal of Biomechanics*, vol. 91, p. 51-60, juin 2019, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.001.
- [202] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, et J. M. Rosen, « An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures », *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 37, n° 8, p. 757-767, août 1990, doi: 10.1109/10.102791.
- [203] S. Duprey, L. Cheze, et R. Dumas, « Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization », *J Biomech*, vol. 43, n° 14, p. 2858-2862, oct. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.010.
- [204] F. Moissenet, L. Chèze, et R. Dumas, « A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait », *J Biomech*, vol. 47, n° 1, p. 50-58, janv. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.10.015.
- [205] B. J. Fregly *et al.*, « Grand challenge competition to predict in vivo knee loads », *J. Orthop. Res.*, vol. 30, n° 4, p. 503-513, avr. 2012, doi: 10.1002/jor.22023.
- [206] L. Chèze, F. Moissenet, et R. Dumas, « State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications », *Mov Sport Sci/Sci Mot*, n° 90, Art. n° 90, 2015, doi: 10.1051/sm/2012026.
- [207] J. Stelletta, R. Dumas, et Y. Lafon, « Effect of the muscle activation level distribution on normal stress field: a numerical study », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 16 Suppl 1, p. 164-166, 2013, doi: 10.1080/10255842.2013.815951.
- [208] C. Stecco *et al.*, « Histological study of the deep fasciae of the limbs », *J Bodyw Mov Ther*, vol. 12, n° 3, p. 225-230, juill. 2008, doi: 10.1016/j.jbmt.2008.04.041.
- [209] J. Davis, K. R. Kaufman, et R. L. Lieber, « Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle », *J Biomech*, vol. 36, n° 4, p. 505-512, avr. 2003, doi: 10.1016/s0021-9290(02)00430-x.
- [210] T. M. Winters, G. S. Sepulveda, P. S. Cottler, K. R. Kaufman, R. L. Lieber, et S. R. Ward, « Correlation between isometric force and intramuscular pressure in rabbit tibialis anterior muscle with an intact anterior compartment », *Muscle Nerve*, vol. 40, n° 1, p. 79-85, juill. 2009, doi: 10.1002/mus.21298.
- [211] D. S. Ryan, N. Stutzig, T. Siebert, et J. M. Wakeling, « Passive and dynamic muscle architecture during transverse loading for gastrocnemius medialis in man », *Journal of Biomechanics*, vol. 86, p. 160-166, mars 2019, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.054.
- [212] T. Siebert, C. Rode, O. Till, N. Stutzig, et R. Blickhan, « Force reduction induced by unidirectional transversal muscle loading is independent of local pressure », *J Biomech*, vol. 49, n° 7, p. 1156-1161, 03 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.053.

- [213] P. A. Huijing, G. C. Baan, et G. T. Rebel, « Non-myotendinous force transmission in rat extensor digitorum longus muscle », *J. Exp. Biol.*, vol. 201, n° Pt 5, p. 683-691, mars 1998.
- [214] H. Maas, G. C. Baan, et P. A. Huijing, « Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle », *J Biomech*, vol. 34, n° 7, p. 927-940, juill. 2001, doi: 10.1016/s0021-9290(01)00055-0.
- [215] C. A. Yucesoy, « Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics », *Exerc Sport Sci Rev*, vol. 38, n° 3, p. 128-134, juill. 2010, doi: 10.1097/JES.0b013e3181e372ef.
- [216] J. M. Rijkelijhuizen, H. J. M. Meijer, G. C. Baan, et P. A. Huijing, « Myofascial force transmission also occurs between antagonistic muscles located within opposite compartments of the rat lower hind limb », *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 17, n° 6, p. 690-697, déc. 2007, doi: 10.1016/j.jelekin.2007.02.004.
- [217] P. P. Purslow, « Muscle fascia and force transmission », *J Bodyw Mov Ther*, vol. 14, n° 4, p. 411-417, oct. 2010, doi: 10.1016/j.jbmt.2010.01.005.
- [218] H. Maas et T. G. Sandercock, « Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages », *J. Biomed. Biotechnol.*, vol. 2010, p. 575672, 2010, doi: 10.1155/2010/575672.
- [219] K. S. Ramaswamy *et al.*, « Lateral transmission of force is impaired in skeletal muscles of dystrophic mice and very old rats », *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 589, n° Pt 5, p. 1195-1208, mars 2011, doi: 10.1113/jphysiol.2010.201921.
- [220] C. Zhang et Y. Gao, « Effects of aging on the lateral transmission of force in rat skeletal muscle », *J Biomech*, vol. 47, n° 5, p. 944-948, mars 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.026.
- [221] M. A. Marra *et al.*, « A subject-specific musculoskeletal modeling framework to predict in vivo mechanics of total knee arthroplasty », *J Biomech Eng*, vol. 137, n° 2, p. 020904, févr. 2015, doi: 10.1115/1.4029258.
- [222] D. G. Thelen, K. Won Choi, et A. M. Schmitz, « Co-simulation of neuromuscular dynamics and knee mechanics during human walking », *J Biomech Eng*, vol. 136, n° 2, p. 021033, févr. 2014, doi: 10.1115/1.4026358.
- [223] M. Hoffmann, M. Begon, Y. Lafon, et S. Duprey, « Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, p. 1-10, juill. 2020, doi: 10.1080/10255842.2020.1789606.
- [224] R. Dumas, F. Moissenet, Y. Lafon, et L. Cheze, « Multi-objective optimisation for musculoskeletal modelling: application to a planar elbow model », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 228, n° 10, p. 1108-1113, oct. 2014, doi: 10.1177/0954411914556790.
- [225] J. Stelletta, R. Dumas, et Y. Lafon, « Chapter 23 - Modeling of the Thigh: A 3D Deformable Approach Considering Muscle Interactions », in *Biomechanics of Living Organs*, vol. 1, Y. Payan et J. Ohayon, Éd. Oxford: Academic Press, 2017, p. 497-521.
- [226] S. Howley, D. Bonneau, et B. Fréchède, « A framework towards personalisation and active muscle integration in a 3D finite-element neck model for orthopaedic applications », *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, n° sup1, p. 74-75, août 2014, doi: 10.1080/10255842.2014.931140.
- [227] J. Stelletta, « Modélisation volumique déformable du système musculosquelettique du membre inférieur », These de doctorat, Lyon 1, 2015.
- [228] F. S. Gayzik, D. P. Moreno, C. P. Geer, S. D. Wuertzer, R. S. Martin, et J. D. Stitzel, « Development of a full body CAD dataset for computational modeling: a multi-modality approach », *Ann Biomed Eng*, vol. 39, n° 10, p. 2568-2583, oct. 2011, doi: 10.1007/s10439-011-0359-5.
- [229] F. S. Gayzik, D. P. Moreno, K. A. Danelson, C. McNally, K. D. Klinich, et J. D. Stitzel, « External landmark, body surface, and volume data of a mid-sized male in seated and standing postures », *Ann Biomed Eng*, vol. 40, n° 9, p. 2019-2032, sept. 2012, doi: 10.1007/s10439-012-0546-z.

- [230] P. Beillas et F. Berthet, « Effect of Contact Separation on the Abdominal Response to Impact of a Human Body Model », SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper SC18-22-0004, nov. 2018. doi: 10.4271/SC18-22-0004.
- [231] P. Beillas et F. Berthet, « An investigation of human body model morphing for the assessment of abdomen responses to impact against a population of test subjects », *Traffic Inj Prev*, vol. 18, n° sup1, p. S142-S147, 29 2017, doi: 10.1080/15389588.2017.1307971.
- [232] L. Jakobsson, M. Björklund, et A. Westerlund, « Thoracolumbar Spine Injuries in Car Crashes », *2016 IRCOBI Conference Proceedings - International Research Council on the Biomechanics of Injury*, p. 101-112, 2016.
- [233] A. N. Doud *et al.*, « Has the incidence of thoracolumbar spine injuries increased in the United States from 1998 to 2011? », *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 473, n° 1, p. 297-304, janv. 2015, doi: 10.1007/s11999-014-3870-9.
- [234] R. D. Rao, C. A. Berry, N. Yoganandan, et A. Agarwal, « Occupant and crash characteristics in thoracic and lumbar spine injuries resulting from motor vehicle collisions », *Spine J*, vol. 14, n° 10, p. 2355-2365, oct. 2014, doi: 10.1016/j.spinee.2014.01.038.
- [235] T. A. Burkhart, D. M. Andrews, et C. E. Dunning, « Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: a review with recommendations associated with the modeling of bone tissue », *J Biomech*, vol. 46, n° 9, p. 1477-1488, mai 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.022.
- [236] M. J. Fagan, S. Julian, et A. M. Mohsen, « Finite element analysis in spine research », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 216, n° 5, p. 281-298, 2002, doi: 10.1243/09544110260216568.
- [237] A. Ramos et J. A. Simões, « Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur », *Med Eng Phys*, vol. 28, n° 9, p. 916-924, nov. 2006, doi: 10.1016/j.medengphy.2005.12.006.
- [238] N. A. Devries, K. H. Shivanna, S. C. Tadepalli, V. A. Magnotta, et N. M. Grosland, « Ia-FEMesh: anatomic FE models--a check of mesh accuracy and validity », *Iowa Orthop J*, vol. 29, p. 48-54, 2009.
- [239] T. Schneider, Y. Hu, X. Gao, J. Dumas, D. Zorin, et D. Panozzo, « A Large Scale Comparison of Tetrahedral and Hexahedral Elements for Finite Element Analysis », *arXiv:1903.09332 [cs]*, oct. 2019, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <http://arxiv.org/abs/1903.09332>.
- [240] A. O. Cifuentes et A. Kalbag, « A performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3-D finite element structural analysis », *Finite Elements in Analysis and Design*, vol. 12, n° 3, p. 313-318, déc. 1992, doi: 10.1016/0168-874X(92)90040-J.
- [241] S. M. Finley, D. S. Brodke, N. T. Spina, C. A. DeDen, et B. J. Ellis, « FEBio finite element models of the human lumbar spine », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 21, n° 6, p. 444-452, mai 2018, doi: 10.1080/10255842.2018.1478967.
- [242] S. E. Benzley, E. Perry, K. Merkley, B. Clark, et G. Sjaardema, « A comparison of all hexagonal and all tetrahedral finite element meshes for elastic and elasto-plastic analysis », in *In Proceedings, 4th International Meshing Roundtable*, 1995, p. 179-191.
- [243] X. Bourdin, X. Trosseille, P. Petit, et P. Beillas, « Comparison of Tetrahedral and Hexahedral Meshes for Organ Finite Element Modelling: An Application to Kidney Impact », présenté à 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) National Highway Traffic Safety Administration, 2007, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://trid.trb.org/view/1368061>.
- [244] J. Q. Campbell, D. J. Coombs, M. Rao, P. J. Rullkoetter, et A. J. Petrella, « Automated finite element meshing of the lumbar spine: Verification and validation with 18 specimen-specific models », *J Biomech*, vol. 49, n° 13, p. 2669-2676, 06 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.025.
- [245] M. Xu, J. Yang, I. H. Lieberman, et R. Haddas, « Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 20, n° 1, p. 1-15, janv. 2017, doi: 10.1080/10255842.2016.1193596.
- [246] P. Hadagali, J. R. Peters, et S. Balasubramanian, « Morphing the feature-based multi-blocks of normative/healthy vertebral geometries to scoliosis vertebral geometries: development of

- personalized finite element models », *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 21, n° 4, p. 297-324, mars 2018, doi: 10.1080/10255842.2018.1448391.
- [247] D. Schwartz, « Development of a Computationally Efficient Full Human Body Finite Element Model », Thesis, Wake Forest University, 2015.
- [248] P. Knupp, « Remarks on Mesh Quality », Reno, NV, janv. 2007, p. 1-10, [En ligne]. Disponible sur: <https://www.osti.gov/servlets/purl/1146104>.
- [249] M. Batdorf, L. Freitag, C. Ollivier-Gooch, M. Batdorf, L. Freitag, et C. Ollivier-Gooch, « Computational study of the effect of unstructured mesh quality on solution efficiency », in *13th Computational Fluid Dynamics Conference*, 0 vol., American Institute of Aeronautics and Astronautics, 1997.
- [250] M. Dorica et D. D. Giannacopoulos, « Impact of mesh quality improvement systems on the accuracy of adaptive finite-element electromagnetics with tetrahedra », *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 41, n° 5, p. 1692-1695, mai 2005, doi: 10.1109/TMAG.2005.846079.
- [251] J. Dardenne, N. Siauve, S. Valette, R. Prost, et N. Burais, « Impact of Tetrahedral Mesh Quality for Electromagnetic and Thermal Simulations », in *Compumag 2009*, Florianópolis, Brazil, nov. 2009, p. 1044, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00414249>.
- [252] T. Schneider, Y. Hu, J. Dumas, X. Gao, D. Panozzo, et D. Zorin, « Decoupling simulation accuracy from mesh quality », *ACM Trans. Graph.*, vol. 37, n° 6, p. 280:1–280:14, déc. 2018, doi: 10.1145/3272127.3275067.
- [253] M. Müller-Hannemann, C. Kober, R. Sader, et H.-F. Zeilhofer, « Anisotropic validation of hexahedral meshes for composite materials in biomechanics », in *Proceedings of the 10th International Meshing Roundtable*, Newport Beach, CA, 2001, p. 249-260, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <http://publications.imp.fu-berlin.de/1844/>.
- [254] X. Gao, J. Huang, K. Xu, Z. Pan, Z. Deng, et G. Chen, « Evaluating Hex-mesh Quality Metrics via Correlation Analysis », *Computer Graphics Forum*, vol. 36, n° 5, p. 105-116, 2017, doi: 10.1111/cgf.13249.
- [255] K. H. Yang, « Chapter 3 - Isoparametric Formulation and Mesh Quality », in *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics*, K.-H. Yang, Éd. Academic Press, 2018, p. 111-149.
- [256] P. M. Knupp, « Achieving finite element mesh quality via optimization of the Jacobian matrix norm and associated quantities. Part II—A framework for volume mesh optimization and the condition number of the Jacobian matrix », *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 48, n° 8, p. 1165-1185, 2000, doi: 10.1002/(SICI)1097-0207(20000720)48:8<1165::AID-NME940>3.0.CO;2-Y.
- [257] A. Javidinejad, « FEA Practical Illustration of Mesh-Quality-Results Differences between Structured Mesh and Unstructured Mesh », *ISRN Mechanical Engineering*, vol. 2012, p. 168941, juill. 2012, doi: 10.5402/2012/168941.
- [258] U. M. Ayturk et C. M. Puttlitz, « Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine », *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 14, n° 8, p. 695-705, août 2011, doi: 10.1080/10255842.2010.493517.
- [259] C. E. Quenneville et C. E. Dunning, « Development of a finite element model of the tibia for short-duration high-force axial impact loading », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 14, n° 2, p. 205-212, févr. 2011, doi: 10.1080/10255842.2010.548324.
- [260] T. A. Burkhart, C. E. Quenneville, C. E. Dunning, et D. M. Andrews, « Development and validation of a distal radius finite element model to simulate impact loading indicative of a forward fall », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 228, n° 3, p. 258-271, mars 2014, doi: 10.1177/0954411914522781.
- [261] J. A. Bright et E. J. Rayfield, « The response of cranial biomechanical finite element models to variations in mesh density », *Anat Rec (Hoboken)*, vol. 294, n° 4, p. 610-620, avr. 2011, doi: 10.1002/ar.21358.
- [262] W. Zhao et S. Ji, « Mesh convergence behavior and the effect of element integration of a head injury model », *Ann Biomed Eng*, vol. 47, n° 2, p. 475-486, févr. 2019, doi: 10.1007/s10439-018-02159-z.
- [263] M. H. Ray, M. Mongiardini, C. A. Plaxico, et M. Anghileri, « Procedures for Verification and Validation of Computer Simulations Used for Roadside Safety Applications », National Academies of Sciences,

- Engineering, and Medicine, NCHRP Project 22-24, mars 2010. Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://doi.org/10.17226/17647>.
- [264] S. Blattnig, J. Luckring, J. Morrison, A. Sylvester, R. Tripathi, et T. Zang, « NASA Standard for Models and Simulations: Philosophy and Requirements Overview », in *47th AIAA Aerospace Sciences Meeting including The New Horizons Forum and Aerospace Exposition*, 0 vol., American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2009.
- [265] LS-DYNA® Aerospace Working Group (AWG), « Modeling Guidelines Document », Version 19-2, déc. 2019. Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://awg.lstc.com/tiki-index.php?page=MGD>.
- [266] A. E. Anderson, B. J. Ellis, et J. A. Weiss, « Verification, Validation and Sensitivity Studies in Computational Biomechanics », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 10, n° 3, p. 171-184, juin 2007, doi: 10.1080/10255840601160484.
- [267] M. Viceconti, F. Pappalardo, B. Rodriguez, M. Horner, J. Bischoff, et F. Musuamba Tshinanu, « In silico trials: Verification, validation and uncertainty quantification of predictive models used in the regulatory evaluation of biomedical products », *Methods*, janv. 2020, doi: 10.1016/j.ymeth.2020.01.011.
- [268] H. B. Henninger, S. P. Reese, A. E. Anderson, et J. A. Weiss, « Validation of Computational Models in Biomechanics », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, n° 7, p. 801-812, 2010.
- [269] A. Erdemir, T. M. Guess, J. Halloran, S. C. Tadepalli, et T. M. Morrison, « Considerations for Reporting Finite Element Analysis Studies in Biomechanics », *J Biomech*, vol. 45, n° 4, p. 625-633, févr. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.11.038.
- [270] A. C. Jones et R. K. Wilcox, « Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis », *Med Eng Phys*, vol. 30, n° 10, p. 1287-1304, déc. 2008, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.09.006.
- [271] C. E. Lavecchia *et al.*, « Lumbar model generator: a tool for the automated generation of a parametric scalable model of the lumbar spine », *J R Soc Interface*, vol. 15, n° 138, 2018, doi: 10.1098/rsif.2017.0829.
- [272] A. Erdemir *et al.*, « Perspectives on Sharing Models and Related Resources in Computational Biomechanics Research », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 140, n° 2, p. 0247011, févr. 2018, doi: 10.1115/1.4038768.
- [273] J. Hu, « Chapter 10 - Parametric Human Modeling », in *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics*, K.-H. Yang, Éd. Academic Press, 2018, p. 417-445.
- [274] European Road Safety Observatory (ERSO), « Vehicle Safety », 2018. [En ligne]. Disponible sur: https://ec.europa.eu/transport/road_safety/sites/roadsafety/files/pdf/ersosynthesis2018-vehiclesafety.pdf.
- [275] ERTRAC Working Group: Road Transport Safety & Security, « Safe Road Transport Roadmap, Towards Vision Zero: Roads without Victims », European Road Transport Research Advisory Council, févr. 2019.
- [276] A. Kalra, « Chapter 9 - Developing FE Human Models From Medical Images », in *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics*, K.-H. Yang, Éd. Academic Press, 2018, p. 389-415.
- [277] S. Bertrand, W. Skalli, L. Delacherie, D. Bonneau, G. Kalifa, et D. Mitton, « External and internal geometry of European adults », *Ergonomics*, vol. 49, n° 15, p. 1547-1564, déc. 2006, doi: 10.1080/00207540500422338.
- [278] E. D. Brandner *et al.*, « Abdominal organ motion measured using 4D CT », *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 65, n° 2, p. 554-560, juin 2006, doi: 10.1016/j.ijrobp.2005.12.042.
- [279] K. M. Langen et D. T. Jones, « Organ motion and its management », *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 50, n° 1, p. 265-278, mai 2001, doi: 10.1016/s0360-3016(01)01453-5.
- [280] T. Rohlfing, C. R. Maurer, W. G. O'Dell, et J. Zhong, « Modeling liver motion and deformation during the respiratory cycle using intensity-based nonrigid registration of gated MR images », *Med Phys*, vol. 31, n° 3, p. 427-432, mars 2004, doi: 10.1118/1.1644513.
- [281] Y. S. Kim *et al.*, « Differences in abdominal organ movement between supine and prone positions measured using four-dimensional computed tomography », *Radiother Oncol*, vol. 85, n° 3, p. 424-428, déc. 2007, doi: 10.1016/j.radonc.2007.10.031.

- [282] K. D. Klinich, C. A. Flannagan, K. Nicholson, L. W. Schneider, et J. D. Rupp, « Abdominal Injury in Motor-Vehicle Crashes », Art. n° UMTRI-2008-40, nov. 2008, Consulté le: juill. 20, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://trid.trb.org/view/887963>.
- [283] E. Shweiki, J. Klena, G. C. Wood, et M. Indeck, « Assessing the true risk of abdominal solid organ injury in hospitalized rib fracture patients », *J Trauma*, vol. 50, n° 4, p. 684-688, avr. 2001, doi: 10.1097/00005373-200104000-00015.
- [284] J. R. Kremer, D. N. Mastronarde, et J. R. McIntosh, « Computer visualization of three-dimensional image data using IMOD », *J. Struct. Biol.*, vol. 116, n° 1, p. 71-76, févr. 1996, doi: 10.1006/jsbi.1996.0013.
- [285] F. Trochu, « A contouring program based on dual kriging interpolation », *Engineering with Computers*, vol. 9, n° 3, p. 160-177, sept. 1993, doi: 10.1007/BF01206346.
- [286] G. Lorin de la Grandmaison, I. Clairand, et M. Durigon, « Organ weight in 684 adult autopsies: new tables for a Caucasoid population », *Forensic Science International*, vol. 119, n° 2, p. 149-154, juin 2001, doi: 10.1016/S0379-0738(00)00401-1.
- [287] E. M. Geraghty, J. M. Boone, J. P. McGahan, et K. Jain, « Normal organ volume assessment from abdominal CT », *Abdom Imaging*, vol. 29, n° 4, p. 482-490, juill. 2004, doi: 10.1007/s00261-003-0139-2.
- [288] B. Cheong, R. Muthupillai, M. F. Rubin, et S. D. Flamm, « Normal Values for Renal Length and Volume as Measured by Magnetic Resonance Imaging », *CJASN*, vol. 2, n° 1, p. 38-45, janv. 2007, doi: 10.2215/CJN.00930306.
- [289] H. S. Brown, M. Halliwell, M. Qamar, A. E. Read, J. M. Evans, et P. N. Wells, « Measurement of normal portal venous blood flow by Doppler ultrasound », *Gut*, vol. 30, n° 4, p. 503-509, avr. 1989, doi: 10.1136/gut.30.4.503.
- [290] A. C. Rhyne, F. S. Gayzik, D. P. Moreno, et J. D. Stitzel, « Methods for comparison of abdominal organ location and shape in the supine and upright positions », *Biomed Sci Instrum*, vol. 48, p. 351-358, 2012.
- [291] A. R. Hayes, F. S. Gayzik, D. P. Moreno, R. S. Martin, et J. D. Stitzel, « Comparison of Organ Location, Morphology, and Rib Coverage of a Midsized Male in the Supine and Seated Positions », *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2013, p. 419821, mars 2013, doi: 10.1155/2013/419821.
- [292] O. L. Wade, « Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration », *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 124, n° 2, p. 193-212, mai 1954, doi: 10.1113/jphysiol.1954.sp005099.
- [293] Y. Lafon, F. W. Smith, et P. Beillas, « Combination of a model-deformation method and a positional MRI to quantify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk », *J Biomech*, vol. 43, n° 7, p. 1269-1278, mai 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.013.
- [294] P. Beillas, Y. Lafon, et F. W. Smith, « The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs », *Stapp Car Crash J*, vol. 53, p. 127-154, nov. 2009.
- [295] B. Frechede, M. Gardegaront, T. Lemaire, X. Wang, et P. Beillas, « Design of a physiological spinal posture predictor in the piper project », in *ISB 2017 - XXVI Conference of the International Society of Biomechanics*, Brisbane, Australia, juill. 2017, p. 1 p, Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01769223>.
- [296] K. M. Yates et C. D. Untaroiu, « Finite element modeling of the human kidney for probabilistic occupant models: Statistical shape analysis and mesh morphing », *J Biomech*, vol. 74, p. 50-56, 06 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.016.
- [297] Y.-C. Lu et C. D. Untaroiu, « A statistical geometrical description of the human liver for probabilistic occupant models », *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 15, p. 3681-3688, nov. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.031.
- [298] Y.-C. Lu, A. R. Kemper, S. Gayzik, C. D. Untaroiu, et P. Beillas, « Statistical modeling of human liver incorporating the variations in shape, size, and material properties », *Stapp Car Crash J*, vol. 57, p. 285-311, nov. 2013.
- [299] B. Besnault, F. Lavaste, H. Guillemot, S. Robin, et J.-Y. Le Coz, « A Parametric Finite Element Model of the Human Pelvis », *SAE Transactions*, vol. 107, n° 6, p. 2680-2694, 1998.

- [300] P. Beillas, A. Soni, F. Renaudin, et H. Johannsen, « Comparison of the submarining behaviors of a 6 years old human model and a Q6 dummy in sled testing », Munich, Germany, 2013.
- [301] X. Shi, L. Cao, M. P. Reed, J. D. Rupp, et J. Hu, « Effects of obesity on occupant responses in frontal crashes: a simulation analysis using human body models », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 18, n° 12, p. 1280-1292, 2015, doi: 10.1080/10255842.2014.900544.
- [302] E. Hwang, J. Hallman, K. Klein, J. Rupp, M. Reed, et J. Hu, « Rapid Development of Diverse Human Body Models for Crash Simulations through Mesh Morphing », SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 2016-01-1491, avr. 2016. doi: 10.4271/2016-01-1491.
- [303] J. Hu, A. Fanta, M. O. Neal, M. P. Reed, et J. Wang, « Vehicle crash simulations with morphed GHBMBC human models of different stature, BMI, and age », Montreal, Canada., 2016, [En ligne]. Disponible sur: <http://www.umtri.umich.edu/our-results/publications/vehicle-crash-simulations-morphed-ghbmc-human-models-different-stature-bmi>.
- [304] P. Vezin et F. Berthet, « Structural characterization of human rib cage behavior under dynamic loading », *Stapp Car Crash J*, vol. 53, p. 93-125, nov. 2009.
- [305] D. Poulard, F. Bermond, R. Dumas, K. Bruyere, et S. Compigne, « Geometrical personalisation of human FE model using palpable markers on volunteers », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 15 Suppl 1, p. 298-300, 2012, doi: 10.1080/10255842.2012.713669.
- [306] S. L. Schoell, A. A. Weaver, N. A. Vavalle, et J. D. Stitzel, « Age- and sex-specific thorax finite element model development and simulation », *Traffic Inj Prev*, vol. 16 Suppl 1, p. S57-65, 2015, doi: 10.1080/15389588.2015.1005208.
- [307] S. Schaefer, T. McPhail, et J. Warren, « Image deformation using moving least squares », *ACM Trans. Graph.*, vol. 25, n° 3, p. 533–540, juill. 2006, doi: 10.1145/1141911.1141920.
- [308] A. Cuno, C. Esperança, A. Oliveira, et P. R. Cavalcanti, « 3D as-rigid-as-possible deformations using MLS », in *Proceedings of the 27th computer graphics international conference*, 2007, p. 115–122.
- [309] Y. Zhu et S. J. Gortler, « 3D deformation using moving least squares », Harvard University, Cambridge, MA, Tr-10-07, 2007.
- [310] P. Lesire, H. Johannsen, R. Willinger, et A. Longton, « CASPER—Improvement of Child Safety in Cars », *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, vol. 48, p. 2654-2663, janv. 2012, doi: 10.1016/j.sbspro.2012.06.1235.
- [311] Huaining Cheng, L. Obergefell, et A. Rizer, « The development of the GEBOD program », in *Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference*, mars 1996, p. 251-254, doi: 10.1109/SBEC.1996.493162.
- [312] A. Jacobson, I. Baran, J. Popović, et O. Sorkine, « Bounded biharmonic weights for real-time deformation », in *ACM SIGGRAPH 2011 papers*, Vancouver, British Columbia, Canada, juill. 2011, p. 1–8, doi: 10.1145/1964921.1964973.
- [313] S. Hua, S. Li, et X. Li, « Image Deformation Based on Cubic Splines and Moving Least Squares », in *2009 International Conference on Computational Intelligence and Software Engineering*, déc. 2009, p. 1-4, doi: 10.1109/CISE.2009.5366816.
- [314] K. Crane, C. Weischedel, et M. Wardetzky, « Geodesics in heat: A new approach to computing distance based on heat flow », *ACM Trans. Graph.*, vol. 32, n° 5, p. 152:1–152:11, oct. 2013, doi: 10.1145/2516971.2516977.
- [315] Y. Lipman, R. M. Rustamov, et T. A. Funkhouser, « Biharmonic distance », *ACM Trans. Graph.*, vol. 29, n° 3, p. 27:1–27:11, juill. 2010, doi: 10.1145/1805964.1805971.
- [316] E. Jolivet, Y. Lafon, P. Petit, et P. Beillas, « Comparison of Kriging and Moving Least Square Methods to Change the Geometry of Human Body Models », *Stapp Car Crash J*, vol. 59, p. 337-357, nov. 2015.
- [317] N. A. Vavalle, S. L. Schoell, A. A. Weaver, J. D. Stitzel, et F. S. Gayzik, « Application of Radial Basis Function Methods in the Development of a 95th Percentile Male Seated FEA Model », *Stapp Car Crash J*, vol. 58, p. 361-384, nov. 2014.
- [318] G. H. Golub et C. F. Van Loan, *Matrix Computations*, Johns Hopkins University Press Books. 2013.

- [319] Y. Sun, B. Li, et M. G. Genton, « Geostatistics for Large Datasets », in *Advances and Challenges in Space-time Modelling of Natural Events*, Berlin, Heidelberg, 2012, p. 55-77, doi: 10.1007/978-3-642-17086-7_3.
- [320] J.-P. Chilès et N. Desassis, « Fifty Years of Kriging », in *Handbook of Mathematical Geosciences: Fifty Years of IAMG*, B. S. Daya Sagar, Q. Cheng, et F. Agterberg, Éd. Cham: Springer International Publishing, 2018, p. 589-612.
- [321] K. Chalupka, C. K. I. Williams, et I. Murray, « A framework for evaluating approximation methods for Gaussian process regression », *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 14, n° 1, p. 333–350, févr. 2013.
- [322] T. Gneiting, « Compactly Supported Correlation Functions », *Journal of Multivariate Analysis*, vol. 83, n° 2, p. 493-508, nov. 2002, doi: 10.1006/jmva.2001.2056.
- [323] M. L. Stein, « Limitations on low rank approximations for covariance matrices of spatial data », *Spatial Statistics*, vol. 8, p. 1-19, mai 2014, doi: 10.1016/j.spasta.2013.06.003.
- [324] S. Banerjee, A. E. Gelfand, A. O. Finley, et H. Sang, « Gaussian predictive process models for large spatial data sets », *J R Stat Soc Series B Stat Methodol*, vol. 70, n° 4, p. 825-848, sept. 2008, doi: 10.1111/j.1467-9868.2008.00663.x.
- [325] N. Cressie et G. Johannesson, « Fixed rank kriging for very large spatial data sets », *Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Statistical Methodology)*, vol. 70, n° 1, p. 209-226, 2008, doi: 10.1111/j.1467-9868.2007.00633.x.
- [326] P. Coulier et E. Darve, « Efficient mesh deformation based on radial basis function interpolation by means of the inverse fast multipole method », *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 308, p. 286-309, août 2016, doi: 10.1016/j.cma.2016.05.029.
- [327] T. Takahashi, P. Coulier, et E. Darve, « Application of the inverse fast multipole method as a preconditioner in a 3D Helmholtz boundary element method », *Journal of Computational Physics*, vol. 341, p. 406-428, juill. 2017, doi: 10.1016/j.jcp.2017.04.016.
- [328] L. Ying, G. Biros, et D. Zorin, « A kernel-independent adaptive fast multipole algorithm in two and three dimensions », *Journal of Computational Physics*, vol. 196, n° 2, p. 591-626, mai 2004, doi: 10.1016/j.jcp.2003.11.021.
- [329] W. Fong et E. Darve, « The black-box fast multipole method », *Journal of Computational Physics*, vol. 228, n° 23, p. 8712-8725, déc. 2009, doi: 10.1016/j.jcp.2009.08.031.
- [330] T. C. Haas, « Lognormal and Moving Window Methods of Estimating Acid Deposition », *Journal of the American Statistical Association*, vol. 85, n° 412, p. 950-963, déc. 1990, doi: 10.1080/01621459.1990.10474966.
- [331] A. Gribov et K. Krivoruchko, « Geostatistical Mapping with Continuous Moving Neighborhood », *Mathematical Geology*, vol. 36, n° 2, p. 267-281, févr. 2004, doi: 10.1023/B:MATG.0000020473.63408.17.
- [332] J. Rivoirard et T. Romary, « Continuity for Kriging with Moving Neighborhood », *Math Geosci*, vol. 43, n° 4, p. 469-481, mai 2011, doi: 10.1007/s11004-011-9330-0.
- [333] R. Yokota, L. A. Barba, et M. G. Knepley, « PetRBF — A parallel $O(N)$ algorithm for radial basis function interpolation with Gaussians », *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 199, n° 25, p. 1793-1804, mai 2010, doi: 10.1016/j.cma.2010.02.008.
- [334] M. Vigsnes, O. Kolbjørnsen, V. L. Hauge, P. Dahle, et P. Abrahamsen, « Fast and Accurate Approximation to Kriging Using Common Data Neighborhoods », *Math Geosci*, vol. 49, n° 5, p. 619-634, juill. 2017, doi: 10.1007/s11004-016-9665-7.
- [335] C. Park et D. Apley, « Patchwork Kriging for large-scale Gaussian process regression », *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 19, n° 1, p. 269–311, janv. 2018.
- [336] C. Park et J. Z. Huang, « Efficient computation of Gaussian process regression for large spatial data sets by patching local Gaussian processes », *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 17, n° 1, p. 6071–6099, janv. 2016.
- [337] M. P. Reed, U. Raschke, R. Tirumali, et M. B. Parkinson, « Developing and Implementing Parametric Human Body Shape Models in Ergonomics Software », Tokyo, Japan., 2014, [En ligne]. Disponible sur: http://mreed.umtri.umich.edu/mreed/pubs/Reed_2014_DHM_Jack.pdf.

- [338] K. Zhang *et al.*, « An automated method to morph finite element whole-body human models with a wide range of stature and body shape for both men and women », *J Biomech*, vol. 60, p. 253-260, 26 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.015.
- [339] J. Hu, K. Zhang, A. Fanta, E. Hwang, et M. P. Reed, « Effects of Male Stature and Body Shape on Thoracic Impact Response Using Parametric Finite Element Human Modeling », in *25th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) National Highway Traffic Safety Administration*, Detroit Michigan, United States, 2017, p. 11, Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://trid.trb.org/view/1482622>.
- [340] J. C. Carr *et al.*, « Reconstruction and representation of 3D objects with radial basis functions », in *Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, New York, NY, USA, août 2001, p. 67–76, doi: 10.1145/383259.383266.
- [341] M. J. Heaton *et al.*, « A Case Study Competition Among Methods for Analyzing Large Spatial Data », *J Agric Biol Environ Stat*, vol. 24, n° 3, p. 398-425, 2019, doi: 10.1007/s13253-018-00348-w.
- [342] J. Aunon et J. J. Gomez-Hernández, « Dual Kriging with Local Neighborhoods: Application to the Representation of Surfaces », *Mathematical Geology*, vol. 32, n° 1, p. 69-85, janv. 2000, doi: 10.1023/A:1007554801750.
- [343] F. A. Duck, « Chapter 5 - Mechanical Properties of Tissue », in *Physical Properties of Tissues*, F. A. Duck, Éd. London: Academic Press, 1990, p. 137-165.
- [344] A. Lacoste Jeanson, F. Santos, C. Villa, J. Dupej, N. Lynnerup, et J. Brůžek, « Body mass estimation from the skeleton: An evaluation of 11 methods », *Forensic Science International*, vol. 281, p. 183.e1-183.e8, déc. 2017, doi: 10.1016/j.forsciint.2017.10.026.
- [345] G. M. Agostini et A. H. Ross, « The effect of weight on the femur: a cross-sectional analysis », *J. Forensic Sci.*, vol. 56, n° 2, p. 339-343, mars 2011, doi: 10.1111/j.1556-4029.2010.01648.x.
- [346] M. K. Moore et E. Schaefer, « A comprehensive regression tree to estimate body weight from the skeleton », *J. Forensic Sci.*, vol. 56, n° 5, p. 1115-1122, sept. 2011, doi: 10.1111/j.1556-4029.2011.01819.x.
- [347] E. Pomeroy *et al.*, « Estimating body mass and composition from proximal femur dimensions using dual energy x-ray absorptiometry », *Archaeol Anthropol Sci*, vol. 11, n° 5, p. 2167-2179, mai 2019, doi: 10.1007/s12520-018-0665-z.
- [348] T. Fawzy *et al.*, « Association between Body Mass Index and Bone Mineral Density in Patients Referred for Dual-Energy X-Ray Absorptiometry Scan in Ajman, UAE », *Journal of Osteoporosis*, vol. 2011, p. 876309, mai 2011, doi: 10.4061/2011/876309.
- [349] A. F. Hariri *et al.*, « Relationship between Body Mass Index and T-Scores of Bone Mineral Density in the Hip and Spine Regions among Older Adults with Diabetes: A Retrospective Review », *J Obes*, vol. 2019, avr. 2019, doi: 10.1155/2019/9827403.
- [350] T. Janak, Y. Lafon, P. Petit, et P. Beillas, « Transformation Smoothing to use after Positioning of Finite Element Human Body Models », in *2018 IRCOBI Conference*, Athens, Greece, sept. 2018, p. 13 p, Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01909655>.
- [351] J. Kim, « An Iterative Mesh Untangling Algorithm Using Edge Flip », *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2017, p. 2953736, déc. 2017, doi: 10.1155/2017/2953736.
- [352] European Commission, *EU road safety policy framework 2021-2030, Next steps towards 'Vision Zero'*. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2020, 2020.
- [353] eurostat, « European Health Interview Survey: Almost 1 adult in 6 in the EU is considered obese », Eurostat Press Office, News releases 3-20102016-BP, oct. 2016. Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://ec.europa.eu/eurostat/web/products-press-releases/-/3-20102016-BP>.
- [354] M. P. Reed, S. M. Ebert-Hamilton, et J. D. Rupp, « Effects of obesity on seat belt fit », *Traffic Inj Prev*, vol. 13, n° 4, p. 364-372, 2012, doi: 10.1080/15389588.2012.659363.
- [355] J. A. Bhatti, A. B. Nathens, et D. A. Redelmeier, « Driver's obesity and road crash risks in the United States », *Traffic Inj Prev*, vol. 17, n° 6, p. 604-609, 17 2016, doi: 10.1080/15389588.2015.1134793.
- [356] D. Jehle, C. Doshi, J. Karagianis, J. Consiglio, et G. Jehle, « Obesity and seatbelt use: a fatal relationship », *Am J Emerg Med*, vol. 32, n° 7, p. 756-760, juill. 2014, doi: 10.1016/j.ajem.2014.01.010.

- [357] T. M. Rice et M. Zhu, « Driver obesity and the risk of fatal injury during traffic collisions », *Emerg Med J*, vol. 31, n° 1, p. 9-12, janv. 2014, doi: 10.1136/emermed-2012-201859.
- [358] C. N. Mock, D. C. Grossman, R. P. Kaufman, C. D. Mack, et F. P. Rivara, « The relationship between body weight and risk of death and serious injury in motor vehicle crashes », *Accid Anal Prev*, vol. 34, n° 2, p. 221-228, mars 2002, doi: 10.1016/s0001-4575(01)00017-3.
- [359] E. Desapriya *et al.*, « Does obesity increase the risk of injury or mortality in motor vehicle crashes? A systematic review and meta-analysis », *Asia Pac J Public Health*, vol. 26, n° 5, p. 447-460, sept. 2014, doi: 10.1177/1010539511430720.
- [360] R. W. Kent, J. L. Forman, et O. Bostrom, « Is there really a “cushion effect”? a biomechanical investigation of crash injury mechanisms in the obese », *Obesity (Silver Spring)*, vol. 18, n° 4, p. 749-753, avr. 2010, doi: 10.1038/oby.2009.315.
- [361] H. Joodaki *et al.*, « Comparison of Kinematic Behaviour of a First Generation Obese Dummy and Obese PMHS in Frontal Sled Tests », présenté à 2015 IRCOBI Conference International Research Council on Biomechanics of Injury (IRCOBI), 2015, Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://trid.trb.org/view/1370814>.
- [362] A. Scafoglieri, J. P. Clarys, E. Cattrysse, et I. Bautmans, « Use of anthropometry for the prediction of regional body tissue distribution in adults: benefits and limitations in clinical practice », *Aging Dis*, vol. 5, n° 6, p. 373-393, déc. 2014, doi: 10.14366/AD.2014.0500373.
- [363] J. Kullberg *et al.*, « Automated analysis of liver fat, muscle and adipose tissue distribution from CT suitable for large-scale studies », *Sci Rep*, vol. 7, n° 1, p. 10425, 05 2017, doi: 10.1038/s41598-017-08925-8.
- [364] S. A. Holcombe et S. C. Wang, « Subcutaneous fat distribution in the human torso », in *2014 IRCOBI Conference Proceedings*, 2014, p. 389–396, [En ligne]. Disponible sur: http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc14/pdf_files/43.pdf.
- [365] L. Pishchulin, S. Wuhrer, T. Helten, C. Theobalt, et B. Schiele, « Building statistical shape spaces for 3D human modeling », *Pattern Recognition*, vol. 67, p. 276-286, juill. 2017, doi: 10.1016/j.patcog.2017.02.018.
- [366] N. Sarkalkan, H. Weinans, et A. A. Zadpoor, « Statistical shape and appearance models of bones », *Bone*, vol. 60, p. 129-140, mars 2014, doi: 10.1016/j.bone.2013.12.006.
- [367] B. Gilles, L. Reveret, et D. K. Pai, « Creating and Animating Subject-Specific Anatomical Models », *Computer Graphics Forum*, vol. 29, n° 8, p. 2340-2351, déc. 2010, doi: <https://doi.org/10.1111/j.1467-8659.2010.01718.x>.
- [368] X.-F. Hana, J. S. Jin, J. Xie, M.-J. Wang, et W. Jiang, « A comprehensive review of 3D point cloud descriptors », *arXiv:1802.02297 [cs]*, févr. 2018, Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <http://arxiv.org/abs/1802.02297>.
- [369] D. Fehr, W. J. Beksi, D. Zermas, et N. Papanikolopoulos, « RGB-D object classification using covariance descriptors », in *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Hong Kong, China, mai 2014, p. 5467-5472, doi: 10.1109/ICRA.2014.6907663.
- [370] O. Sorkine et M. Alexa, « As-rigid-as-possible surface modeling », in *Proceedings of the fifth Eurographics symposium on Geometry processing*, Barcelona, Spain, juill. 2007, p. 109–116, Consulté le: juill. 21, 2020. [En ligne].
- [371] S. Yamazaki, M. Kouchi, et M. Mochimaru, « Markerless landmark localization on body shape scans by non-rigid model fitting », 2013, [En ligne]. Disponible sur: <https://tinyurl.com/yy6sul2o>.
- [372] L. Vilhena et A. Ramalho, « Friction of Human Skin against Different Fabrics for Medical Use », *Lubricants*, vol. 4, n° 1, Art. n° 1, mars 2016, doi: 10.3390/lubricants4010006.
- [373] W. N. Hardy, L. W. Schneider, et S. W. Rouhana, « Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading », *Stapp Car Crash J*, vol. 45, p. 1-32, nov. 2001.
- [374] S. Lamielle, P. Vezin, J.-P. Verriest, P. Petit, X. Trosseille, et G. Vallancien, « 3D deformation and dynamics of the human cadaver abdomen under seatbelt loading », *Stapp Car Crash J*, vol. 52, p. 267-294, nov. 2008.

- [375] J. M. Cavanaugh, G. W. Nyquist, S. J. Goldberg, et A. I. King, « Lower Abdominal Tolerance and Response », SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 861878, oct. 1986. doi: 10.4271/861878.
- [376] B. Lloyd, E. Cherubini, S. Farcito, E. Neufeld, C. Baumgartner, et N. Kuster, « Covering Population Variability: Morphing of Computation Anatomical Models », in *Simulation and Synthesis in Medical Imaging*, Cham, 2016, p. 13-22, doi: 10.1007/978-3-319-46630-9_2.
- [377] D. E. Lackey *et al.*, « Contributions of adipose tissue architectural and tensile properties toward defining healthy and unhealthy obesity », *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.*, vol. 306, n° 3, p. E233-246, févr. 2014, doi: 10.1152/ajpendo.00476.2013.
- [378] K. Comley et N. Fleck, « The compressive response of porcine adipose tissue from low to high strain rate », *International Journal of Impact Engineering*, vol. 46, p. 1-10, août 2012, doi: 10.1016/j.ijimpeng.2011.12.009.
- [379] H. Saraf, K. T. Ramesh, A. M. Lennon, A. C. Merkle, et J. C. Roberts, « Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading », *J Biomech*, vol. 40, n° 9, p. 1960-1967, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.021.
- [380] E. Ramasamy *et al.*, « An Efficient Modelling-Simulation-Analysis Workflow to Investigate Stump-Socket Interaction Using Patient-Specific, Three-Dimensional, Continuum-Mechanical, Finite Element Residual Limb Models », *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 6, p. 126, 2018, doi: 10.3389/fbioe.2018.00126.
- [381] E. Azizi et A. R. Deslauriers, « Regional heterogeneity in muscle fiber strain: the role of fiber architecture », *Front Physiol*, vol. 5, p. 303, 2014, doi: 10.3389/fphys.2014.00303.
- [382] P. P. Purslow et J. A. Trotter, « The morphology and mechanical properties of endomysium in series-fibred muscles: variations with muscle length », *J Muscle Res Cell Motil*, vol. 15, n° 3, p. 299-308, juin 1994, doi: 10.1007/BF00123482.
- [383] L. K. Kwah, R. Z. Pinto, J. Diong, et R. D. Herbert, « Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review », *J. Appl. Physiol.*, vol. 114, n° 6, p. 761-769, mars 2013, doi: 10.1152/jappphysiol.01430.2011.
- [384] M. Benjamin, « The fascia of the limbs and back--a review », *J. Anat.*, vol. 214, n° 1, p. 1-18, janv. 2009, doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.01011.x.
- [385] S. Otsuka *et al.*, « Site specificity of mechanical and structural properties of human fascia lata and their gender differences: A cadaveric study », *Journal of Biomechanics*, vol. 77, p. 69-75, août 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.06.018.
- [386] F. Q. Pancheri, C. M. Eng, D. E. Lieberman, A. A. Biewener, et L. Dorfmann, « A constitutive description of the anisotropic response of the fascia lata », *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 30, p. 306-323, févr. 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.12.002.
- [387] S. Otsuka, X. Shan, et Y. Kawakami, « Dependence of muscle and deep fascia stiffness on the contraction levels of the quadriceps: An in vivo supersonic shear-imaging study », *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 45, p. 33-40, avr. 2019, doi: 10.1016/j.jelekin.2019.02.003.
- [388] T. Findley, H. Chaudhry, et S. Dhar, « Transmission of muscle force to fascia during exercise », *J Bodyw Mov Ther*, vol. 19, n° 1, p. 119-123, janv. 2015, doi: 10.1016/j.jbmt.2014.08.010.
- [389] C. M. Eng et T. J. Roberts, « Aponeurosis influences the relationship between muscle gearing and force », *J. Appl. Physiol.*, vol. 125, n° 2, p. 513-519, 01 2018, doi: 10.1152/jappphysiol.00151.2018.
- [390] S. R. Garfin, C. M. Tipton, S. J. Mubarak, S. L. Woo, A. R. Hargens, et W. H. Akeson, « Role of fascia in maintenance of muscle tension and pressure », *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, vol. 51, n° 2, p. 317-320, août 1981, doi: 10.1152/jappl.1981.51.2.317.
- [391] E. Azizi et T. J. Roberts, « Biaxial strain and variable stiffness in aponeuroses », *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 587, n° Pt 17, p. 4309-4318, sept. 2009, doi: 10.1113/jphysiol.2009.173690.
- [392] M. Bird *et al.*, « Characterization of local muscle fiber anisotropy using shear wave elastography in patients with chronic myofascial pain », in *2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, sept. 2017, p. 1-4, doi: 10.1109/ULTSYM.2017.8091631.

- [393] L. E. Bilston, B. Bolsterlee, A. Nordez, et S. Sinha, « Contemporary image-based methods for measuring passive mechanical properties of skeletal muscles in vivo », *J. Appl. Physiol.*, vol. 126, n° 5, p. 1454-1464, 01 2019, doi: 10.1152/jappphysiol.00672.2018.
- [394] D. A. Sleboda et T. J. Roberts, « Internal fluid pressure influences muscle contractile force », *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, vol. 117, n° 3, p. 1772-1778, 21 2020, doi: 10.1073/pnas.1914433117.
- [395] F. Ates, B. L. Davies, S. Chopra, K. Coleman-Wood, W. Litchy, et K. R. Kaufman, « Intramuscular Pressure of Human Tibialis Anterior Muscle Reflects in vivo Muscular Activity », *Front. Physiol.*, vol. 10, 2019, doi: 10.3389/fphys.2019.00196.
- [396] F. Hug, K. Tucker, J.-L. Gennisson, M. Tanter, et A. Nordez, « Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force », *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 43, n° 3, p. 125–133, juill. 2015, doi: 10.1249/JES.0000000000000049.
- [397] D. Tran, « Comportement biomécanique de la paroi abdominale et de ses composants musculaires : du spécimen isolé au patient », These de doctorat, Lyon 1, 2013.
- [398] S. F. Eby, P. Song, S. Chen, Q. Chen, J. F. Greenleaf, et K.-N. An, « Validation of shear wave elastography in skeletal muscle », *J Biomech*, vol. 46, n° 14, p. 2381-2387, sept. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.033.
- [399] X. Zhong, F. H. Epstein, B. S. Spottiswoode, P. A. Helm, et S. S. Blemker, « Imaging two-dimensional displacements and strains in skeletal muscle during joint motion by cine DENSE MR », *J Biomech*, vol. 41, n° 3, p. 532-540, 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.10.026.
- [400] A. Yaman, C. Ozturk, P. A. Huijing, et C. A. Yucesoy, « Magnetic resonance imaging assessment of mechanical interactions between human lower leg muscles in vivo », *J Biomech Eng*, vol. 135, n° 9, p. 91003, sept. 2013, doi: 10.1115/1.4024573.
- [401] U. Sinha, V. Malis, R. Csapo, M. Narici, et S. Sinha, « Shear strain rate from phase contrast velocity encoded MRI: Application to study effects of aging in the medial gastrocnemius muscle », *J Magn Reson Imaging*, vol. 48, n° 5, p. 1351-1357, 2018, doi: 10.1002/jmri.26030.
- [402] N. M. Fiorentino, F. H. Epstein, et S. S. Blemker, « Activation and aponeurosis morphology affect in vivo muscle tissue strains near the myotendinous junction », *J Biomech*, vol. 45, n° 4, p. 647-652, févr. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.015.
- [403] E. R. Jensen, D. A. Morrow, J. P. Felmlee, N. S. Murthy, et K. R. Kaufman, « Characterization of three dimensional volumetric strain distribution during passive tension of the human tibialis anterior using Cine Phase Contrast MRI », *Journal of Biomechanics*, vol. 49, n° 14, p. 3430-3436, oct. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.09.002.
- [404] B. M. Damon, Z. Ding, A. W. Anderson, A. S. Freyer, et J. C. Gore, « Validation of diffusion tensor MRI-based muscle fiber tracking », *Magn Reson Med*, vol. 48, n° 1, p. 97-104, juill. 2002, doi: 10.1002/mrm.10198.
- [405] B. M. Damon, « Effects of image noise in muscle diffusion tensor (DT)-MRI assessed using numerical simulations », *Magn Reson Med*, vol. 60, n° 4, p. 934-944, oct. 2008, doi: 10.1002/mrm.21707.
- [406] C. C. Van Donkelaar *et al.*, « Diffusion tensor imaging in biomechanical studies of skeletal muscle function », *J. Anat.*, vol. 194 (Pt 1), p. 79-88, janv. 1999, doi: 10.1046/j.1469-7580.1999.19410079.x.
- [407] E. C. Qin, L. Jugé, S. A. Lambert, V. Paradis, R. Sinkus, et L. E. Bilston, « In vivo anisotropic mechanical properties of dystrophic skeletal muscles measured by anisotropic MR elastographic imaging: the mdx mouse model of muscular dystrophy », *Radiology*, vol. 273, n° 3, p. 726-735, déc. 2014, doi: 10.1148/radiol.14132661.
- [408] E. K. Englund, C. P. Elder, Q. Xu, Z. Ding, et B. M. Damon, « Combined diffusion and strain tensor MRI reveals a heterogeneous, planar pattern of strain development during isometric muscle contraction », *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.*, vol. 300, n° 5, p. R1079-1090, mai 2011, doi: 10.1152/ajpregu.00474.2010.
- [409] B. Bolsterlee, A. D'Souza, S. C. Gandevia, et R. D. Herbert, « How does passive lengthening change the architecture of the human medial gastrocnemius muscle? », *J. Appl. Physiol.*, vol. 122, n° 4, p. 727-738, avr. 2017, doi: 10.1152/jappphysiol.00976.2016.

- [410] C. Falcinelli et C. Whyne, « Image-based finite-element modeling of the human femur », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, p. 1-24, juill. 2020, doi: 10.1080/10255842.2020.1789863.
- [411] S. Ekins, J. Mestres, et B. Testa, « In silico pharmacology for drug discovery: methods for virtual ligand screening and profiling », *Br. J. Pharmacol.*, vol. 152, n° 1, p. 9-20, sept. 2007, doi: 10.1038/sj.bjp.0707305.
- [412] E. Passini *et al.*, « Human In Silico Drug Trials Demonstrate Higher Accuracy than Animal Models in Predicting Clinical Pro-Arrhythmic Cardiotoxicity », *Front Physiol*, vol. 8, p. 668, 2017, doi: 10.3389/fphys.2017.00668.
- [413] ASME, *VV40 Assessing Credibility of Computational Modeling through Verification & Validation: Application to Medical Devices*, The American Society of Mechanical Engineers. 2018.
- [414] T. M. Morrison, P. Pathmanathan, M. Adwan, et E. Margerrison, « Advancing Regulatory Science With Computational Modeling for Medical Devices at the FDA's Office of Science and Engineering Laboratories », *Front Med (Lausanne)*, vol. 5, sept. 2018, doi: 10.3389/fmed.2018.00241.
- [415] O. C. Zienkiewicz et J. Z. Zhu, « A simple error estimator and adaptive procedure for practical engineering analysis », *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 24, n° 2, p. 337-357, 1987, doi: 10.1002/nme.1620240206.
- [416] H. Moslemi et A. Tavakkoli, « A Statistical Approach for Error Estimation in Adaptive Finite Element Method », *International Journal for Computational Methods in Engineering Science and Mechanics*, vol. 19, n° 6, p. 440-450, nov. 2018, doi: 10.1080/15502287.2018.1558424.
- [417] S. Atamturktur, F. Hemez, et C. Unal, « Calibration under uncertainty for finite element models of masonry monuments », Los Alamos National Lab. (LANL), Los Alamos, NM (United States), LA-14414, févr. 2010. doi: 10.2172/974684.
- [418] N. Trabelsi, Z. Yosibash, C. Wutte, P. Augat, et S. Eberle, « Patient-specific finite element analysis of the human femur—A double-blinded biomechanical validation », *Journal of Biomechanics*, vol. 44, n° 9, p. 1666-1672, juin 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.03.024.
- [419] N. M. Nouri et K. Mostafapour, « Development and Evaluation of Calibration Procedure for a Force-Moment Balance Using Design of Experiments », *Latin American Journal of Solids and Structures*, vol. 13, n° 1, p. 119-135, janv. 2016, doi: 10.1590/1679-78252307.
- [420] E. Schileo, F. Taddei, A. Malandrino, L. Cristofolini, et M. Viceconti, « Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones », *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 13, p. 2982-2989, janv. 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.02.010.
- [421] S. Zhao *et al.*, « Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone », *Bone Joint Res*, vol. 7, n° 8, p. 524-538, août 2018, doi: 10.1302/2046-3758.78.BJR-2018-0025.R1.
- [422] F. Taddei, E. Schileo, B. Helgason, L. Cristofolini, et M. Viceconti, « The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements », *Med Eng Phys*, vol. 29, n° 9, p. 973-979, nov. 2007, doi: 10.1016/j.medengphy.2006.10.014.
- [423] E. Jacquelin, D. Brizard, et R. Dumas, « A screening method to analyse the sensitivity of a lower limb multibody kinematic model », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 22, n° 10, p. 925-935, août 2019, doi: 10.1080/10255842.2019.1604950.
- [424] G. M. Treece et A. H. Gee, « Independent measurement of femoral cortical thickness and cortical bone density using clinical CT », *Med Image Anal*, vol. 20, n° 1, p. 249-264, févr. 2015, doi: 10.1016/j.media.2014.11.012.
- [425] F. Taddei, S. Martelli, B. Reggiani, L. Cristofolini, et M. Viceconti, « Finite-Element Modeling of Bones From CT Data: Sensitivity to Geometry and Material Uncertainties », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, n° 11, p. 2194-2200, nov. 2006, doi: 10.1109/TBME.2006.879473.
- [426] H. B. Motra, J. Hildebrand, et A. Dimmig-Osburg, « Assessment of strain measurement techniques to characterise mechanical properties of structural steel », *Engineering Science and Technology, an International Journal*, vol. 17, n° 4, p. 260-269, déc. 2014, doi: 10.1016/j.jestch.2014.07.006.

- [427] E. Hack, X. Lin, E. A. Patterson, et C. M. Sebastian, « A reference material for establishing uncertainties in full-field displacement measurements », *Meas. Sci. Technol.*, vol. 26, n° 7, p. 075004, juin 2015, doi: 10.1088/0957-0233/26/7/075004.
- [428] P. J. Laz et M. Browne, « A review of probabilistic analysis in orthopaedic biomechanics », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, n° 8, p. 927-943, 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM739.
- [429] S. Niroomandi, I. Alfaro, E. Cueto, et F. Chinesta, « Real-time deformable models of non-linear tissues by model reduction techniques », *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 91, n° 3, p. 223-231, sept. 2008, doi: 10.1016/j.cmpb.2008.04.008.
- [430] G. Aversano, A. Bellemans, Z. Li, A. Coussement, O. Gicquel, et A. Parente, « Application of reduced-order models based on PCA & Kriging for the development of digital twins of reacting flow applications », *Computers & Chemical Engineering*, vol. 121, p. 422-441, févr. 2019, doi: 10.1016/j.compchemeng.2018.09.022.
- [431] B. Echard, N. Gayton, et M. Lemaire, « AK-MCS: An active learning reliability method combining Kriging and Monte Carlo Simulation », *Structural Safety*, vol. 33, n° 2, p. 145-154, mars 2011, doi: 10.1016/j.strusafe.2011.01.002.
- [432] S. K. Easley, S. Pal, P. R. Tomaszewski, A. J. Petrella, P. J. Rullkoetter, et P. J. Laz, « Finite element-based probabilistic analysis tool for orthopaedic applications », *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 85, n° 1, p. 32-40, janv. 2007, doi: 10.1016/j.cmpb.2006.09.013.
- [433] A. G. Patwardhan, R. M. Havey, K. P. Meade, B. Lee, et B. Dunlap, « A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression », *Spine*, vol. 24, n° 10, p. 1003-1009, mai 1999, doi: 10.1097/00007632-199905150-00014.
- [434] A. D. Speirs, M. O. Heller, G. N. Duda, et W. R. Taylor, « Physiologically based boundary conditions in finite element modelling », *J Biomech*, vol. 40, n° 10, p. 2318-2323, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.038.
- [435] L. Cristofolini, M. Juszczak, S. Martelli, F. Taddei, et M. Viceconti, « In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur », *J Biomech*, vol. 40, n° 13, p. 2837-2845, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.015.
- [436] ASTM, « ASTM D7778-15, Standard Guide for Conducting an Interlaboratory Study to Determine the Precision of a Test Method », ASTM International, West Conshohocken, PA, Standard ASTM D7778-15, 2015. doi: 10.1520/D7778-15.