



HAL
open science

Modélisation du corps humain pour une meilleure compréhension de l'apparition de l'inconfort et des pathomécanismes

Sonia Duprey

► To cite this version:

Sonia Duprey. Modélisation du corps humain pour une meilleure compréhension de l'apparition de l'inconfort et des pathomécanismes. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard Lyon 1, 2019. tel-02316985

HAL Id: tel-02316985

<https://hal.science/tel-02316985v1>

Submitted on 15 Oct 2019

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.



Habilitation à Diriger des Recherches

délivrée par

Université Claude Bernard Lyon 1

présentée et soutenue publiquement par

Sonia DUPREY

le Jeudi 4 Juillet 2019

Modélisation du corps humain pour une meilleure compréhension de l'apparition de l'inconfort et des pathomécánismes

Jury

M. Patrick CHABRAND,	Directeur de Recherche	Rapporteur
Mme Laurence CHEZE,	Professeur	Examinatrice
M. Yohan PAYAN,	Professeur	Rapporteur
M. Philippe PUDLO,	Professeur	Examineur
M. Alexandre TERRIER,	Chef de Groupe	Rapporteur

LBMC UMR.T 9406
Cité des Mobilités
25 av F Mitterrand
69500 Bron, France



Table des matières

Remerciements	5
Introduction	7
Curriculum Vitæ	11
Liste de Publications	16
1 Inconfort associé à la compression des tissus mous	22
1.1 Modélisation en éléments finis du doigt	24
1.1.1 Contexte	24
1.1.2 Modélisation : quel degré de complexité?	24
1.1.3 Conclusion	28
1.2 Modélisation en éléments finis du complexe fesses-cuisses	30
1.2.1 Contexte	30
1.2.2 Dispersion des résultats générés par les modèles existants	30
1.2.3 Données expérimentales de validation	33
1.2.4 Applications ergonomiques	33
1.3 Projet : vers une prédiction des risques d'inconfort à partir des déformations	36
Bibliographie	38
2 Pathomécanismes de l'épaule	43
2.1 Modélisation du complexe de l'épaule	45
2.1.1 Cinématique de l'épaule	45
2.1.2 Modélisation multi-corps	45
2.2 Biomécanique de l'épaule des musiciens	47
2.2.1 Contexte	47
2.2.2 Protocole expérimental	47
2.2.3 Résultats	49
2.2.4 Discussion	52
2.2.5 Perspectives	53
2.3 Biomécanique de l'épaule subluxée postérieure	54
2.3.1 Contexte	54
2.3.2 Protocole	55
2.3.3 Analyse des données	55
2.4 Projet : vers une meilleure compréhension des pathomécanismes de l'épaule	57
2.4.1 Contexte et objectif	57
2.4.2 État de l'art	57
2.4.3 Approches	58
Bibliographie	60
Conclusion	64

Remerciements

Les travaux de recherche présentés ici ont tous été le fruit de collaborations.

Ainsi, je tiens à remercier :

- mes collègues chercheurs et chercheuses du LBMC, ainsi que ceux de l'Université de Virginie (USA) et de l'Université de Montréal (Qc, Canada),
- les étudiants en master, thèse ou post-doctorat avec qui j'ai travaillé.

Je remercie également mes collègues de l'IUT pour leur bonne humeur, leur dynamisme et leur implication sans laquelle je n'aurais pas pu m'évader en CRCT.

Je remercie chaleureusement les membres du jury d'avoir accepté d'évaluer ce travail et de s'être déplacé pour la soutenance.

Enfin, je remercie plus particulièrement ceux qui m'ont aidé à rédiger ce manuscrit par leurs relectures et conseils avisés.

Introduction

Le secret pour faire de la bonne recherche est de toujours être un peu sous-employé. Vous perdez des années à ne pas être capable de perdre des heures.

Daniel Kahneman, Prix Nobel
d'économie en 2002

Ce mémoire contient une synthèse de travaux de recherche que j'ai réalisés et encadrés au Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs (LBMC UMR_T 9406 IFSTTAR Université Lyon 1) depuis mon recrutement en 2009 en tant que Maître de Conférences à l'Université Lyon 1. Cette synthèse n'est pas exhaustive mais les travaux choisis sont les plus représentatifs de mes activités.

Mes premières expériences de recherche (thèse, post-doctorat et poste d'Assistante Temporaire d'Enseignement et de Recherche) m'ont façonnée et m'ont inspirée dans la genèse des projets de recherche que j'ai pu mettre en œuvre depuis mon recrutement. Ainsi dans cette introduction générale, mes premiers travaux seront brièvement recensés afin d'apporter un éclaircissement sur l'origine des projets menés par la suite et détaillés plus amplement dans ce manuscrit.

Premiers travaux de recherche. Mes premiers travaux ont concerné la biomécanique des chocs lors de ma thèse (au LBMC sous la direction de Karine Bruyère et Jean-Pierre Verriest) et de mon post-doctorat (à l'Université de Virginie, Va, USA, en collaboration avec Richard Kent, Damien Subit et Hervé Guillemot). Les enjeux concernaient la sécurité routière et plus particulièrement la prédiction des risques de blessure afin de pouvoir évaluer la performance de systèmes de protection automobile.

Mon sujet de thèse portait sur la modélisation de l'épaule pour la prédiction de blessures en cas de chocs latéraux automobiles. En post-doctorat, j'ai également travaillé sur l'évaluation des risques lésionnels du complexe thorax-épaule en cas de choc latéral à l'aide d'expérimentations.

Ces travaux ont inclus des phases expérimentales sur segments et corps entier de sujets cadavériques donnés à la science. Certains essais, compression sur clavicule et flexion sur humérus (thèse), ont permis de générer des données de validation pour les sous-systèmes d'un modèle du complexe de l'épaule. D'autres essais, sur corps entier (post-doctorat) ont générés des données de validation pour le modèle complet. La partie de modélisation était basée sur le modèle HUMOS dont le maillage a été affiné. L'étape de validation a été réalisée après avoir géométriquement personnalisé par krigeage le modèle HUMOS pour qu'il corresponde à la géométrie des sujets cadavériques testés.

Ces premières expériences de recherche m'ont donc sensibilisée à l'enjeu de la prédiction des blessures afin de pouvoir limiter leur occurrence. En termes de compétences, j'ai pu acquérir une certaine maîtrise de l'expérimentation sur sujets cadavériques, de la modélisation basée sur la méthode des éléments finis et des approches de création de modèles à partir d'images médicales ou de personnalisation. Ces travaux étaient centrés sur le complexe de l'épaule.

A partir de 2008, en tant qu'Assistante Temporaire d'Enseignement et de Recherche, j'ai travaillé sur un projet de modélisation cinématique du genou avec Raphaël Dumas. Le domaine d'application était celui de l'analyse du mouvement pour des applications en sport et santé. L'enjeu de la capture du mouvement est de

pouvoir obtenir la cinématique du squelette de personnes vivantes (saines ou pathologiques). Les systèmes optoélectroniques largement répandus permettent de capturer les trajectoires 3D de marqueurs positionnés sur la peau. En effet, pour des raisons évidentes de respect de l'intégrité physique, les études où les marqueurs sont fixés à l'os par l'intermédiaire de vis intra-corticales sont rares. Des méthodes permettant de passer de la cinématique des marqueurs sur la peau à celle du squelette sous-jacent sont donc nécessaires. Ces méthodes sont destinées à réduire les artefacts des tissus mous, c'est-à-dire les erreurs au niveau de la cinématique du squelette dû au glissement des tissus mous (peau, tissu adipeux, muscles) sur les os. La méthode appliquée durant ce projet était l'optimisation cinématique multi-corps rigide (ou MKO pour Multibody Kinematics Optimisation). Cette approche est basée sur l'usage d'un modèle cinématique représentant le squelette (du membre inférieur dans le cas de cette étude) auxquels des marqueurs virtuels sont associés. Il s'agit ensuite au cours du mouvement, de trouver la cinématique du squelette en minimisant les distances entre les marqueurs réels et les marqueurs virtuels. Les résultats de cette optimisation sont nécessairement dépendants des contraintes cinématiques du modèle ; ainsi une modélisation incluant des liaisons complexes (mécanismes parallèles, intégration des ligaments) pourrait donner de meilleurs résultats que de simples liaisons parfaites. Ce projet de recherche m'a permis d'évaluer l'influence des contraintes cinématiques au genou pour obtenir la cinématique de personnes non pathologiques. La question du choix des contraintes pour des personnes pathologiques restait par contre un challenge.

Cette expérience m'a permis de découvrir le domaine de l'analyse du mouvement. En termes de compétences, j'ai pu aborder la modélisation multi-corps ainsi que l'optimisation cinématique sous contraintes.

Projets et motivations. Dans cette continuité, il restait à mieux comprendre comment modéliser les articulations de personnes pathologiques.

L'articulation de l'épaule est une zone particulièrement lésée en termes de troubles musculo-squelettiques (TMS) du fait de sa grande mobilité et de son recrutement intensif pour toutes les tâches fonctionnelles du quotidien, de loisirs ou professionnelles. En effet, avec plus de 40 000 cas reconnus en 2013, les TMS du membre supérieur représentent la grande majorité des maladies professionnelles (79% des maladies professionnelles du régime général reconnues en France), et parmi ces syndromes, 32% sont des atteintes de l'épaule. Les TMS sont des affections (inflammation, déchirure) des tissus péri-articulaires causant gêne fonctionnelle et douleur. Il reste des interrogations étiologiques autour de ces troubles qui peuvent freiner le diagnostic et le traitement des patients. Pourtant du fait de la complexité biomécanique et anatomique de l'épaule, ces pathomécanismes peuvent difficilement être décryptés à partir de simples observations. Les outils de modélisation biomécanique pourraient avantageusement aider à leur compréhension, en permettant le calcul de données qui seraient difficilement mesurables *in vivo* pour des raisons techniques et éthiques. Un autre avantage des modèles est qu'ils permettent aussi de répondre à des interrogations du type 'What if?' nécessaires aux questionnements étiologiques et qui sont complexes à mener expérimentalement (difficultés à contrôler tous les paramètres en jeu). Les modèles multi-corps rigides sont utilisés pour prédire des efforts articulaires et musculaires. Les modèles éléments finis permettent d'estimer les répartitions de contraintes et déformations des tissus. Ainsi, des simulations innovantes réalisées à partir de modèles en éléments finis et alimentés par des conditions limites issus de modèles multi-corps rigides, permettraient d'explorer les possibles endommagements des tissus de l'épaule.

Du fait de l'enjeu économique et social majeur associé aux TMS de l'épaule et de mon expérience passée sur la modélisation de cette articulation, je me suis donc lancée dans la modélisation de l'épaule pour des applications en santé. Les objectifs étaient d'étudier la cinématique de l'épaule lésée et saine afin de tenter d'apporter une meilleure compréhension de son fonctionnement et des mécanismes menant à la pathologie (*i.e.* les pathomécanismes de l'épaule), notamment aux TMS.

De plus, l'idée de ce projet était à terme de proposer une approche mixte de modélisation basée sur la mécanique des systèmes multi-corps rigide et la mécanique continue (approche en éléments finis).

Un projet incluant de telles co-simulations (éléments finis et corps rigides) me permet de bénéficier de mes expériences dans ces deux types de modélisation. De plus, cela me permet de renouer avec mes objectifs initiaux de prédiction des blessures, même si ces lésions ne sont plus traumatiques cette fois mais dû à des phénomènes de fatigue ou surmenage.

Les études présentées ici concerneront la biomécanique (cinématique et activité musculaire) de l'épaule d'une population souvent lésée au niveau de l'épaule, les violonistes ; et d'une population de patients souffrant d'une arthrose particulière de l'épaule, l'omarthrose subluxée postérieure.

Par ailleurs, en rejoignant l'équipe Ergonomie lors de mon recrutement en 2009, j'ai développé un projet en adéquation avec la thématique principale de l'équipe : le développement et l'amélioration de mannequins numériques pour l'évaluation ergonomique (autrement dit, l'évaluation de l'inconfort) de postures et de mouvements.

Si l'inconfort a tout d'abord été défini comme l'absence de confort (Académie Française, 1986), il est ensuite apparu que cette définition dans un contexte ergonomique était simpliste. En effet, si l'inconfort peut par exemple être associé à de la fatigue, de la pénibilité ou de la douleur, le confort n'est pas nécessairement associé à l'absence de ces paramètres mais peut être associé à d'autres paramètres tels que le bien-être, l'aspect luxueux... L'inconfort est donc un concept à part entière, ce concept est de plus chargé de notions subjectives. Plusieurs modèles de l'inconfort ont été proposés dans la littérature. Ils permettent de mieux comprendre quels sont les facteurs en jeu dans ce processus de ressenti et d'isoler les phases où la subjectivité apparaît. Dans le domaine de la biomécanique, les critères biomécaniques étant des critères objectifs, seul l'inconfort objectif, *i.e.* sans contribution subjective, est étudié.

Lors de mon recrutement, l'originalité de mon projet reposait alors sur l'usage de modèles en éléments finis très peu utilisés dans le domaine de l'ergonomie à cette époque et pourtant absolument nécessaires pour représenter les interactions entre l'homme et son environnement. En effet, les critères d'inconfort existant intègrent le plus souvent des seuils de pression maximale, d'où l'utilité des modèles éléments finis qui permettent de prédire les distributions de pression à l'interface de contact entre l'homme et son environnement et ainsi l'inconfort. Ces modèles ont également l'avantage de permettre d'accéder à des grandeurs difficilement mesurables *in vivo*, les contraintes et déformations des tissus internes. Puis, comme on le verra par la suite, les avantages de la co-simulation (multi-corps rigide et éléments finis) pourront également être exploités dans cette thématique pour bénéficier de conditions aux limites réalistes.

Les applications mises en œuvre ont été l'inconfort de préhension avec un modèle en éléments finis de l'extrémité du doigt, puis l'étude de l'inconfort de l'assise avec un modèle multi-corps de corps entier couplé à un modèle en éléments finis du complexe fesses-cuisses.

Organisation du manuscrit. Le manuscrit débute par un bref descriptif de mon parcours professionnel ainsi qu'une liste de mes publications. Les travaux de recherche concernant mes deux thématiques principales sont ensuite détaillés : l'inconfort associé à la compression des tissus mous du corps humain (Chapitre 1) et l'étude des pathomécanismes de l'épaule (Chapitre 2). Dans la continuité de ces travaux, je présente mon projet de recherche pour chacune de ces thématiques au sein de ces chapitres, avant de terminer par une conclusion générale.

Curriculum Vitæ

Expériences professionnelles

- *2016-2017 Professeure invitée* à l'Université de Montréal (UdeM), Département de Kinésiologie, Laboratoire S2M (Laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement)
- *Depuis Sept 2009 Maître de Conférences*, Université Lyon 1
Enseignement : IUT Gratte-Ciel, Département Génie Mécanique et Productique
Recherche : Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC), UMR_T 9406 IFSTTAR, Université Claude Bernard Lyon 1.
- *Oct 2008 - Sept 2009 ATER* - Université Lyon 1, LBMC UMR_T 9406
- *Mars 2007 - Oct 2008 Post-doctorat* - University of Virginia (USA) - Projet financé par Toyota
- *Nov 2006 - Fev 2007 Chercheuse contractuelle* - INRETS, LBMH *LRE.T32* - Projet Européen APROSYS

Formation

- *Fev 2007 Doctorat de Mécanique*
Modélisation par éléments finis du complexe de l'épaule et simulation de sa réponse à un choc latéral
Etablissement d'accueil : INSA Lyon ; Laboratoire d'accueil : LBMC, UMR_T 9406 INRETS, Université Claude Bernard Lyon 1, Bron (69)
- *Sept 2003 Master Mécanique et Ingénierie*, option Biomécanique
Université L. Pasteur de Strasbourg (67) - Mention Bien
- *Sept 2003 Diplôme d'ingénieur*, option Ingénierie et Sciences Physiques du Vivant
École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg (67)

Prix et distinctions

- *2017 Prix Jeune Chercheur* de la Société de Biomécanique (Communauté francophone)
- *2016-17 CRCT* de 6 mois délivré par la section CNU 60
- *2016-20 PEDR*, section CNU 60

Activités d'enseignements et responsabilités pédagogiques

Enseignement : Mécanique 192h/an minimum

- Département Génie Mécanique et Productique de l'IUT Lyon 1 : Statique, Cinétique/Cinématique, Dynamique, Mécanique des Fluides
- Département Mécanique, Université Lyon 1, L3 : Poutres et Structures à Poutres en 2008-09 et 2012-13

Encadrement

- Projets tuteurés pour des étudiants de DUT ou L3 (environ 1 par an)
- Suivi de stages incluant une visite en entreprise : entre 3 et 9 chaque année
- Plans 'Réussite en licence' et 'Cordée de la Réussite', de 2010 à 2013, soutien spécifique pour le concours ENSEA (~20h TD/an), et depuis 2017, interventions ponctuelles.

Projets pédagogiques

- Porteuse d'un projet ICAP-Université Lyon 1, 2010-2011 : réalisation de vidéos de mécanique vibratoire à destination des étudiants de DUT2. Vidéos ici :
<http://spimotion.univ-lyon1.fr/27-magneto/videoplayer.asp?id=700>
http://spimotion.univ-lyon1.fr/33-spimotion/index.asp?mode_visu=lecture&la_video=701
- Participation à un projet de construction de MOOC (projet ICAP-Université Lyon 1) en 2014-2015 ; poursuite en 2015-2016 avec réalisation de capsules vidéos pour étudiants DUT2.

Responsabilités pédagogiques

- *2010-16 Relations Internationales* Responsable des échanges étudiants durant le DUT en GMP : Montage des échanges et planning ; suivi des étudiants (~7 étudiants partants/an pour Royaume-Uni, Canada)
- *2018-19 Membre élu du conseil de GMP* en tant que représentant de l'UE1 (Unité d'enseignement incluant Mécanique, Dimensionnement des Structures, Conception, Sciences des Matériaux)

Activités de recherche et implications scientifiques

Projets

- *2017-18 Coordinatrice* d'un projet 'SCUSI' financé par la **Région AURA**, durée : 1 an. Budget : **14 k€**. Partenaire : Université de Montréal, Département de Kinésiologie. Investigation des pathomécanismes de l'épaule.
- *2016-2017 Coordinatrice* d'un projet 'Engage' financé par le **CRSNG** (Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada), durée : 1 an. Budget : **25 k\$can**. Participants : Wilder & Davis Inc; Partenaire : Université de Montréal, Département de Kinésiologie. Investigation des paramètres inertiels d'un archet de violon et de leur influence sur la performance biomécanique des instrumentistes.
- *2016-17 Participation* à une 'Initiative ciblée' financée par l'**IFSTTAR**, durée : 1 an. Budget : **5 k€**. Caractérisation des tissus biologiques du complexe fesses-cuisses pour prédire l'inconfort pendant les activités de transport.
- *2013-14 Participation* au projet SIEGES financé par la **DGAC**, durée : 18 mois. Porteur : Zodiac Seats France. Implication personnelle : 6 homme-mois. LBMC : 3 personnes impliquées. Budget LBMC : **322 k€**. Etude des critères d'inconfort lors d'une posture assise - Revue de la littérature.
- *2011-12 Coordinatrice* d'une 'Action Spécifique' financée par l'**IFSTTAR**, durée : 2 ans. Budget : **10 k€**. Évaluation de critères biomécaniques pour prédire l'inconfort d'une tâche au niveau de l'épaule.

Encadrement

Thèses (6) et post-doctorat (1)

- *2019-...* **Thèse Co-tutelle** Université de Montréal-Université Lyon 1, École doctorale MEGA. **N Assila**. Encadrement : 50%. Mobilité en fauteuil roulant - Simulateur musculo-squelettique de l'épaule pour la compréhension des pathomécanismes associés.
- *2018-...* **Thèse Cifre** Groupe Voltaire & Forestier Sellier, Université Lyon 1, Ecole doctorale MEGA. **JN Desbrosses-Déléage**. Encadrement : 25%. Étude des effets de la pression de la selle dans l'efficacité du mouvement du cheval : Contribution de la selle dans la performance.
- *2016-...* **Thèse** UdeM. **M Hoffmann**. Encadrement : 50%. Amélioration de la géométrie des modèles musculo-squelettiques grâce à l'imagerie médicale et aux modèles éléments finis.
- *2015-18 Thèse Cifre* Zodiac Seat France, Université Lyon 1, École doctorale MEGA. **L Savonnet**. Encadrement : 50%. Développement d'un outil numérique personnalisable pour l'évaluation de l'inconfort d'un siège et de la fatigue des passagers assis dans un avion. Devenir : CDD au LBMC.
- *2013-16 Thèse* financée par le CEA, Université Lyon 1, École doctorale MEGA. **J Dallard**. Encadrement : 50%. Modélisation de l'extrémité du doigt par une approche éléments finis. Devenir : post-doctorat à l'ENSTA.
- *2013-15 Thèse* financée par l'INRS, Université Lyon 1, École doctorale MEGA. **B Bouvier**. Encadrement : 30%. Postures et mouvements du membre supérieur à partir de capteurs inertiels - Une évaluation méthodologique. Devenir : CDD à l'Université de Rennes.
- *2012-13 Post-doc* 18 mois. **A El Habachi**. Encadrement : 25%. Modélisation géométrique et cinématique

du membre supérieur.

Masters (10)

- 2018-19 **Master** ENS Cachan. **GH Dalevedo Viana**. Encadrement : 50%. Simulation de mouvements de l'épaule – Intégration et évaluation de différentes méthodes de modélisation de la contraction musculaire.
- 2018-19 **Master** Université L Pasteur, Strasbourg. **H Rahmani**. Encadrement : 30%. Étude de la pression des disques lombaires en posture de conduite.
- 2018-19 **Master** Université Lyon 1. **A Tomezzoli**. Encadrement : 100%. Étude des synergies musculaires du bras d'archet du violoniste et du ressenti en fonction de l'archet.
- 2017-18 **Master** EPFL. **M Fossati**. Encadrement : 100%. Étude de la cinématique et des efforts articulaires chez des patients atteints d'omarthrose – Modélisation éléments finis.
- 2017-18 **Master** ENSMM. **A Badrou**. Encadrement : 100%. Étude biomécanique expérimentale et numérique de l'omarthrose primitive.
- 2015-16 **Master** Université Aix-Marseille. **T Roux**. Encadrement : 25%. Contribution au développement et à la mise en œuvre en situation réelle d'un modèle du membre supérieur à partir de capteurs inertiels.
- 2015-16 **Master** Université Technologique de Compiègne. **N Petitjean**. Encadrement : 100%. Etude du comportement du doigt sous chargement par images IRM.
- 2013-14 **Master** Télécom Physique Strasbourg. **L Savonnet**. Encadrement : 100%. Etude biomécanique d'une tâche pénible du membre supérieur.
- 2012-13 **Master** Université Technologique de Troie. **A Perrin**. Encadrement : 100%. Etude biomécanique des sollicitations transmises aux tissus articulaires lors d'une posture pénible du membre supérieur.
- 2011-12 **Master** Université Lyon 1. **F Abouelkhair**. Encadrement : 100%. Caractérisation biomécanique de la pénibilité d'une posture du membre supérieur. Approche numérique basée sur le principe des éléments finis.

Rayonnement scientifique

Membre de comités d'organisation ou comité scientifique de conférences

- 2018 Membre du comité scientifique de IEA conference (International Ergonomics Conference), Florence, Italy
- 2017 Membre du comité scientifique du International Symposium on Digital Human Modeling, Bonn, Germany
- 2016 Porteuse de l'organisation du 2nd colloquium du BOHNES Interuniversity Centre, <http://www.iuc-bohnes.eu/colloquium-lyon/>, Lyon, France.
- 2011 Membre du comité d'organisation du 1^{er} International Symposium on Digital Human Modeling, Lyon, France.

Membre de sociétés savantes

- Depuis 2016 European Society of Biomechanics
- Depuis 2013 Association Française de Mécanique
- Depuis 2007 Société de Biomécanique, Communauté francophone

Rapporteur

- Examinateur pour 4 comités de thèse (Université de Navarre, Espagne – 2011 ; 3 comités à l'Université Lyon 1, France en tant qu'encadrant – 2015, 2016, 2017) ; membre d'1 comité de suivi de thèse (Université de Montréal, Canada - 2018)
- Rapporteur pour des journaux internationaux à comité de lecture : *Journal of Biomechanics*, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *Medical Engineering & Physics*, *Part H : Journal of Engineering in Medicine*, *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, *Applied Ergonomics*, *Journal of Applied Biomechanics*, *Gait and Posture*, *Applied Sciences*, *IEEE Access*. (2016-17 : 12 revues)
- Rapporteur pour des projets Région Val-de-Loire en 2016-17 et 2017-18
- Rapporteur pour des projets CRSNG en 2018-19 (Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada)
- Rapporteur pour des projets ANR en 2019

Responsabilités administratives

- *2015-16* **Membre élu du conseil du laboratoire** en tant que représentant du collègue chercheur-enseignant chercheur
- *2013-16* Responsable de l'**organisation des séminaires des doctorants** du LBMC
- *Depuis 2019* Membre de la **commission communication** du LBMC
- *Depuis 2019* **Co-responsable de thème** dans le montage d'un projet de Laboratoire International Associé Lyon-Montréal
- *Depuis 2019* **Co-fondatrice et secrétaire de la Société des Femmes Chercheuses en Science** de l'UCBL. Association en cours de montage avec le soutien de la mission égalité-diversité de l'UCBL : <https://egalite-diversite.univ-lyon1.fr/2019/04/10/objectif-mentorat-une-societe-de-chercheuses-a-lyon-1/>

Liste de Publications

La liste de mes publications contient **19 articles** publiés (et 4 en cours de soumission) dans des journaux à comité de lecture (dont 8 articles en 1^{er} auteur, 2 articles en dernier auteur), ainsi que 4 ouvrages (2 chapitres de livres "in press", 2 actes de colloques), et **35 conférences** dont 17 actes de conférences publiés dans des journaux référencés.

J'ai également été conviée à intervenir lors de **7 séminaires ou conférences invitées**.

Articles dans des journaux à comité de lecture [ACL]

- [ACL 1] Savonnet, L., Wang, X., **Duprey, S.** Finite element models of the thigh-buttock complex for assessing static sitting discomfort and pressure sore risk : a literature review. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 21, 379–388 (2018).
- [ACL 2] Dallard, J., Petitjean, N., Merlhiot, X., **Duprey, S.** MRI-based experimentations of fingertip flat compression : geometrical measurements and finite element inverse simulations to investigate material property parameters. *Journal of Biomechanics* 67, 166-171 (2018).
- [ACL 3] Dallard, J., **Duprey, S.**, Merlhiot, X. Simplified versus real geometry fingertip models. A finite element study to predict force-displacement response under flat contact compression. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 18(04), 1850048 (2018).
- [ACL 4] **Duprey, S.**, Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M., Chèze, L. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematic optimisation : An overview. *Journal of Biomechanics* 62, 87–94 (2017).
- [ACL 5] Naaim, A., Moissenet, F., **Duprey, S.**, Begon, M., Chèze, L. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction : A case study. *Journal of Biomechanics* 62, 102–109 (2017).
- [ACL 6] Michaud, B., **Duprey, S.**, Begon, M. Scapular kinematic reconstruction - Segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains : which one should be preferred? *International Biomechanics* 4(2), 86-94 (2017).
- [ACL 7] Forman, J.L., Lopez-Valdes, F.J., **Duprey, S.**, Bose, D., de Dios, E. del P., Subit, D., Gillispie, T., Crandall, J.R., Segui-Gomez, M.. The tolerance of the human body to automobile collision impact—a systematic review of injury biomechanics research, 1990–2009. *Accident Analysis & Prevention* 80, 7–17 (2015).
- [ACL 8] El Habachi, A., **Duprey, S.**, Cheze, L., Dumas, R. A parallel mechanism of the shoulder — application to multi-body optimisation. *Multibody System Dynamics* 33, 439–451 (2015).
- [ACL 9] El Habachi, A., Moissenet, F., **Duprey, S.**, Cheze, L., Dumas, R. Global sensitivity analysis of the joint kinematics during gait to the parameters of a lower limb multi-body model. *Medical & Biological Engineering & Computing* 53, 655–667 (2015).
- [ACL 10] **Duprey, S.**, Billuart, F., Sah, S., Ohl, X., Robert, T., Skalli, W., Wang, X. Three-Dimensional rotations of the scapula during arm abduction : evaluation of the acromion marker cluster method in comparison with a model-based approach using biplanar radiograph images. *Journal of Applied Biomechanics* 31(5), 396-402 (2015).
- [ACL 11] Bouvier, B., **Duprey, S.**, Claudon, L., Dumas, R., Savescu, A. Upper limb kinematics using inertial and magnetic sensors : comparison of sensor-to-segment calibrations. *Sensors* 15, 18813–18833 (2015).
- [ACL 12] Wang, X., Black, N., **Duprey, S.**, Roybin, C. An experimental investigation on push force and its perception during a flexible hose insertion task encountered in a truck assembly line. *Ergonomics*

- 57, 1416–1426 (2014).
- [ACL 13] **Duprey, S.**, Bruyere, K., Verriest, J.-P. Clavicle fracture prediction : simulation of shoulder lateral impacts with geometrically personalized finite elements models. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 68, 177–182 (2010).
- [ACL 14] Arregui-Dalmases, C., Pozo, E. D., **Duprey, S.**, Lopez-Valdes, F. J., Lau, A., Subit, D., Kent, R. A parametric study of hard tissue injury prediction using finite elements : consideration of geometric complexity, subfailure material properties, CT-thresholding, and element characteristics. *Traffic Injury Prevention* 11, 286–293 (2010).
- [ACL 15] **Duprey, S.**, Subit, D., Guillemot, H., Kent, R. W. Biomechanical properties of the costovertebral joint. *Medical Engineering & Physics* 32, 222–227 (2010).
- [ACL 16] **Duprey, S.**, Cheze, L., Dumas, R. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of Biomechanics* 43, 2858–2862 (2010).
- [ACL 17] **Duprey, S.**, Bruyere, K., Verriest, J.-P. Influence of geometrical personalization on the simulation of clavicle fractures. *Journal of Biomechanics* 41, 200–207 (2008).
- [ACL 18] **Duprey, S.**, Bruyere, K., Verriest, J.-P. Experimental and simulated flexion tests of humerus. *International Journal of Crashworthiness* 12, 153–158 (2007).
- [ACL 19] **Duprey, S.**, Bruyere, K., Verriest, J.-P. Human shoulder response to side impacts : a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 10, 361–370 (2007).

Articles soumis dans des journaux à comité de lecture [ACL]

- [ACL subm 1] Savonnet, L., **Duprey, S.**, Van Sint Jan, S., Wang, X. Pelvis and femur shape prediction from palpable anatomical landmarks using principal component analysis. *Plos One* Submitted (2018).
- [ACL subm 2] Rutka, V., Weppe, F., Gras, L., **Duprey, S.** Distal biceps tendon repair via new knotless endobutton fixation : a biomechanical study. *Shoulder & Elbow* Submitted (2019).
- [ACL subm 3] Michaud, B., Begon, M., **Duprey, S.** Kinematics and muscle activity of the bow arm in violinists : effect of tempo, string, play style and their interactions. *Journal of Biomechanics* Submitted (2019).
- [ACL subm 4] Savonnet, L., **Duprey, S.**, Wang, X. Finite element models of the thigh-buttock complex for assessing static sitting discomfort – Numerical simulations to investigate the modeling options from the literature. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* In preparation (2019).

Livre et chapitre d'ouvrages [CO]

- [CO 1 in press] **Duprey, S.**, Dumas, R., Blache, Y., Martinez, R., Begon, M., Hagemester, N., Motion analysis and multibody modelling of the upper limb. in Digital Human Modeling and Posturography, Chapter "Arm and Shoulder" In press (2019).
- [CO 2 in press] Wang, X., Savonnet, L., Theodorakos, I., Beurier, G., **Duprey, S.**, Biomechanical human models for seating comfort assessment. in Digital Human Modeling and Posturography, Chapter "Seating Discomfort" In press (2019).

Production dans des colloques / Éditions d'actes [PC]

- [PC 1] Wang X., Dasilva G., Robert T., **Duprey, S.**, Beurier G., Burra N., Chimenton B. (2011) Proceeding of the First International Symposium on Digital Human Modelling, June 14-16, 2011, Lyon. CD-Rom ISBN 978-2-9539515-0-9. Also on ligne : <http://iea-dhm2011.univ-lyon1.fr>
- [PC 2] **Duprey, S.**, Bruyère K., Verriest J.P., Numerical simulation of shoulder response to a lateral impact with the HUMOS model – Preliminary results. IUTAM Symposium on Impact Biomechanics : From Fundamental Insights to Applications. Series : Solid Mechanics and Its Applications, Vol.124, Gilchrist M. D. (Ed.), XV, 489 p., Hardcover, Springer, 2005, ISBN : 978-1-4020-3795-5, pp.451-458

Communications publiées dans des journaux référencés

- [COM 1] **Duprey, S.**, Michaud, B., Begon, M. Muscular activity variations of the right bowing arm of the violin player. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20, 71-72 (2017).
- [COM 2] **Duprey, S.**, Savonnet, L., Black, N., Wang, X. Muscle force prediction : can we rely on musculoskeletal model estimations ? A case study on push force exertions with the upper limb. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18, 1934–1935 (2015).
- [COM 3] Bouvier, B., Savescu, A., **Duprey, S.**, Dumas, R. Benefits of functional calibration for estimating elbow joint angles using magneto-inertial sensors : preliminary results. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17, 108–109 (2014).
- [COM 4] Dallard, J., Merlhiot, X., **Duprey, S.**, Wang, X., Micaelli, A. Fingertip finite element modeling—on choosing the right material property. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17, 30–31 (2014).
- [COM 5] El Habachi, A., **Duprey, S.**, Cheze, L., Dumas, R. Global sensitivity analysis of the kinematics obtained with a multi-body optimisation using a parallel mechanism of the shoulder. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16, 61–62 (2013).
- [COM 6] Abouelkhair, F., **Duprey, S.**, Assessing shoulder posture ergonomics thanks to a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15, 348–349 (2012).
- [COM 7] **Duprey, S.**, Subit, D., Lessley, D., Guillemot, H. & Kent, R. In vitro kinematics of the shoulder : comparison with in vivo data during arm flexion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 14, 193–194 (2011).
- [COM 8] Subit, D., **Duprey, S.**, Lau, S., Guillemot, H., Lessley, D. & R. Kent, R. Response of the human torso to lateral and oblique constant-velocity impacts. *Ann Adv Automot Med* 54, 27–40 (2010).
- [COM 9] **Duprey, S.**, Subit D., Guillemot H., Kent R., Predicting the load transferred to the clavicle from strain data during a shoulder lateral impact. *Proceedings of the International Ircobi Conference*, 85-96 (2009).
- [COM 10] **Duprey, S.**, Kerrigan J., Kindig M., Cundary A., Zama Y., Ejima S., Kamiji K., Yasuki K. & Crandall J. Biomechanical response of the clavicle under bending. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12, 107–108 (2009).
- [COM 11] **Duprey, S.**, Cheze, L. & Dumas, R. A constraint-based approach to model the lower limb : preliminary results for running motions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12, 105–106 (2009).
- [COM 12] Untaroiu, C. D., **Duprey, S.**, Kerrigan, J., Li, Z., Bose, D. & Crandall, J.R. Experimental and computational investigation of human clavicle response in anterior-posterior bending loading. *Biomedical Science Instrumentation* 45, 6–11 (2009).
- [COM 13] Arregui-Dalmases C., Del Pozo E., Lopez-Valdes F., **Duprey, S.**, Subit D., Lau A, Lau S., Kent R., A parametric study of hard tissue injury prediction using finite elements : consideration of geometric complexity, failure theory, sub-failure material properties, thresholding, and element characteristics. *Proceedings of the International Ircobi Conference*, 211-226 (2008).
- [COM 14] **Duprey, S.**, Bruyere, K. & Verriest, J.-P. Numerical simulations of clavicle compression tests with HUMOS clavicle models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 10, 37–38 (2007).
- [COM 15] **Duprey, S.**, Bruyère K. & Verriest J.P., Numerical simulation of shoulder lateral impacts for shoulder injury prediction. *Proceedings of the International Ircobi Conference*, 385-389 (2007).
- [COM 16] **Duprey, S.**, Bruyère, K., Cotton, F. & Verriest, J.-P. Evaluation of clavicle geometry influence during dynamic compression. *Journal of Biomechanics* 39, S161 (2006).
- [COM 17] **Duprey, S.**, Bruyère-Garnier, K., Thollon, L. & Verriest, J.-P. Numerical simulation of shoulder lateral impact. *Archives of Physiology and Biochemistry* 112, 124 (2004).

Communications sans actes ou non référencées

- [COM 18] Michaud, B., Badrou, A., Begon, M., **Duprey, S.**, Maximal amplitude postures of the scapula : simulations with the Anybody software. *World Congress of Biomechanics*, Dublin, Ireland (2018).
- [COM 19] Michaud, B., Begon, M., **Duprey, S.** Kinematics of the bow arm of violinists : effect of tempo, string played and play style and their interactions. *World Congress of Biomechanics*, Dublin, Ireland (2018).

- [COM 20] Savonnet, L., Cardoso, M., **Duprey, S.**, Wang, X. A parametric model of the thigh-buttock complex for developing FE model to estimate seat pressure. Digital Human Modeling Congress, Bonn, Germany (2017).
- [COM 21] Savescu, A., Roux, T., **Duprey, S.**, Dumas, R. Shoulder joint angles estimation using inertial sensors. International Society of Biomechanics, Brisbane, Australia (2017).
- [COM 22] Bouvier, B., Savescu, A., **Duprey, S.**, Dumas, R. Hand position estimation using inertial sensors. 9th International Scientific Conference on the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders, Toronto, Canada (2016).
- [COM 23] Savonnet, L., **Duprey, S.**, Wang, X. Coupling rigid multi-body and deformable finite element human models for assessing seat discomfort. Digital Human Modeling Congress, Montreal, Canada (2016).
- [COM 24] Savonnet, L., **Duprey, S.**, Wang, X. Finite element model for seat discomfort assessment : a parametric study. European Society of Biomechanics, Lyon, France (2016).
- [COM 25] Petitjean, N., Dallard, J., Merlhiot, X., **Duprey, S.** Human fingertip finite element models : towards a set of parameters for a hyperelastic law. European Society of Biomechanics, Lyon, France (2016).
- [COM 26] Bouvier B., Savescu A., **Duprey, S.**, Dumas R. Upper limb kinematics and inertial sensors : which calibration for the best accuracy? International Society of Biomechanics, Glasgow, UK (2015).
- [COM 27] El Habachi, A., **Duprey, S.**, Cheze, L., Dumas, R. Modélisation de l'épaule pour l'amélioration des calculs de la cinématique scapulo- thoracique. SOFAMEA, Saint Fargeau-Ponthierry, France (2014).
- [COM 28] **Duprey, S.**, Lagacé, PY, Cresson, T., Skalli, W., Hagemeister N. Assessment of a model-based method for scapula kinematics measurement. ESMAC Conference, Rome, Italy (2014).
- [COM 29] Dallard, J., Merlhiot, X., **Duprey, S.**, Wang, X., Micaelli, A., On the impact of geometry on global mechanical response of an isotropic hyperelastic fingertip model. 11th World Congress on Computational Mechanics (WCCM XI), Barcelona, Spain (2014).
- [COM 30] El Habachi, A., Moissenet, F., **Duprey, S.**, Cheze, L., Dumas, R. Kinematic Parameters Influencing a Lower Limb Multi-Body Model. World Congress of Biomechanics, Dublin, Ireland (2014).
- [COM 31] **Duprey, S.**, Sah S., Ohl X., Billuart F., Robert T., Skalli W., Wang X., Analyse de la pseudo-cinématique de l'épaule comparant les méthodes EOS et AMC. Séminaire "Biomécanique de l'épaule normale et pathologique", SB et SOFAMEA, Lyon, France (2013).
- [COM 32] El Habachi, A., **Duprey, S.**, Barbaste, S., Cheze, L., Dumas, R. Modélisation cinématique du membre supérieur à l'aide de contraintes biomécaniques. ACAPS, Grenoble, France (2013).
- [COM 33] Dumas R., **Duprey, S.**, Chèze L., Quels degrés de liberté pour le membre inférieur et quelles conséquences sur la cinématique articulaire? SOFAMEA Conference? Toulouse, France (2010).
- [COM 34] **Duprey, S.**, Bruyère K., Verriest J.P., Dynamic experimental tests on shoulder bones : dynamic clavicle compression and humerus bending tests, 2nd APSN Conference, Madrid, Spain (2006).
- [COM 35] **Duprey, S.**, Subit D., Rutherford A., Kent R., Strain based Methodology to assess the load into the clavicle during shoulder lateral impacts, 35th International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research, NHTSA, San Diego, California, USA (2007).

Séminaires ou conférences invitées

1. Moncton University, New Brunswick, Canada, 21st March **2017**, Shoulder Kinematics
2. Moncton University, New Brunswick, Canada, 22nd March **2017**, Finite element modeling and Biomechanics
3. Département de Kinésiologie de l'Université de Montréal, Canada – 19 Sept **2016**, Shoulder Kinematics and Modeling.
4. European Center for Injury Prevention, Pamplona, Spain – 13 May **2011**, Ergonomics at LBMC, IFSTTAR.
5. University of Virginia, Charlottesville, USA – 8 Dec **2010**, Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers.
6. OTC Numerical Modeling Workshop, Boston, USA – 6 Dec **2010**, Fracture prediction with geometrically personalized finite elements models.

7. Institut des Sciences du Mouvement, Marseille, France – 11 Dec **2008**, Étude du complexe de l'épaule en cas de choc automobile latéral.

Interventions presse, vidéo

1. **Video.** S2M Lab. L'Archet et son effet sur la biomécanique. Available at : <https://www.youtube.com/watch?v=0-NHGJz6vTw> (Accessed : 5th September 2018)
2. **Article de presse.** Journal FORUM de l'Université de Montréal (2018). Available at : <https://nouvelles.umontreal.ca/article/2017/06/12/18-cameras-pour-un-coup-d-archet/> (Accessed : 5th September 2018)
3. **Article de presse** Slate.fr (2018). Comment les smartphones transforment nos mains. Available at : <http://www.slate.fr/story/166265/sante-smartphone-mains-transformation-doigts-nerfs-tendinite> (Accessed : 5th September 2018)
4. **Article de presse** 24heures.ch (2018). Le smartphone déforme nos mains et nos bras. 24heures.ch/ Available at : <http://www.24heures.ch/savoirs/smartphone-deforme-nos-bras/story/23271607> (Accessed : 5th September 2018)
5. **Article de presse** Lematin.ch - Santé : Le smartphone déforme nos mains et nos bras. Available at : <https://www.lematin.ch/savoirs/Le-smartphone-deforme-nos-mains-et-nos-bras/story/23271607> (Accessed : 5th September 2018)

Chapitre 1

Inconfort associé à la compression des tissus mous

Sommaire

1.1 Modélisation en éléments finis du doigt	24
1.1.1 Contexte	24
1.1.2 Modélisation : quel degré de complexité ?	24
1.1.3 Conclusion	28
1.2 Modélisation en éléments finis du complexe fesses-cuisses	30
1.2.1 Contexte	30
1.2.2 Dispersion des résultats générés par les modèles existants	30
1.2.3 Données expérimentales de validation	33
1.2.4 Applications ergonomiques	33
1.3 Projet : vers une prédiction des risques d'inconfort à partir des déformations	36
Bibliographie	38

Comme mentionné en introduction, une des thématiques principales de l'équipe 'Biomécanique et Ergonomie' est de concevoir des modèles numériques du corps humain qui puissent prédire l'inconfort d'une tâche ou d'une posture.

Dans le cas de mouvements ou postures où l'environnement est en contact avec le corps humain, l'inconfort est étudié au niveau de cette zone de contact. Les mesures de pression sont les plus aisées pour caractériser le contact à l'interface du fait de la disponibilité de nappes de pression variées, de différentes tailles avec différentes sensibilité et étendues de mesures. De ce fait, les critères d'inconfort existants sont principalement basés sur des valeurs limites concernant la pression de contact (pression maximale et/ou moyenne) [Harih and Tada, 2015; Mergl, 2005]. Ils proviennent de campagnes expérimentales réalisées avec des participants volontaires qui ont réalisé une tâche ou posture et l'ont évalué en termes d'inconfort à l'aide de questionnaires.

Les modèles en éléments finis permettent d'accéder aux distributions de pressions au niveau d'une interface de contact. Il est donc possible d'intégrer les critères d'inconfort existants à ce type de modèle afin de prédire le niveau d'inconfort associé à une posture. L'usage de ces modèles permet de se dispenser de larges campagnes expérimentales pour tester un nouveau produit. Ces campagnes étant coûteuses et chronophages, les avantages de ces modèles sont importants. D'autant plus que les modèles en éléments finis permettent également d'accéder à des variables difficilement mesurables, *i.e.* les déformations dans les tissus internes. Ils permettent ainsi de pouvoir explorer les causes internes de l'inconfort. Ce point sera plus particulièrement évoqué dans les perspectives de recherche (projet de recherche en dernière section de ce chapitre).

Dans le domaine de l'ergonomie, les tâches et/ou produits évalués, doivent convenir à un groupe de population. Des modèles génériques représentant des catégories de population sont donc principalement utilisés. D'autant plus que travailler avec des modèles sujets-spécifiques est souvent impossible du fait du manque

de données d'imagerie dans le contexte de l'ergonomie (lors de l'étude d'un produit ou d'une tâche même pénible, l'opérateur peut ne pas être lésée et/ou pour des TMS de type tendinite, un diagnostic sans images médicales peut parfois être réalisé). Pourtant, il faut toutefois noter qu'un modèle sujet-spécifique associé à des données expérimentales sujets-spécifiques, a le grand intérêt de permettre une validation du modèle, étape indispensable dans le processus de développement de modèles.

Ainsi, nous nous sommes attachés ici, pour la modélisation du doigt et du complexe fesses-cuisses, à développer

- un premier modèle biofidèle (*i.e.* à la géométrie réaliste provenant d'images médicales) permettant une étape de validation,
- un modèle aisément personnalisable vers une catégorie de population.

Ce dernier type de modèle sera plus adapté au contexte ergonomique, à l'heure où des outils performants pour la personnalisation géométrique et la déformation des modèles sont avantageusement déjà disponibles en open-access (*e.g.* projet PIPER : <http://www.piper-project.eu/> coordonnée par le LBMC).

Dans ce chapitre, nous détaillerons pour ces différentes parties du corps humain, l'extrémité du doigt et le complexe fesses-cuisses, les questionnements soulevés par le développement de modèles en éléments finis dédiés à la prédiction de l'inconfort, et donc nécessairement à la prédiction de la pression de contact et des déformations internes. Il s'agira de répondre notamment à cette question : quels sont les paramètres importants à prendre en compte lors de la modélisation afin de pouvoir prédire au mieux l'inconfort associé à la préhension ou à l'assise.

1.1 Modélisation en éléments finis du doigt

1.1.1 Contexte

Les travaux concernant la modélisation du doigt ont été le fait d'une thèse financée par le CEA (Thèse de Jérémy Dallard, co-encadré par Xavier Merliot au CEA-LIST, 2013-2016) et d'un stage de master (Stage de Noémie Petitjean dans le cadre de son cursus à l'UTC, 2015-16) que j'ai co-encadré et encadré.

Le CEA-LIST possède une grande expertise en réalité virtuelle et propose des technologies pour simuler la manipulation et les interactions homme-environnement sur des maquettes numériques. Le moteur physique XDE est capable de simuler les mouvements de pièces rigides articulées mais également déformables. Lors de tâches de préhension, le contact est géré en définissant un point de contact au niveau du doigt (avec ou sans friction). Toutefois, en réalité virtuelle, les avatars présentent des difficultés à saisir les objets (Figure 1.1) : un nouvel utilisateur peut mettre jusqu'à une dizaine de minutes avant de réussir la simulation d'une tâche de préhension. En effet, la modélisation des doigts ne permettant pas la déformation, les modèles de l'extrémité du doigt ne s'adaptent pas au contour extérieur de l'objet à saisir. Cela pose particulièrement problème pour les objets de faible rayon de courbure. Ces difficultés de préhension ont permis de montrer l'enjeu des modèles déformables de l'extrémité du doigt.

Du côté du LBMC, l'enjeu concernait le besoin de pouvoir rapidement évaluer l'ergonomie d'un produit impliquant de la préhension fine, dès la phase de conception numérique, à partir de données de type pression de contact.

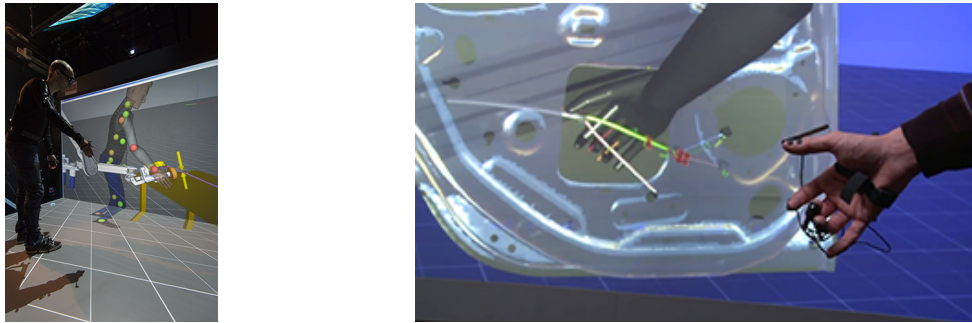


FIGURE 1.1 – Avatar réalisant une action de préhension en réalité virtuelle - Activité du CEA-LIST (<http://www-list.cea.fr/recherche-technologique/programmes-de-recherche/manufacturing-avance/realite-virtuelle>)

Les prises de précision, aussi appelées préhension fine, demandent uniquement une mise en œuvre de la face palmaire des phalanges distales des doigts [Flanagan and Johansson, 2002]. Les prises de force, quant à elles, impliquent également la paume [Napier, 1956]. Les prises de précision ont été visées ici du fait

1. des nombreuses applications possibles en réalité virtuelle, de type formation à un poste de travail (assemblage de vis ou écrou, manipulation d'ustensiles de chimie ou d'instruments chirurgicaux...)
2. des besoins ergonomiques d'aide à la conception. En effet le produits impliquant la préhension fine sont nombreux et variés : clavier, téléphones, appareils photos,...

Dans ce contexte, la thèse de Jérémy Dallard avait pour but de fournir une meilleure connaissance des déformations de la pulpe du doigt, impliquée dans les tâches de préhension fine, et de proposer une modélisation déformable biofidèle en termes de comportement mécanique (force de réaction, surface de contact et ainsi de pression de contact).

1.1.2 Modélisation : quel degré de complexité ?

Plusieurs modèles en éléments finis de l'extrémité du doigt existent dans la littérature [Maeno et al., 2004], [Wu et al., 2006], [Wu et al., 2002b], [Shao et al., 2010], [Harish and Dolšak, 2014], [Wagner et al., 2008], [Shimawaki and Sakai, 2007], [Wang et al., 2012], [Chamoret et al., 2013]. Toutefois, il n'y a pas de consensus à l'heure actuelle sur les exigences liées à un tel type de modèle pour qu'il soit biofidèle en termes de comportement mécanique.

Le premier objectif a donc été d'étudier le degré de complexité nécessaire, en termes de propriétés matériaux et de géométrie afin de pouvoir répondre à ces questions :

- quelle est la propriété matériau la plus simple possible permettant d’obtenir un comportement biofidèle en termes de réponse mécanique ?
- est-ce qu’une représentation géométrique simplifiée basée sur des primitives géométriques (coniques) produit des résultats comparables à un modèle à la géométrie réaliste ?

Les premières analyses se sont basées sur des résultats expérimentaux de la littérature provenant d’essais de compression statique de l’extrémité du doigt [Serina et al., 1997; Wu et al., 2003].

Maillage

Une géométrie réaliste a été reconstruite à partir des données du projet Visible Human (*VH*) [Ackerman, 1998] par segmentation de la phalange osseuse, de l’ongle et de l’enveloppe externe des tissus mous. Cette géométrie a été maillée à l’aide d’éléments tétraédriques linéaires (Figure 1.5 a).

Afin de connaître les pré-requis en terme de maillage, une étude de convergence à tout d’abord été réalisée. La taille optimale obtenue pour la longueur caractéristique d’un élément était environ 1 mm soit à peu près 20 000 éléments par modèle d’extrémité du doigt [ACL 1]).

Une étude comparative numérique a également été réalisée pour connaître l’influence de la présence ou non de la peau. Dans le cadre du stage de Noémie Petitjean, nous avons pu montrer qu’un tissu homogène représentant à la fois la pulpe du doigt et la peau pouvait fournir des résultats similaires à un modèle où la peau était différenciée (représentée par une couche d’éléments coques sur les éléments volumiques des tissus mous) lors de simulation de compression plane.

Propriétés matériaux

Les tissus mous présentent des propriétés matériaux hyperélastiques [Harish and Tada, 2015], [Chamoret et al., 2013], [Wu et al., 2006], [Telfer et al., 2015]. Ils peuvent être modélisés par des lois complexes incluant de nombreux paramètres [Destrade et al., 2013; Murphy, 2013]. Cependant les lois nécessitant la connaissance de multiples paramètres ne sont pas toujours les plus appropriées du fait qu’il est extrêmement difficile de déterminer expérimentalement tous ces paramètres.

Nous avons ainsi réalisé une étude numérique afin d’évaluer quelle était la loi, la plus simple possible, permettant de reproduire un comportement mécanique biofidèle. Par la suite, une étude expérimentale avec chargement du doigt sous IRM a été réalisée et a permis de trouver un jeu de paramètres associé à cette loi. Le détail de ces études est décrit ci-dessous.

Étude numérique - Vers une loi matériau adaptée

Le modèle issu de la géométrie de Visible Human (*VH*) [Ackerman, 1998] précédemment mentionné a été utilisé. La phalange osseuse était considérée comme un corps rigide, l’ongle était associé à une loi linéaire élastique ($E = 170 \text{ MPa}$, $\nu = 0.30$) [Harish and Tada, 2015; Shimawaki and Sakai, 2007; Wu et al., 2002b, 2004]. Les tissus mous de la pulpe du doigt ont été associés à une loi du type Mooney-Rivlin généralisée (Eq. 1.1).

$$W = \sum_{p,q=0}^N C_{pq} (I_1 - 3)^p (I_2 - 3)^q + \frac{K}{2} (J - 1)^2 \quad (1.1)$$

Les conditions limites imposées étaient les suivantes : un plan rigide était guidé en déplacement afin de créer un contact à un angle donné avec le modèle. La phalange osseuse était fixe.

Une méthode inverse a été réalisée : les coefficients C_{pq} et le module K ont été ajustées jusqu’à ce que la réponse du modèle *VH* (force en fonction du déplacement) soit aussi proche que possible de la réponse expérimentale. Le but était de trouver l’ordre du potentiel, le plus petit possible, permettant de répliquer une réponse force-déplacement biofidèle.

Deux jeux de données, force-déplacement durant une compression de la pulpe de l’index, ont été utilisés. Des données de compression à 0° (moyenne sur 20 participants $\pm 10\%$) [Serina et al., 1997] ont été utilisés lors de la méthode inverse pour trouver l’ordre et les paramètres matériau de la loi. Des données de compression à 20° (moyenne sur 4 participants $\pm 25\%$) [Wu et al., 2003] ont été utilisés pour valider le comportement du modèle. Avant les simulations, le modèle *VH* a été mis à l’échelle par homothétie isotrope, de sorte que sa largeur corresponde à la moyenne de la largeur des index des participants testés.

Une loi du second ordre s'est avérée être adaptée (Figure 1.2). Les paramètres suivants ont été obtenus : $C_{01} = 2.5 kPa$, $C_{20} = 1 kPa$ avec un module de compression $K = 200 kPa$. Ce module de compression est représentatif d'un comportement quasi-incompressible, comme attendu. En effet, il correspond approximativement à un coefficient de Poisson de $\nu = 0.496$.

Le modèle VH équipé de ces données matériaux a été comprimé à 20° et sa réponse a été comparée aux résultats de [Wu et al., 2003]. La réponse simulée est comprise dans un corridor de $\pm 25\%$ autour de la réponse moyenne expérimentale, le modèle a donc pu être considéré comme validé (Figure 1.3). Ces travaux ont été publiés en 2018 [ACL 1]).

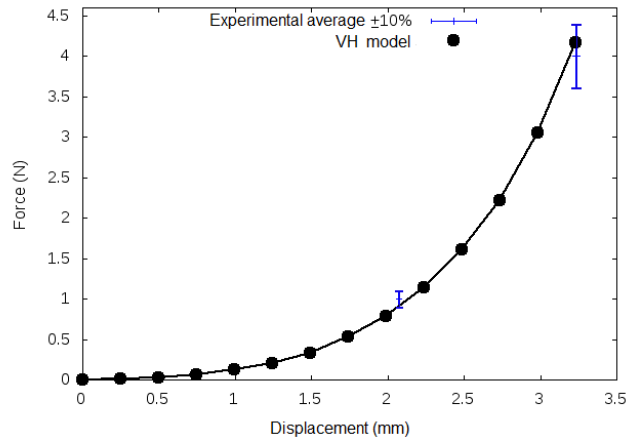


FIGURE 1.2 – Force en fonction du déplacement pour une compression à 0° pour les essais de Serina et al. et les simulations avec le modèle VH

Étude expérimentale - Vers un jeu de paramètres adaptés

Cette étude numérique nous a permis de trouver une loi matériau adaptée. Des paramètres matériaux ont également été proposés. Toutefois, comme la géométrie du modèle VH ne correspondait pas exactement à la géométrie des participants, ces résultats pouvaient rester discutables. Nous avons par la suite réalisé une étude expérimentale de compression de l'extrémité du doigt sous IRM. Celle-ci a permis de documenter les déflexions de la pulpe du doigt pour des compressions de $2 N$ et $4 N$ à 15° et 50° [ACL 2]) et de valider le modèle avec une géométrie plus représentative.

En effet, pour chacun des 5 participants testés dans cette étude, un modèle sujet-spécifique a été reconstruit (Figure 1.4). Des simulations de compression à 15° ont été réalisées avec chaque modèle. Les coefficients C_{01} et C_{20} ont été ajustés jusqu'à ce que la réponse simulée soit à $0.1 mm$ du déplacement expérimental, pour des compressions plan de $2 N$ et $4 N$.

Les résultats ont confirmés qu'une loi du type Mooney-Rivlin du 2^{nd} degré permettait bien de reproduire le comportement mécanique de la pulpe du doigt. Les paramètres moyens obtenus sont $C_{01} = 0.59 \pm 0.09 kPa$ et $C_{20} = 2.65 \pm 0.88 kPa$.

Il est à noter que les paramètres obtenus lors de la première étude numérique avec le modèle VH ne rentrent pas dans ces intervalles de valeur. La disparité de ces résultats provient probablement de l'inadéquation entre le modèle VH mis à l'échelle pour correspondre à la largeur doigt moyenne des 20 participants testés. On peut conclure qu'une simple mise à l'échelle n'est pas suffisante pour personnaliser géométriquement un modèle de l'extrémité du doigt, mais également que modéliser un doigt générique représentant la moyenne des 20 participants n'est pas suffisant, compte-tenu de la variabilité géométrique sur différents sujets (Figure 1.4). Ainsi, puisqu'une étude basée sur l'usage de modèles et de données sujet-spécifiques semble pouvoir offrir des résultats plus prometteurs, les derniers résultats présentés ici devraient être plus adaptés.

Vers une géométrie simplifiée

Afin d'explorer la possibilité d'avoir un modèle en éléments finis de l'extrémité du doigt biofidèle mais dont la géométrie serait simplifiée, plusieurs modèles ont été générées à partir du modèle VH (Figure 1.5).

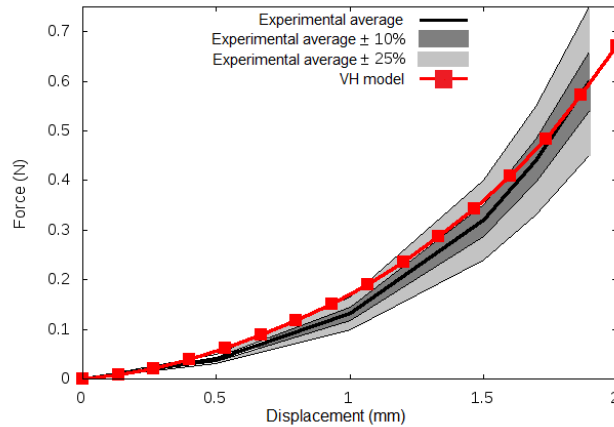


FIGURE 1.3 – Force en fonction du déplacement pour une compression à 20° pour les essais de Wu et al. et les simulations avec le modèle *VH*

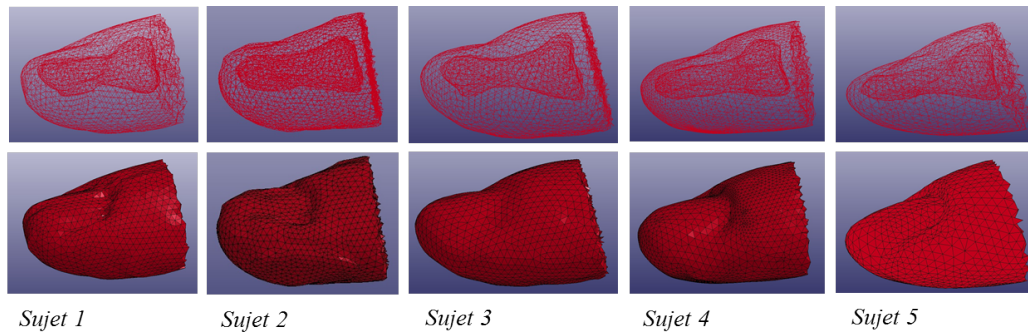
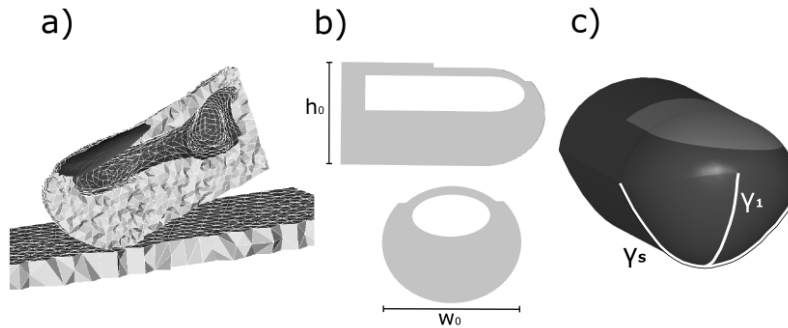
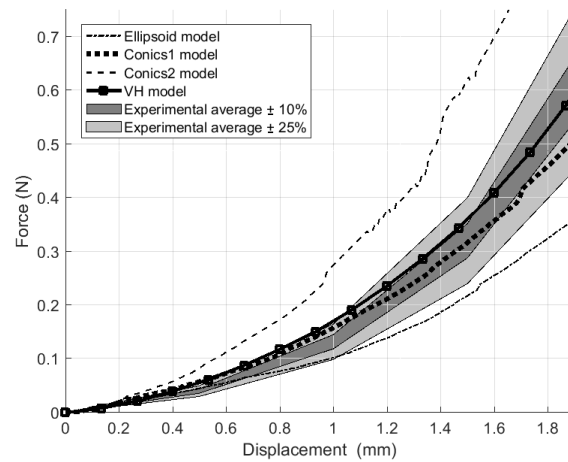


FIGURE 1.4 – Illustration des modèles de l'extrémité du doigt pour les 5 participants

- Un modèle dont la géométrie externe était basée sur des ellipses construites uniquement à partir de la connaissance de la largeur et de la hauteur du doigt (modèle *Ellipsoid*). La phalange était représentée par un cylindre elliptique, son positionnement dans les tissus mous était réaliste (*i.e.* basé sur la géométrie *VH*).
- deux modèles dont la géométrie externe était basée sur des coniques (modèles *Conics1* et *Conics2*), les paramètres des coniques étaient optimisés pour que ces géométries soient au plus proche de la géométrie réelle. Pour le premier modèle, *Conics1*, la phalange osseuse était positionnée de façon réaliste (comme pour le modèle *Ellipsoid*) ; pour le second, *Conics2*, le positionnement était basé sur des suggestions de la littérature [Wu et al., 2002a].

Les résultats de simulation de compression plane à 20° reproduisant les essais de [Wu et al., 2003] ont montré que, parmi les modèles à la géométrie simplifiée, seule la réponse force-déplacement du modèle *Conics1* est convenable (Figure 1.6). Les résultats concernant l'aire de la zone de contact [ACL 1]) vont également dans ce sens. Pour rappel, le modèle *Conics1* comprenait une géométrie externe détaillée (optimisée pour coller à la surface externe) ainsi qu'une phalange osseuse localisée de façon réaliste (à partir des images médicales). Ainsi, il semblerait qu'un modèle dont la surface externe est construite à partir uniquement des paramètres de hauteur et largeur (comme pour le modèle *Ellipsoid*) n'est pas suffisant pour produire une réponse biomécanique biofidèle. Ces résultats sont en concordance avec la méthode proposée par Wagner et al. et Yin et al. [Wagner et al., 2008; Yin et al., 2010] qui consiste à acquérir un minimum de 21 mesures sur l'extrémité du doigt pour modéliser la géométrie externe. De plus, il semblerait qu'un positionnement relativement précis de la phalange osseuse interne soit nécessaire. Un placement de la phalange basé sur une méthode issue de la littérature (*Conics2*) ne semble pas convenir. Cette influence du positionnement de la phalange osseuse s'explique aisément car l'épaisseur de tissus mous dépend directement de ce positionnement.

FIGURE 1.5 – Modèles *VH* (a), *Ellipsoid* (b), *Conics1* et *Conics2* (c)FIGURE 1.6 – Force en fonction du déplacement pour une compression à 20° pour les essais de Wu et al. et les simulations avec les modèles *VH*, *Ellipsoid*, *Conics1* et *Conics2*

1.1.3 Conclusion

Ainsi, des études numériques et expérimentales ont permis de trouver quelle loi matériau convient pour la modélisation des tissus mous de l'extrémité du doigt. Un jeu de paramètres pour cette loi matériau a également pu être proposé. De plus, ces études ont permis de démontrer qu'une forme simplifiée de la géométrie du doigt peut difficilement être utilisée : en effet cette géométrie devrait à la fois rendre compte de façon fidèle la géométrie initiale externe et interne.

Si la géométrie externe peut être modélisée à l'aide de coniques basée sur quelques mesures externes, la connaissance de la position de la phalange osseuse dans les tissus mous (*i.e.* l'épaisseur des tissus mous) est plus difficilement accessible.

En perspective, une étude anthropométrique de grande ampleur, comme celle de Greiner [Greiner, 1991] réalisée sur les dimensions externes de la main, pourrait être mise en œuvre en intégrant des mesures par ultrasons permettant de quantifier l'épaisseur de tissus mous sur un large panel d'individus. A partir de cette base de donnée élargie à des données anthropométriques internes, un modèle paramétrique pourrait alors être réalisé afin de trouver les meilleurs prédicteurs permettant de décrire l'anatomie de l'extrémité du doigt. Les prédicteurs pourraient inclure des données anthropométriques externes mais également des données de genre (masculin versus féminin) et d'activité manuelle (activité manuelle quotidienne ou non). Cet outil permettrait d'adapter les modèles de doigts existants à différentes catégories de population ou individus et ainsi de mieux prédire les risques d'inconfort lié à la préhension à partir des critères existant basés sur les pressions de contact [Harish and Tada, 2015].

Enfin, côté réalité virtuelle, ces modèles en éléments finis de l'extrémité du doigt pourront être utilisés

dans XDE quand le CEA aura développé des éléments volumiques déformables (pour l'instant seuls des éléments coques sont disponibles).

Une autre approche pourrait consister à construire un 'méta' modèle : des simulations effectuées avec ce modèle dans de très nombreuses conditions permettraient d'obtenir une base de données. L'exploitation de la représentation statistiques de ces résultats (surfaces de réponses) permettrait ensuite de déterminer le comportement du modèle en éléments finis dans une configuration donnée.

1.2 Modélisation en éléments finis du complexe fesses-cuisses

1.2.1 Contexte

La société Zodiac Seats France (ZSF) réalise des sièges d’avion. Afin de pouvoir évaluer et réduire l’inconfort de ses prototypes de siège à l’étape de la conception numérique, ZSF souhaitait disposer d’un outil numérique (modèle de la partie fesses-cuisses du corps humain) permettant de calculer les pressions à l’interface de contact notamment. Ces travaux ont fait l’objet de la thèse CIFRE de Léo Savonnet, encadrée par Xuguang Wang et moi-même.

Devant la profusion (27 d’après notre revue de la littérature [ACL 1]) et la variété des modèles existants, les mêmes questions de modélisation se sont posées pour le complexe fesses-cuisses que pour l’extrémité du doigt. En effet, des disparités existaient quant à la composition géométrique du modèle (représentation de la peau, des tissus adipeux et des muscles comme des entités distinctes ou sous la forme d’un unique tissu homogène) et quant aux propriétés matériaux (les lois linéaire élastique, Néo-Hookéenne ou de Mooney-Rivlin étant les lois principalement utilisées). De plus, très peu de modèles avaient été validés [Li et al., 2013; Mergl et al., 2004; Mircheski et al., 2014; Verver et al., 2004; Volpe et al., 2015; Wagnac et al., 2008], probablement du fait de la difficulté de fournir des données sujets-spécifiques et du fait de la difficulté d’obtenir des mesures internes de façon non-invasive.

L’objectif de ce projet était donc de quantifier la dispersion générée par ces différents modèles. Mais également de proposer des données expérimentales, pression de contact et déformations des tissus internes, qui permettraient de valider les modèles.

1.2.2 Dispersion des résultats générés par les modèles existants

Expérimentations

Des images IRM du complexe fesses-cuisses d’un sujet masculin (24 ans, 174 cm, 66 kg) ont été acquises (1.5 Tesla, pondérée en T1, résolution de $0.853 \times 1.1 \times 1.0$ mm). Le sujet était couché sur le côté, les jambes pliées de manière à former un angle proche de 90° avec le tronc.

Ce sujet a, par la suite, été équipé de marqueurs sur le fémur et le bassin (Figure 1.7) et a été invité à s’asseoir sur un siège instrumenté équipé d’une assise incurvée rigide (Figure 1.8) recouvert d’une nappe de pression. Le système VICON a été utilisé pour enregistrer la position des marqueurs en parallèle de la mesure de la distribution des pressions de contact.



FIGURE 1.7 – Participant, équipé de marqueur, assis sur le conformateur (i.e. siège instrumenté). Assise à 5° par rapport à l’horizontale, angle dossier-assise de 130° .

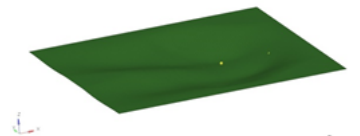


FIGURE 1.8 – Illustration de l’assise rigide

Modèle EF

Géométrie - Maillage

Les images médicales ont été segmentées manuellement avec 3D Slicer 4.4.0. Les os (sacrum, pelvis et fémur sans distinction entre les os corticaux et spongieux), les tissus mous (tissu adipeux et la peau ensemble) et les muscles ont également été segmentés.

Pour le maillage, des éléments tétraédriques de taille équivalente ont été utilisés. Une étude préalable de convergence (basée sur l’évolution des paramètres suivants : aire de contact, pression de contact moyenne et

maximale et gradient de pression, contraintes et déformations internes pour les éléments sous les ischions) a permis de définir une longueur caractéristique des éléments de $5mm$. Ensuite, des maillages de différentes compositions ont été générés (Figure 1.9) :

1. Le maillage 1 comprenait les os et tous les tissus mous segmentés dans leur ensemble.
2. Le maillage 2 comprenait les os, tous les tissus mous segmentés dans leur ensemble, sauf la peau qui était représentée séparément par une couche de coques de $2mm$ au-dessus des tissus mous.
3. Le maillage 3 comprenait les os et deux parties distinctes générées pour représenter le tissu adipeux et les muscles. La peau a été modélisée comme dans le second maillage.

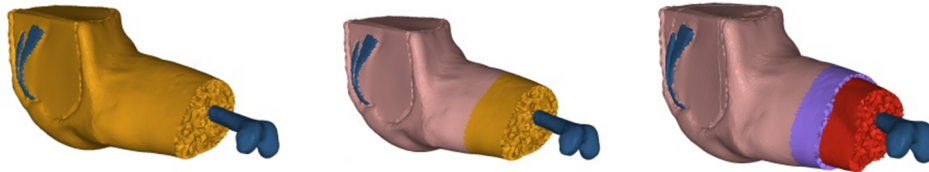


FIGURE 1.9 – Illustration des 3 maillages (1 à 3 de gauche à droite)

Propriétés matériaux

Les os ont été définis comme des corps rigides. La peau, lorsqu'elle était représentée, a été modélisée avec une loi linéaire élastique avec un module de Young de $0.15 MPa$ et un coefficient de Poisson de 0.49 (quasi incompressible) [Du et al., 2013; Grujicic et al., 2009; Verver et al., 2004]. Les 3 lois les plus fréquemment utilisées dans la littérature pour modéliser les tissus mous du complexe fesses-cuisses ont été sélectionnées ainsi que leurs paramètres.

1. Une loi élastique linéaire, $\sigma = E \cdot \epsilon$, avec $E = 64.8 kPa$ [Zheng and Mak, 1999].
2. Une loi hyperélastique de 1er ordre ou loi néo-hookienne, $W = C_1 \cdot (I_1 - 3)$, avec $C_1 = 5.85 kPa$ pour représenter le tissu de façon homogène, sinon $C_1 = 4.25 kPa$ pour les muscles et $C_1 = 15.95 kPa$ pour les tissus adipeux [Brosh and Arcan, 2000].
3. Une loi hyperélastique de type Mooney Rivlin $W = A_1 \cdot (I_1 - 3) + A_2 \cdot (I_2 - 3)$ où les 2 premiers coefficients de la fonction de densité d'énergie de déformation sont $A_1 = 1.65 kPa$ and $A_2 = 3.35 kPa$ [Cheng et al., 2007; Grujicic et al., 2009; Siefert et al., 2011; Verver et al., 2004].

Modèles

7 modèles de la même géométrie ont été générés en combinant ces 3 différentes propriétés des matériaux aux 3 maillages décrits ci-dessus (Tableau 1.1). Les 6 premiers modèles résultent de la combinaison des 3 lois et des 2 premiers maillages. Le dernier modèle résulte de l'association du troisième maillage avec la loi néo-hookéenne. Le troisième maillage n'a pas été combiné avec les lois élastiques linéaires et Mooney Rivlin puisque cette combinaison n'a pas été utilisée dans la littérature.

Modèle	Maillage	Loi matériau
Modèle 1	Maillage 1	Linéaire élastique
Modèle 2	Maillage 1	Néo-Hookéenne
Modèle 3	Maillage 1	Mooney-Rivlin
Modèle 4	Maillage 2	Linéaire élastique
Modèle 5	Maillage 2	Néo-Hookéenne
Modèle 6	Maillage 2	Mooney-Rivlin
Modèle 7	Maillage 3	Néo-Hookéenne

TABLEAU 1.1 – Description des modèles en éléments finis fesses-cuisses.

Simulations

Les simulations ont été effectuées à l'aide du solveur explicite RADIOSS. Les conditions aux limites consistaient à placer le modèle en éléments finis juste au-dessus du siège à une distance de $8mm$ et à appliquer

à la fois le poids du haut du corps sur le barycentre du bassin [de Leva, 1996] et le poids de la jambe au genou entre les deux épicondyles. Les simulations étaient stoppées une fois que le modèle était totalement en contact avec le siège, c'est-à-dire que la force de contact entre le corps et le siège était égale à la moitié du poids du corps (puisque seul le complexe fesse-cuisse droit était modélisé). Les résultats en sortie étaient la surface de contact, la pression moyenne, la pression maximale et le gradient maximal (écart maximal de pression) à l'interface de contact avec le siège rigide, sous les ischions. Cet emplacement a été choisi car la pression maximale est généralement située dans cette zone. La dispersion (écart type divisé par la moyenne) de chacune de ces sorties a été calculée pour quantifier l'impact des options de modélisation (modèles 1 à 7), et plus particulièrement de la composition du maillage (dispersion des résultats des modèles 2, 5 et 7 qui présentent la même loi matériau mais une composition de maillage différente) et des propriétés matériaux (dispersion des modèles 1, 2 et 3 qui présentent le même maillage mais différentes propriétés matériaux).

Par la suite, une optimisation a été mise en place. Le maillage 1 équipé d'une propriété matériau de type Mooney Rivlin (modèle 3) a été utilisé afin d'optimiser les paramètres matériaux A_1 et A_2 . L'objectif était de minimiser l'erreur entre la pression maximale simulée et la pression maximale expérimentale à l'aide d'un algorithme d'optimisation globale de type 'Adaptive Response Surface Method'.

Résultats

Les expériences ont fourni une pression moyenne de 4.47 kPa avec un pic de pression 3 fois supérieur sous les ischions (14.64 kPa). Le gradient de pression maximal (écart maximal de pression) était de 2.67 kPa (Tableau 1.2).

Les simulations avec les 7 modèles ont montré que les propriétés matériaux de la littérature généraient une dispersion plus élevée que la composition du maillage sur les résultats. En effet, les propriétés matériaux généraient une dispersion de 27.6% et 25.0% pour les pressions moyenne et maximale, respectivement ; et une dispersion de 20.4% de la surface de contact. La composition du maillage affectait la pression (17.1% et 8.6% pour les pressions moyenne et maximale) et son gradient (16.7%) (Tableau 1.2).

Comparées aux expérimentations, les simulations ont donné des résultats relativement différents, pouvant atteindre 214% (Tableau 1.2). La zone de contact présentait les erreurs les plus faibles (de 44% à 64%). Les modèles 3 et 6, basés sur une loi de Mooney-Rivlin, montraient les erreurs les plus faibles en termes de surface de contact et de pression moyenne. Le modèle 6 (également basé sur une loi de Mooney-Rivlin) présentait les erreurs de pression maximale les plus faibles. Ces deux points et la comparaison des modèles 5 et 6 ont montré que la loi de Mooney-Rivlin (associée aux paramètres de la littérature) était la propriété matériau la plus appropriée. En comparant les différents maillages (modèles 2, 5 et 7 associés aux maillages 1, 2 et 3 et une loi néo-hookienne), le maillage 3 s'est démarqué en raison de sa faible erreur sur le gradient maximal, tandis que les erreurs sur les autres sorties étaient très similaires.

En conclusion, les dispersions produites par les modèles basés sur les différentes options de modélisation de la littérature sont très importantes. Ce point est surprenant car il induit des estimations de l'inconfort différentes selon le modèle utilisé. De plus, par rapport à une configuration expérimentale des écarts importants sont obtenus. Une uniformisation des options de modélisation semble souhaitable afin de pouvoir obtenir des résultats comparables en termes d'inconfort.

Dans ce contexte, l'optimisation en cours permettra d'obtenir des paramètres qui auront l'avantage de produire des résultats en accord avec l'expérimentation. Toutefois, ces résultats seront à manier avec précaution car ils proviennent d'une géométrie unique (homme, 1.74m , 66kg). De plus, afin de valider ce modèle optimisé, des simulations sont également en cours pour le cas d'une configuration d'assise différente.

Par la suite, une perspective serait d'élargir cette optimisation basée sur des données expérimentales à des catégories de population variées, et d'optimiser d'autres grandeurs également, telles que les déformations dans les tissus.

Une autre perspective serait d'utiliser le modèle le plus réaliste afin de mener une étude de sensibilité (de type Monte Carlo) pour vérifier quels sont les paramètres les plus influents et mieux connaître la variabilité de la simulation. Il est attendu que la variabilité puisse rester assez élevée même pour un seul modèle donné. Cette analyse de sensibilité pourrait nous permettre de tester plusieurs types de loi hyperélastique, comme réalisé pour la modélisation de l'extrémité du doigt. Pour rappel, pour le doigt, une loi Mooney Rivlin généralisée du second ordre s'était avérée nécessaire ; il pourrait donc être pertinent de tester cette loi pour le complexe fesses-cuisses.

	Area (cm)	Error (%)	Pmean (kPa)	Error (%)	Pmax (kPa)	Error (%)	Gradmax (kPa/cm)	Error (%)
Experimentations	560		4.47		14.64		2.67	
Modèle 1	209	63	10.07	125	45.92	214	5.11	91
Modèle 2	256	54	6.2	84	31.05	112	5.28	98
Modèle 3	315	44	6.67	49	30.01	105	5.69	113
Modèle 4	204	64	10.29	130	28.76	96	5.25	97
Modèle 5	247	56	8.5	90	34.31	134	5.58	109
Modèle 6	312	44	6.73	51	28.4	94	5.81	118
Modèle 7	248	55	8.47	90	36.9	152	4.02	51
Dispersion maillage (modèles 2, 5 7)	2.0		17.1		8.6		16.7	
Dispersion prop mat (modèles 1, 2, 3)	20.4		27.6		25.0		5.6	
Dispersion totale (modèles 1 à 7)	17.2		20.4		18.5		11.4	

TABLEAU 1.2 – Résultats des expérimentations, des simulations avec les 7 modèles générés à partir de données de la littérature.

1.2.3 Données expérimentales de validation

Comme souligné par notre revue de la littérature, peu de modèles sont validés. Une explication réside dans le manque de données de validation.

Dans le cadre de la thèse de Léo Savonnet et des essais du projet SIEGES (projet visant à développer les ‘sièges passagers du futur’, financé par la Direction Générale de l’Aviation Civile et Safran Seats France, anciennement Zodiac Seats France), des données de validation ont été produites. Ces données sont décrites en détails dans le chapitre d’ouvrage suivant [CO 2 in press] et ne seront donc que brièvement décrites ici. Elles incluent :

- des efforts de contact et des distributions de pression acquises à l’aide d’un siège instrumenté multi-réglable [Beurier et al., 2017] pour 36 participants, lors des essais du projet SIEGES,
- des mesures de déformation des tissus mous acquises à l’aide d’un IRM ouvert (Paramed Company, Naperville, Illinois, US, 0.5 Tesla). La déflexion des différents tissus (tissu adipeux et muscles) a été mesurée pour plusieurs configurations : assise rigide plane, assise rigide courbe, assise avec garniture de mousse.

Ces données auront par la suite l’utilité de permettre la validation du modèle développé ici et de tout autre modèle (à condition que celui-ci soit géométriquement personnalisé pour coller à l’anthropométrie du participant testé). Une perspective serait l’utilisation du modèle GHBMCM (modèle réalisé par Global Human Body Models Consortium dont le LBMC fait partie en tant que prestataire) et sa personnalisation à l’aide des outils PIPER développés au LBMC.

1.2.4 Applications ergonomiques

Modèle paramétrique

Afin de pouvoir adapter la géométrie de ce modèle en éléments finis fesses-cuisses, un modèle paramétrique a été développé [ACL subm 1]. Des modèles paramétriques existaient déjà dans la littérature, par exemple, un modèle paramétrique de corps entier, en posture debout, développé par Reed et al. en 2014 [Reed et al., 2014]. Toutefois, pour des applications d’évaluation de l’inconfort de sièges, un modèle en position d’assise (mais sans compression des tissus mous) était nécessaire.

Le modèle paramétrique des os a été développé à partir de la base de données d’os numérisés (pelvis et fémur) gracieusement mis à disposition par l’ULB (Université Libre de Bruxelles). Pour les tissus mous du complexe fesses-cuisses, une numérisation de l’enveloppe externe a été réalisée sur 36 participants du projet SIEGES, dans une position reproduisant une posture assise : jambes fléchies afin d’obtenir un angle cuisse-torse proche de 90°, en appui sur le buste pour avoir l’ensemble du bassin et des cuisses dégagé. Les nuages de points acquis ont permis de générer des maillages. Les coordonnées des points de ces maillages (os et surfaces ex-

ternes) ont ensuite été analysés en composantes principales. L'évaluation de ce modèle paramétrique a été réalisée par une méthode 'leave-one out'. Pour des prédictions faites en utilisant la taille, le poids, le genre et l'angle d'assise, les erreurs moyennes sur les repères osseux (écarts entre repères palpés et prédits) étaient de $21.7 \pm 6.2 \text{ mm}$. Cette précision ne serait pas forcément suffisante pour des applications cliniques, bien qu'on retrouve cet ordre de grandeur pour la précision de placement de marqueurs cutanés sur certains points anatomiques du membre inférieur [Della Croce et al., 2005]. Pour des applications ergonomiques, où on tente de modéliser une catégorie de population, ces résultats sont par contre satisfaisants.

Ce modèle paramétrique permettra ainsi d'obtenir, pour des anthropométries variées, des maillages en éléments finis relativement proches de l'anthropométrie réelle des individus visés. Dans la thèse de Léo Savonnet, les modèles en éléments finis générés à l'aide de ce modèle paramétrique ont été évalués en termes de géométrie et de pression de contact. Ces résultats se sont avérés encourageants. En termes de géométrie, le maillage obtenu à partir de la position des repères osseux donnait une erreur de $5.7 \pm 1.6 \text{ mm}$ avec le modèle paramétrique alors qu'une déformation non linéaire du maillage par krigeage [Jolivet et al., 2015] donnait une erreur de $12.53 \pm 3.22 \text{ mm}$ (moyenne des distances sur tous les points du maillage). En termes de pression, les erreurs sur les pressions maximales obtenues pour 13 modèles personnalisés avec ce modèle paramétrique étaient de $16.82 \pm 11.06 \%$ par rapport à l'expérimental (essais SIEGES).

Couplage avec un modèle corps rigide

Les conditions limites appliquées aux modèles lors des simulations d'assise peuvent être variées (appui ou non sur un dossier, angles variés de l'assise et du dossier, zones anatomiques diverses en contact avec le siège, etc...). Le plus souvent le modèle est assis sur une surface plane, sans dossier, avec un angle cuisses-torse à 90° [ACL 19], probablement du fait de la facilité à mettre en œuvre cette condition limite relativement simple.

Afin de pouvoir calculer les conditions limites (i.e. position et orientation des os, ainsi que les efforts extérieurs) d'une assise quelconque, un modèle multi-corps rigides pourrait avantageusement être utilisé. Un second avantage de ce modèle multi-corps serait de permettre la prédiction des efforts musculaires et des réactions articulaires, qui sont aussi des paramètres à prendre en compte lors de l'évaluation de l'inconfort.

Ainsi, l'usage d'un modèle multi-corps rigides permettrait de générer des conditions limites complexes de façon réaliste et de produire un jeu de paramètres plus complet pour l'évaluation de l'inconfort.

Ce couplage entre modèles en éléments finis et multi-corps rigides a pu être mis en place dans le cadre de la thèse de Léo Savonnet. Le logiciel utilisé, pour la modélisation multi-corps était Anybody (Anybody Technology, Aalborg, Danemark). Le modèle multi-corps utilisé était le modèle AAUHuman issu du répertoire des modèles Anybody, développé par M Daamsgard et J Rasmussen (<http://forge.anyscript.org/gf/>) [Rasmussen et al., 2009], [Damsgaard et al., 2006]. Pour la partie éléments finis, le logiciel Radioss et le modèle 3 décrit précédemment était utilisé.

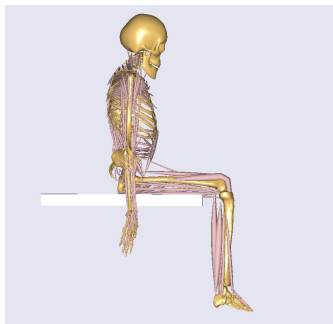


FIGURE 1.10 – Modèle Anybody AAUHuman assis sur une surface rigide

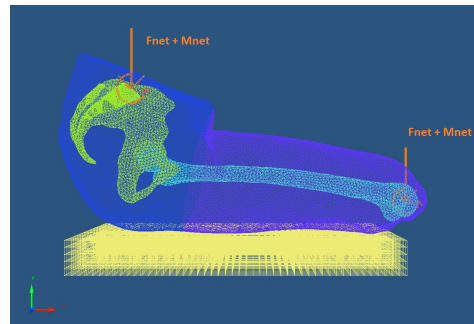


FIGURE 1.11 – Modèle en éléments finis fesses-cuisses avec les conditions limites imposées

La procédure était la suivante [COM 23], réalisée sous Matlab.

- Tout d'abord, la simulation du mouvement pour se mettre en posture assise était réalisée par le modèle multi-corps (Figure 1.10). Les contraintes appliquées étaient les suivantes : un angle de 90° était imposé entre la ligne du dos (allant du milieu des ischions à la vertèbre T2) et l'assise, les genoux étaient fléchis à 90° , le centre de l'articulation du genou devait être situé 3 cm au-dessus du siège, les ischions devaient être en contact avec l'assise. Des contraintes de contact des vertèbres avec le

- dossier auraient pu être ajoutées si un dossier avait été présent. Cette première étape permettait donc de générer les conditions initiales de la simulation éléments finis (*i.e.* position et orientation des os, efforts extérieurs).
- Ensuite, la seconde étape consistait à faire 1/une simulation éléments finis, où sous l'effet de la gravité et des efforts extérieurs, les tissus mous du complexe fesses-cuisses étaient comprimés et ainsi les positions et orientations des os modifiées (Figure 1.11), 2/une simulation multi-corps rigides avec des positions et orientations des os actualisées avec les sorties de la précédente simulation éléments finis. Cette simulation mutli-corps avait pour but de recalculer les efforts extérieurs et les efforts musculaires.
 - Enfin, la boucle précédente (simulation éléments finis et simulation multi-corps rigides) était réitéré jusqu'à la convergence. La convergence était fixée à une variation de déplacement des genoux ou du bassin, entre 2 itérations, inférieure à 2 mm (Figure 1.12).

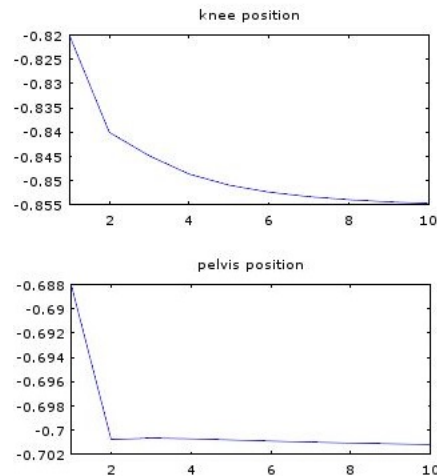


FIGURE 1.12 – Variation de la position (m) des genoux et du bassin pendant les 10 premières boucles

Dans la configuration représentée ici, les modèles étaient assis sur une surface plane rigide. Un coefficient de friction de 0.3 était imposé. Ces simulations ont convergé après 10 itérations. Ces 10 itérations ont résulté en un écart de plusieurs centimètres avec la position de départ (Figure 1.12).

La thèse de Léo Savonnet et un article en cours contiennent des éléments de validation de cette méthode de couplage (co-simulation) pour des assises plus complexes (assise équipée d'une garniture de mousse) et réalisées avec un panel de participants plus large (6 participants). Ces simulations couplées ont donné de meilleurs résultats que des simulations éléments finis seules. Ces résultats ont donc permis de démontrer la faisabilité et l'intérêt de cette méthode de couplage.

En effet, ces questions de couplage intéressent actuellement un grand nombre d'équipes de recherche dans le monde. Ces co-simulations sont surtout développées pour coupler des modèles musculo-squelettiques en corps rigides et des modèles articulaires déformables pour le genou [Navacchia et al., 2019] ou encore le complexe du pied [Lee et al., 2012; Perrier et al., 2015; Sissler et al., 2013]. Cette approche est parfois appelée 'multi-échelle' [Tawhai et al., 2009]. Cette méthodologie de couplage développée dans la thèse de Léo Savonnet sera ré-exploitée dans le cadre de mes travaux sur l'épaule (Chapitre 2).

1.3 Projet : vers une prédiction des risques d'inconfort à partir des déformations

Il a été démontré que les grandes déformations au niveau des cellules et de leur cyto-squelette avaient pour effet des nécroses relativement rapides, *i.e.* quelques minutes d'après [Oomens et al., 2013]. Ces nécroses de cellules peuvent ensuite mener à des escarres ou ulcères de pression. De plus, certains auteurs ont montré que l'initiation de ces lésions de type escarres se fait généralement à l'interface muscle-os plutôt qu'au niveau de la peau [Oomens et al., 2013; Then et al., 2008]. Afin de limiter l'occurrence de ces blessures, un seuil de déformation de 50% de déformation a été proposé [Breuls et al., 2003; Gefen et al., 2008].

Dans ce contexte, il semblerait cohérent que les sources d'inconfort puissent également être liées à la déformation des tissus internes et à la compression des cellules. En effet, l'inconfort ressenti lors d'une posture assise statique serait un préambule à la lésion (escarres) d'après [Reenen et al., 2008; Vink and Hallbeck, 2012].

Ce point n'a pas été prouvé pour l'instant, du fait du manque de données concernant les déformations des tissus internes. Toutefois, il y a effectivement un débat sur la pertinence des critères d'inconfort basés sur les pressions à l'interface de contact qui pourraient ne pas rendre compte de l'état des tissus mous internes.

Pour palier l'absence de bio-marqueurs permettant de détecter les grandes déformations *in vivo*, en temps réel, et donc de limiter le risque de lésions, l'équipe du TIMC de Grenoble propose dans une étude récente d'estimer les déformations internes [Luboz et al., 2017] à l'aide de modèles en éléments finis. Cette estimation, réalisée à partir de la distribution des pressions de contact, nécessite l'usage de modèles en éléments finis sujets-spécifiques. Associée à une technique de réduction ('reduced order modeling'), elle permet d'apporter des informations de manière interactive (*i.e.* en quasi temps réel).

Dans cette idée de production de bio-marqueurs numériques, le projet que j'aimerais développer par la suite consisterait à générer des courbes d'inconfort, basées sur le concept de courbes de blessures. Ces courbes d'inconfort représenteraient le risque d'inconfort en fonction de la pression maximale à l'interface de contact (Figure 1.13). L'évaluation de l'inconfort (noté 0 ou 1) serait basé sur les déformations simulées des tissus internes (en dessous ou au-dessus d'un seuil limite qui serait à établir).

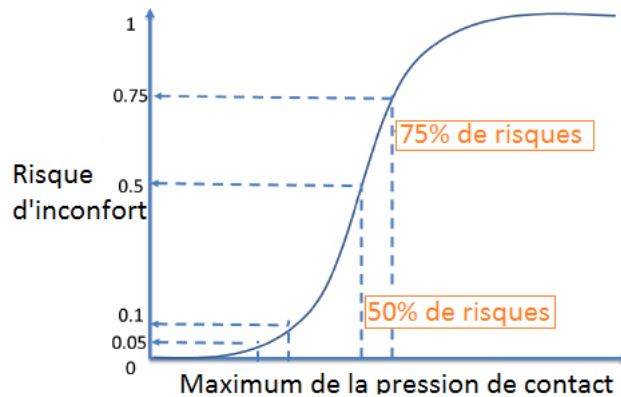


FIGURE 1.13 – Exemple de courbes de risque d'inconfort

Les étapes de ce projet seraient les suivantes.

1. Identification du **seuil limite de déformation menant à l'inconfort**. Les données acquises dans le cadre du projet SIEGES pourraient être utilisées. L'idée serait de réaliser des simulations correspondant à ces expérimentations avec des modèles personnalisés géométriquement et de lier les inconforts ressentis (collectés par des questionnaires) avec les déformations simulées dans une zone précise (inconfort ressenti et déformations simulées sous les ischions par exemple).

En effet, le lien avec l'inconfort n'a pu à ce jour être établi qu'en fonction des pressions de contact par Mergl et al [Mergl, 2005] lors de tests sur 20 participants. Or certains travaux de la littérature et les simulations réalisées dans le travail de thèse de Léo Savonnet montrent que les déformations internes

n'évoluent pas de la même façon que les pressions de contact [Oomens et al., 2013].

2. Il s'agirait ensuite de **générer une population virtuelle** d'individus variés en utilisant le modèle paramétrique réalisé dans la thèse de Léo Savonnet. Des descripteurs géométriques (taille, poids, genre) variés seraient choisis afin de générer une population incluant aussi bien des individus moyens que des individus de catégories extrêmes ($IMC \geq 30$ ou ≤ 20 , $taille \geq 185$ ou ≤ 160 , etc...). Les paramètres matériaux seraient soumis à des variations de $\pm 10\%$ par rapport au jeu de paramètres proposés dans le cadre des travaux décrits ici. Ces combinaisons de géométrie et de paramètres matériaux seraient associés pour former une population de modèles.
3. Une fois cette population générée, des simulations éléments finis avec des conditions limites représentant différentes assises, seraient réalisées. Ces conditions limites pourraient être issues de simulations multi-corps rigides réalisées avec Anybody comme dans les travaux détaillés ici. Ces simulations permettraient d'**obtenir le score d'inconfort** (1 ou 0) en fonction des déformations simulées et du seuil établi et de collecter les pressions maximales à l'interface de l'assise.

Selon les résultats, une courbe d'inconfort voire plusieurs courbes pour différentes catégories de population pourraient être obtenues et permettraient de prédire en temps réel à partir de distributions de pression facilement mesurable à l'aide de nappes de pression, le pourcentage de risque d'inconfort. Ces courbes pourraient également être comparées directement au critère de Mergl et al liant directement pression et inconfort (définis sur 20 participants) sans passer par une évaluation des déformations internes.

Ce type d'outil permettrait de s'affranchir de l'aspect subjectif des évaluations de l'inconfort par les participants et surtout d'utiliser un critère basé sur les déformations des tissus internes.

En perspective, si cette approche s'avère opérationnelle pour le complexe fesses-cuisses, des courbes d'inconfort pour différentes zones anatomiques (la pulpe du doigt notamment mais également le dos du cheval sellé, dans le cadre d'une thèse CIFRE en cours) pourraient également être développées.

Bibliographie

- Ackerman, M. (1998). The visible human project. *Proceedings of the IEEE*, 86 :504–511. [25](#)
- Beurier, G., Cardoso, M., and Wang, X. (2017). A new multi-adjustable experimental seat for investigating biomechanical factors of sitting discomfort. Technical report, SAE Technical Paper. [33](#)
- Breuls, R. G. M., Bouten, C. V. C., Oomens, C. W. J., Bader, D. L., and Baaijens, F. P. T. (2003). Compression Induced Cell Damage in Engineered Muscle Tissue : An In Vitro Model to Study Pressure Ulcer Aetiology. *Annals of Biomedical Engineering*, 31(11) :1357–1364. [36](#)
- Brosh, T. and Arcan, M. (2000). Modeling the body/chair interaction – an integrative experimental–numerical approach. *Clinical Biomechanics*, 15(3) :217–219. [31](#)
- Chamoret, D., Roth, S., Feng, Z.-Q., Yan, X.-T., Gomes, S., and Peyraut, F. (2013). A novel approach to modelling and simulating the contact behaviour between a human hand model and a deformable object. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(2) :130–140. [24](#), [25](#)
- Cheng, Z., Smith, J. A., Pelletiere, J. A., and Fleming, S. M. (2007). Considerations and experiences in developing an fe buttock model for seating comfort analysis. Technical report, SAE Technical Paper. [31](#)
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., and De Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8) :1100–1111. [34](#)
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9) :1223–1230. [32](#)
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., and Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 4 : assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & posture*, 21(2) :226–237. [34](#)
- Destrade, M., Donald, B. M., Murphy, J. G., and Saccomandi, G. (2013). At least three invariants are necessary to model the mechanical response of incompressible, transversely isotropic materials. *Computational Mechanics*, 52(4) :959–969. [25](#)
- Du, X., Jindong, R., Chunlei, S., and Lemeng, L. (2013). Simulation of the Interaction between Driver and Seat. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 26(6) :1234–1242. [31](#)
- Flanagan, J. R. and Johansson, R. S. (2002). Hand movements. *Encyclopedia of the human brain*, 2 :399–414. [24](#)
- Gefen, A., van Nierop, B., Bader, D. L., and Oomens, C. W. (2008). Strain-time cell-death threshold for skeletal muscle in a tissue-engineered model system for deep tissue injury. *Journal of Biomechanics*, 41(9) :2003–2012. [36](#)
- Greiner, T. (1991). Hand anthropometry of US army personnel. Technical Report No. TR-92/011, Army Natick Research Development and Engineering Center., MA, USA. [28](#)
- Grujicic, M., Pandurangan, B., Arakere, G., Bell, W. C., He, T., and Xie, X. (2009). Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants. *Materials & Design*, 30(10) :4273–4285. [31](#)
- Harih, G. and Dolšak, B. (2014). Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis. *Applied Ergonomics*, 45(3) :577–585. [24](#)
- Harih, G. and Tada, M. (2015). Finite element evaluation of the effect of fingertip geometry on contact pressure during flat contact. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 31(6) :n/a–n/a. [22](#), [25](#), [28](#)
- Jolivet, E., Lafon, Y., Petit, P., and Beillas, P. (2015). Comparison of kriging and moving least square methods to change the geometry of human body models. Technical report, SAE Technical Paper. [34](#)

- Lee, D., Glueck, M., Khan, A., Fiume, E., and Jackson, K. (2012). Modeling and Simulation of Skeletal Muscle for Computer Graphics : A Survey. *Found. Trends. Comput. Graph. Vis.*, 7(4) :229–276. 35
- Li, S., Zhang, Z., and Wang, J. (2013). A New Custom-Contoured Cushion System Based on Finite Element Modeling Prediction. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(4). 30
- Luboz, V., Bailet, M., Boichon Grivot, C., Rochette, M., Diot, B., Bucki, M., and Payan, Y. (2017). Personalized modeling for real-time pressure ulcer prevention in sitting posture. *Journal of Tissue Viability*. 36
- Maeno, T., Kawamura, T., and Cheng, S.-C. (2004). Friction estimation by pressing an elastic finger-shaped sensor against a surface. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 20(2) :222–228. 24
- Mergl (2005). Predicting Long Term Riding Comfort in Cars by Contact Forces Between Human and Seat. *SAE Technical Paper*. 22, 36
- Mergl, C., Anton, T., Madrid-Dusik, R., Hartung, J., Librandi, A., and Bubb, H. (2004). Development of a 3d Finite Element Model of Thigh and Pelvis. SAE Technical Paper 2004-01-2132, SAE International, Warrendale, PA. 30
- Mircheski, I., Kandikjan, T., and Sidorenko, S. (2014). Comfort Analysis of Vehicle Driver’s Seat Through Simulation of the Sitting Process. *Tehnicki Vjesnik-Technical Gazette*, 21(2) :291–298. 30
- Murphy, J. G. (2013). Transversely isotropic biological, soft tissue must be modelled using both anisotropic invariants. *European Journal of Mechanics - A/Solids*, 42 :90–96. 25
- Napier, J. R. (1956). The prehensile movements of the human hand. *Bone & Joint Journal*, 38(4) :902–913. 24
- Navacchia, A., Hume, D. R., Rullkoetter, P. J., and Shelburne, K. B. (2019). A computationally efficient strategy to estimate muscle forces in a finite element musculoskeletal model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 84 :94–102. 35
- Oomens, C. W. J., Zenhorst, W., Broek, M., Hemmes, B., Poeze, M., Brink, P. R. G., and Bader, D. L. (2013). A numerical study to analyse the risk for pressure ulcer development on a spine board. *Clinical Biomechanics*, 28(7) :736–742. 36, 37
- Perrier, A., Bucki, M., Luboz, V., Vuillerme, N., and Payan, Y. (2015). 3d musculoskeletal finite element analysis of the foot kinematics under muscle activation with and without ankle arthrodesis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 0(0) :1–2. 35
- Rasmussen, J., Tørholm, S., and de Zee, M. (2009). Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1) :52–57. 34
- Reed, M. P., Raschke, U., Tirumali, R., and Parkinson, M. B. (2014). Developing and implementing parametric human body shape models in ergonomics software. In *Proceedings of the 3rd international digital human modeling conference, Tokyo*. 33
- Reenen, H. H. H.-v., Beek, A. J. v. d., Blatter, B. M., Grinten, M. P. v. d., Mechelen, W. v., and Bongers, P. M. (2008). Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? *Ergonomics*, 51(5) :637–648. 36
- Serina, E. R., Mote, C. D., and Rempel, D. (1997). Force response of the fingertip pulp to repeated compression—Effects of loading rate, loading angle and anthropometry. *Journal of Biomechanics*, 30(10) :1035–1040. 25
- Shao, F., Childs, T. H. C., Barnes, C. J., and Henson, B. (2010). Finite element simulations of static and sliding contact between a human fingertip and textured surfaces. *Tribology International*, 43(12) :2308–2316. 24

- Shimawaki, S. and Sakai, N. (2007). Quasi-static Deformation Analysis of a Human Finger using a Three-dimensional Finite Element Model Constructed from CT Images. *Journal of Environment and Engineering*, 2(1) :56–63. [24](#), [25](#)
- Siefert, S., Pankoke, S., and Wölfel, H. (2011). Volumetric muscle approach for human-model casimir. In *Proceedings of the 1st IEA-DHM Conference*. [31](#)
- Sissler, L., Jacques, A., Rao, G., Berton, E., and Gueguen, N. (2013). A 3-D finite element model of the foot-shoe structure during a walking cycle for shoe sole design. *Footwear Science*, 5(sup1) :S36–S37. [35](#)
- Tawhai, M., Bischoff, J., Einstein, D., Erdemir, A., Guess, T., and Reinbolt, J. (2009). Multiscale modeling in computational biomechanics. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, 28(3) :41–49. [35](#)
- Telfer, S., Erdemir, A., Woodburn, J., and Cavanagh, P. (2015). Simplified versus geometrically accurate models of forefoot anatomy to predict plantar pressures : A finite element study. *Journal of Biomechanics*, 49 :289–294. [25](#)
- Then, C., Menger, J., Benderoth, G., Alizadeh, M., Vogl, T. J., Hübner, F., and Silber, G. (2008). Analysis of mechanical interaction between human gluteal soft tissue and body supports. *Technology and Health Care*, 16(1) :61–76. [36](#)
- Verver, M., van Hoof, J., Oomens, C., Wismans, J., and Baaijens, F. (2004). A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(4) :193–203. [30](#), [31](#)
- Vink, P. and Hallbeck, S. (2012). Editorial : Comfort and discomfort studies demonstrate the need for a new model. *Applied Ergonomics*, 43(2) :271–276. [36](#)
- Volpe, Y., Governì, L., and Furferi, R. (2015). A Computational Model for Early Assessment of Padded Furniture Comfort Performance. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 25(1) :90–105. [30](#)
- Wagnac, E., Aubin, C.-E., and Dansereau, J. (2008). A New Method to Generate a Patient-Specific Finite Element Model of the Human Buttocks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(2) :774–783. [30](#)
- Wagner, M. B., Gerling, M. B. E. G. J., and Scanlon, J. (2008). Validation of a 3-D Finite Element Human Fingerpad Model Composed of Anatomically Accurate Tissue Layers. In *2008 Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 101–105. [24](#), [27](#)
- Wang, Z., Wang, L., Ho, V. A., Morikawa, S., and Hirai, S. (2012). A 3-D Nonhomogeneous FE Model of Human Fingertip Based on MRI Measurements. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(12) :3147–3157. [24](#)
- Wu, J., Dong, R., Rakheja, S., and Chopper, A. (2002a). MRI-based experimentations of fingertip flat compression : Geometrical measurements and finite element inverse simulations to investigate material property parameters. *Med Eng Phys.*, 24 :253–264. [27](#)
- Wu, J. Z., Dong, R. G., Rakheja, S., and Schopper, A. W. (2002b). Simulation of mechanical responses of fingertip to dynamic loading. *Medical Engineering & Physics*, 24(4) :253–264. [24](#), [25](#)
- Wu, J. Z., Dong, R. G., Rakheja, S., Schopper, A. W., and Smutz, W. P. (2004). A structural fingertip model for simulating of the biomechanics of tactile sensation. *Medical Engineering & Physics*, 26(2) :165–175. [25](#)
- Wu, J. Z., Dong, R. G., Smutz, W. P., and Rakheja, S. (2003). Dynamic interaction between a fingerpad and a flat surface : experiments and analysis. *Medical Engineering & Physics*, 25(5) :397–406. [25](#), [26](#), [27](#)
- Wu, J. Z., Welcome, D. E., and Dong, R. G. (2006). Three-dimensional finite element simulations of the mechanical response of the fingertip to static and dynamic compressions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(1) :55–63. [24](#), [25](#)
- Yin, J., Gerling, G., and Chen, X. (2010). Mechanical modeling of a wrinkled fingertip immersed in water. *Med Eng Phys.*, 6 :1487–1496. [27](#)

Zheng, Y. P. and Mak, A. F. T. (1999). Extraction of Quasi-Linear Viscoelastic Parameters for Lower Limb Soft Tissues From Manual Indentation Experiment. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(3) :330–339. [31](#)

Chapitre 2

Pathomécanismes de l'épaule

Sommaire

2.1	Modélisation du complexe de l'épaule	45
2.1.1	Cinématique de l'épaule	45
2.1.2	Modélisation multi-corps	45
2.2	Biomécanique de l'épaule des musiciens	47
2.2.1	Contexte	47
2.2.2	Protocole expérimental	47
2.2.3	Résultats	49
2.2.4	Discussion	52
2.2.5	Perspectives	53
2.3	Biomécanique de l'épaule subluxée postérieure	54
2.3.1	Contexte	54
2.3.2	Protocole	55
2.3.3	Analyse des données	55
2.4	Projet : vers une meilleure compréhension des pathomécanismes de l'épaule	57
2.4.1	Contexte et objectif	57
2.4.2	État de l'art	57
2.4.3	Approches	58
	Bibliographie	60

Dans le cadre de mes travaux de thèse et de post-doctorat, j'ai pu m'intéresser au complexe de l'épaule dans un contexte de biomécanique des chocs avec un objectif de prédiction des blessures liées à un impact latéral (modélisation en éléments finis [ACL 13, ACL 14, ACL 19] et expérimentation en dynamique jusqu'à rupture [ACL 17, ACL 18]).

Par la suite, en abordant la biomécanique associée au mouvement, j'ai continué à travailler sur le complexe de l'épaule, cette fois avec des modèles multi-corps rigides et des expérimentations avec participants volontaires. Mes principaux axes de recherche ont d'abord été d'aller vers une modélisation plus réaliste du complexe de l'épaule et l'évaluation de méthodes de mesure de la cinématique de cette articulation (Section 2.1). Le principal enjeu était de réussir à mesurer la cinématique de la scapula (communément appelée omoplate) à partir de marqueurs positionnés sur la peau, alors que le glissement de cet os sous la peau génère des artefacts des tissus mous conséquents (jusqu'à 8.7cm selon Matsui et al. [2006]). Le second enjeu a ensuite été de proposer des contraintes cinématiques biofidèles pour modéliser les articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique.

Forte de ces expériences de modélisation, mes axes de recherche s'orientent maintenant vers la prédiction des pathomécanismes (phénomènes mécaniques à l'origine de pathologies) menant à des TMS de l'épaule (Sections 2.2 et 2.3).

La pénibilité d'une tâche peut être calculée en fonction des caractéristiques posturales : la proximité des

butées articulaires est notamment étudiée pour le membre supérieur dans le score RULA (Rapid Upper Limb Assessment [McAtamney and Corlett, 1993]), ainsi que le positionnement des articulations les unes par rapport aux autres (exemples de positions critiques : main au dessus de la tête, coude au dessus du niveau de l'épaule).

Des facteurs de risques permettant de caractériser les configurations à risque de TMS ont également été identifiés. Ces facteurs de risques ont été déterminés à partir d'observations ou de l'épidémiologie ; ils mettent en évidence que les conditions suivantes sont à risques : tâches répétitives, charges soulevées et efforts exercés importants [Punnett and Wegman, 2004]. De façon plus spécifique, une analyse de chaque tâche peut aider à identifier quelles sont les configurations à éviter. Pour une tâche d'emmanchement de tubes pneumatiques, par exemple, nous avons pu au sein de l'équipe ergonomie évaluer l'influence d'éléments inhérents à la tâche (diamètre du tube à emmancher, localisation du trou d'emmanchement, port de gants...) [ACL 12].

Toutefois, si les situations et paramètres à risque sont identifiées, il est toujours difficile de comprendre le mécanisme qui va initier les lésions. Dans ce contexte, j'ai participé à plusieurs projets visant à mieux appréhender les pathomécansismes menant aux TMS de l'épaule :

- Un projet expérimental portant sur les violonistes, une population à risque de TMS du membre supérieur, qui m'a permis de mener une analyse détaillée de la cinématique et de l'activité musculaire de leur bras droit (bras d'archet).
- La mise en place d'un protocole pour l'étude de patients souffrant d'une forme particulière d'arthrose de l'épaule (omarthrose subluxée postérieure) et le projet de modélisation associé qui m'a permis de débiter l'analyse des pathomécansismes sous-jacents.

Ainsi dans ce chapitre, je détaillerai tout d'abord brièvement mes activités de modélisation puis pour la prédiction des pathomécansismes, j'évoquerai l'étude réalisée sur les violonistes et l'étude portant sur l'omarthrose qui sera associée à mon projet de recherche sur cette thématique (Section 2.4).

2.1 Modélisation du complexe de l'épaule

2.1.1 Cinématique de l'épaule

Pour aller vers une modélisation plus réaliste de la cinématique d'une articulation, il est tout d'abord nécessaire de mieux connaître le comportement de cette articulation et de s'intéresser aux méthodes de mesures de sa cinématique. J'ai réalisé plusieurs études dans cet objectif.

- Une première étude de la cinématique de l'épaule a été réalisée sur sujets cadavériques, à l'aide de données collectées à l'Université de Virginie (USA) lors de mon post-doctorat [COM 7]. Les études *ex vivo* ont l'avantage de permettre de visser directement les tiges équipées de marqueurs dans les os et permettent donc de s'affranchir des artefacts des tissus mous. Par contre ces méthodes invasives peuvent rarement être reproduites sur sujets volontaires (il est à noter que l'équipe du S2M à Montréal, UdeM, dispose de ce type de données [Dal Maso et al., 2014]).
- Une seconde étude m'a permis d'évaluer une méthode non-invasive permettant l'acquisition de la position de la scapula. Cette étude a été réalisée en collaboration avec le LBM (Ensam Paris Tech) et le LIO (Montréal) [ACL 10, COM 28]. La méthode de référence était basée sur la reconstruction 3D de modèles de l'épaule à partir d'imagerie bi-planaire basse dose (système EOS). La méthode évaluée était l'usage d'un cluster de marqueurs collés sur l'acromion (Figure 2.1), surface plane de la scapula où les artefacts des tissus mous sont minimaux. Cette méthode montre des résultats très performants pour des élévations du bras inférieurs à 90° par rapport à la verticale (*i.e.* posture anatomique).



FIGURE 2.1 – Illustration d'un cluster de marqueurs collé sur l'acromion.

- Enfin une étude portant sur la mesure de la cinématique du membre supérieur à l'aide de capteurs inertiels [ACL 11, COM 26] a été réalisée en collaboration avec l'INRS, département Homme au travail. Cette étude méthodologique a permis d'établir les conditions idéales d'usage des capteurs inertiels en termes de calibration. Elle a ensuite été valorisée par des mesures sur le terrain pour tester sa fiabilité dans un environnement perturbé (matériaux ferreux) [COM 21] et par le développement d'un outil permettant d'évaluer la position de la main d'un opérateur [COM 22].

2.1.2 Modélisation multi-corps

Du point de vue de la modélisation, il existe à l'heure actuelle de nombreux modèles multi-corps rigides du membre supérieur [ACL 4]. L'influence des paramètres de ces modèles, notamment dans la réduction des artefacts des tissus mous par optimisation cinématique multi-corps, a été étudiée dans le cadre du post-doctorat d'A El Habachi [COM 5] et en collaboration avec l'équipe du S2M de Montréal à l'UdeM [ACL 5]. Les modèles existants dans la littérature tentent d'intégrer des contraintes cinématiques biofidèles. Dans cet objectif, mes contributions ont concerné la modélisation des articulations glénohumérale et scapulothoracique.

- L'articulation glénohumérale est communément représentée par une liaison parfaite de type rotule. Or cette articulation possède pourtant des degrés de liberté en translation : quelques millimètres pour l'épaule saine et potentiellement plus pour l'épaule lésée sujette à des subluxations ou luxations. Dans le cadre du post-doctorat d'A El Habachi au LBMC, une modélisation de l'épaule intégrant des degrés de liberté en translation au niveau glénohuméral [ACL 8] a été proposée. Pour se faire, la distance entre le centre de la tête humérale et le centre de la glène a été imposée comme constante (Figure 2.2).

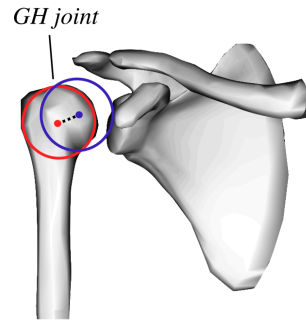


FIGURE 2.2 – Articulation glénohumérale modélisée par un contact sphère-sphère (post doctorat A El Habachi) Illustration provenant de [ACL 4].

- L'articulation scapulothoracique n'est pas toujours représentée, notamment dans les modèles visant des applications ergonomiques (RAMSIS, Human Builder par exemple). Sa modélisation est complexe, mais un contact d'un ou plusieurs point sur une ellipsoïde [ACL 5] est souvent proposé (Figure 2.3). En collaboration avec le S2M à Montréal [ACL 6], une étude nous a permis d'évaluer l'efficacité de différentes modélisations du membre supérieur et de l'articulation scapulothoracique en termes de réduction des artefacts des tissus mous au niveau de la scapula. Il s'est avéré qu'une chaîne fermée intégrant une articulation scapulothoracique donnait les meilleurs résultats. Des conclusions ont également pu être tirées sur la méthodologie de construction de l'ellipsoïde représentant le thorax.

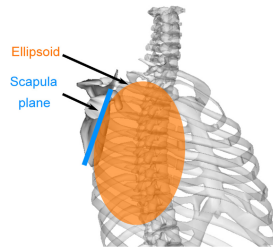


FIGURE 2.3 – Articulation scapulothoracique : représentation du plan scapulaire et du thorax à l'aide d'une ellipsoïde. Illustration provenant de [ACL 5].

2.2 Biomécanique de l'épaule des musiciens

L'étude décrite dans cette section a été initiée par des discussions avec un archetier français qui s'intéressait au lien entre l'archet et la détente musculaire (propice à une meilleure production sonore selon lui). Après cette amorce, les essais décrits ci-dessous ont eu lieu à l'Université de Montréal, au département de Kinésiologie dans l'équipe S2M (Simulation du Mouvement et Modélisation) dirigée par Mickaël Begon, au sein de laquelle j'ai travaillé en 2016 – 17 lors de mon congé recherche. C'est pour cette étude que j'ai obtenue en 2017 le Prix du Jeune Chercheur de la Société de Biomécanique.

2.2.1 Contexte

Plus des trois quarts des musiciens souffrent de TMS liés à la pratique musicale. Au sein de cette population, les musiciens à cordes frottées sont particulièrement à risque de blessures au niveau du membre supérieur [Ackermann et al., 2002; Roset-Llobet et al., 2000]. Ils ont en effet un taux de blessures supérieur à la moyenne : 9.7 contre 8.3 blessures pour 100 musiciens par an [Cayea and Manchester, 1998]. En ce qui concerne l'exposition aux facteurs de risque ergonomiques associés aux TMS des membres supérieurs, les musiciens à cordes frottées présentent des scores RULA plus élevés par rapport aux musiciens pratiquant des instruments à vent, bois et cuivres [Kaufman-Cohen and Ratzon, 2011]. Les instrumentistes à cordes frottées souffrent principalement de douleurs à l'épaule et au cou [Moraes and Antunes, 2012]. En particulier, l'épaule droite (*i.e.* épaule du bras tenant l'archet) est la région affectée pour 37.1% des violonistes, 31.3% des altistes, 31.8% des violoncellistes et 40.0% des contrebassistes [Ajidahun et al., 2017]. Ces TMS de l'épaule droite pourraient être attribués aux mouvements répétitifs et précis réalisés par ces musiciens, mais ce point nécessite une analyse quantitative afin d'obtenir une meilleure compréhension des conditions d'occurrence de ces TMS.

Dans leur revue systématique sur la biomécanique des musiciens à cordes frottées, Kelleher et al. [Kelleher et al., 2013] ont rapporté 34 études récentes, dont la plupart (25 études) concernent les violonistes mais dont seulement 7 s'intéressent spécifiquement au bras d'archet. La cinématique de l'articulation du bras droit a été pour l'instant décrite en 2D, *i.e.* dans le plan [Konczak et al., 2009; Tulchinsky and Riolo, 1994; Turner-Stokes and Reid, 1999; Yagisan et al., 2009] ou à l'aide d'ensembles d'angles articulaires 3D [Shan and Visentin, 2003; Shan et al., 2012, 2007]. En termes d'activité musculaire, Berque et Gray [Berque and Gray, 2002] ont étudié les mesures électromyographiques (EMG) des muscles du bras d'archet à l'aide d'électrodes de surface. Une seule étude [Shan et al., 2004] a étudié simultanément la cinématique et les activités musculaires, soulignant la pénurie d'études approfondies sur la biomécanique du bras d'archet.

Ainsi, l'objectif de la présente étude était tout d'abord de quantifier la biomécanique du bras d'archet en termes de cinématique et d'activité musculaire pour différents tempi, cordes jouées et style de jeu (*legato* ou *spiccato*, *i.e.* un jeu très lié ou un jeu sautillé). Mais également de réaliser une analyse de la variabilité intra et inter-sujets des angles articulaires et des activités musculaires afin de comprendre les stratégies adoptées par le violoniste et leurs conséquences en termes de risque d'occurrence de TMS.

2.2.2 Protocole expérimental

Expérimentations

Neuf violonistes experts (8 femmes et 1 homme) ont été recrutés pour cette étude (28.1 ± 7.9 ans, 58.8 ± 8.2 kg, 160.9 ± 5.5 cm, 21.1 ± 9 ans de pratique). Ils ont donné leur consentement éclairé avant les expériences (Accord éthique 17-018-CERES-D, Université de Montréal, Canada).

Les violonistes étaient équipés de marqueurs collés sur la peau et d'électrodes EMG (6 paires d'électrodes de surface et 3 paires d'électrodes intra-musculaire) sur les principaux muscles de l'épaule (Figure 2.4). Les participants ont effectué des contractions volontaires isométriques maximales (MVC) pour chaque muscle [Dal Maso et al., 2016]. Puis, les violonistes ont dû jouer un morceau de musique composé spécialement pour la présente étude (Figure 2.6) avec 18 configurations d'archet différentes, dans un ordre aléatoire. La pièce incluait un thème musical identique, joué *spiccato* et *legato* sur les cordes graves (sol-ré), puis sur les cordes aigus (mi-la). De plus, elle était jouée à des tempi de 60 et de 120. Les 18 configurations d'archet ont été réalisées en générant 3 cambres différents (A, V, S, Figure 2.5) et pour chaque cambre 6 configurations étaient générées par l'addition de petites masses de 1 ou 2 g au niveau du talon (*i.e.* l'extrémité de l'archet proche la main) et de 1 g à la pointe (*i.e.* l'extrémité distale) du même archet (Figure 2.5). Ici, seules les 6

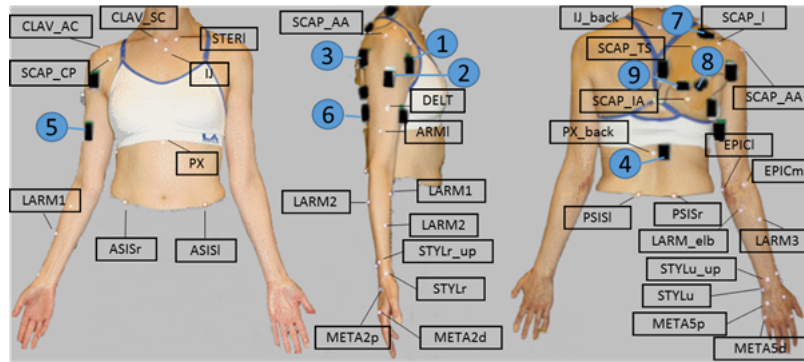


FIGURE 2.4 – Participant équipé avec marqueurs réfléchissants et EMG.

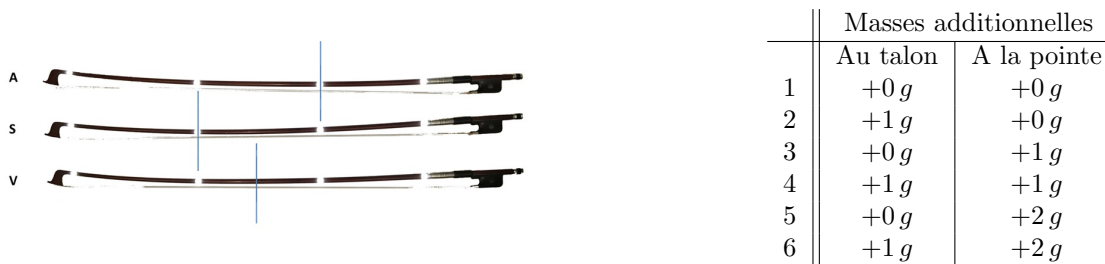


FIGURE 2.5 – Illustrations des 3 cambres réalisées et description des 6 configurations générées par ajout de masses. (A=cambre avec courbure maximale proche du talon, correspondant à une courbure pour archet de violoncelle; V=cambre avec courbure maximale approximativement au centre de l'archet, le plus usité actuellement; S=cambre avec courbure maximale proche de la pointe, correspondant à une courbure d'archets anciens.)

configurations issues du cambre V ont été analysées.

Les trajectoires des marqueurs cutanés ont été recueillies à l'aide d'un système d'analyse de mouvement optoélectronique (Vicon, Oxford Metrics Ltd. Oxford, Royaume-Uni). L'activité musculaire a été mesurée avec un dispositif EMG sans fil (Trigno, Delsys Inc., Boston, MA). A la suite de chaque performance avec une configuration d'archet, les participants étaient amenés à donner une appréciation de l'archet dans la configuration testée. Ils donnaient 3 appréciations : une appréciation spiccato, une appréciation legato (*i.e.* aisance à jouer dans ces modes de jeu avec cet archet) et une appréciation générale.

Traitement des données

Un modèle cinématique de 7 segments, à 17 degrés de liberté, a été personnalisé pour chaque participant [Jackson et al., 2013; Laitenberger et al., 2015]. Cette modélisation est proche de celle proposée par A El Habachi [ACL 8]. La cinématique articulaire a été reconstruite à l'aide d'un filtre de Kalman étendu [Fohanno et al., 2014]. Ici seuls les angles thoracohuméraux ainsi que flexion et prono-supination du coude seront détaillés. Les données EMG ont été filtrées et normalisées par rapport à la valeur maximale des essais MVC.

Statistiques

La moyenne, l'écart type et les variabilités inter et intra-sujets ont été calculés sur les angles articulaires et les EMG RMS de chaque muscle pour chaque participant, aux tempi de 60 et 120. La variabilité intra-sujet a été calculée comme la moyenne de l'écart-type des six performances répétées, pour chaque sujet. La variabilité inter-sujets a été calculée comme la moyenne de l'écart type de la première performance des 9 sujets. Pour déterminer les interactions entre le tempo, les cordes et le style de jeu sur l'ensemble des courbes temporels de la cinématique et de l'activité musculaire, une cartographie paramétrique statistique, *splm1d* Matlab, a été appliquée [Pataky, 2010]. Ensuite, les analyses statistiques ont consisté en une ANOVA non paramétrique à 3 entrées avec mesures répétées appliquées à l'ensemble de données de cinématiques et d'EMG ($p > 0,5$).

S2M Lab Theme
Une musique de recherche Benjamin Michaud & Sonia Duprey

$\text{♩} = 60 / \text{♩} = 120$

G-D strings, legato 

G-D strings, spiccato 

A-E strings, legato 

A-E strings, spiccato 

E string, legato 

E string, spiccato 

FIGURE 2.6 – Pièce de musique jouée par les violonistes participants (G-D=sol-ré ; A-E=la-mi ; E=mi)

2.2.3 Résultats

Les variabilités intra-sujets étaient inférieures à 5.7° et 4.8° pour les angles des membres supérieurs et inférieures à 2.5% et 2.9% de MVC aux tempi 60 et 120 respectivement (Tableaux 2.1, 2.2, Figures 2.8, 2.9). La variabilité inter-sujets était de 16.5° et 15.8° pour les angles et de 10% et 11.2% de MVC pour les EMG aux tempi 60 et 120, respectivement (Tableaux 2.1, 2.2, Figures 2.8, 2.9).

Des interactions triples significatives ont été trouvées entre le tempo, la corde et le style de jeu pour tous les angles thoracohuméraux et pour la prono-supination du coude. Cependant, aucune interaction triple n'a été trouvée pour les angles de flexion du coude. Pendant l'exécution de la pièce musicale, le *tempo* a influencé l'amplitude de mouvement de l'angle de flexion du coude pendant les sections legato (sections 1, 3 et 5) : des mouvements plus amples sont effectués au tempo le plus bas (Figures 2.8). Jouer sur différentes cordes a influencé l'élévation négative thoracohumérale : les sections 1 et 2 (cordes basses) présentaient des angles plus bas que les sections 3 à 6 (cordes hautes) indiquant une élévation plus élevée du bras. Enfin, le style de jeu a influencé la flexion du coude avec une plus grande quantité de mobilité pour les sections legato (1, 3 et 5) que pour les sections spiccato (2, 4 et 6).

En ce qui concerne les activations musculaires, les interactions triples n'ont été trouvées que pour le triceps. Pour les interactions simples, il est apparu que le jeu de cordes avait une influence sur les activations des 3 deltoïdes et du sous-scapulaire. Le tempo a eu un effet sur la plupart des muscles : les activations des muscles deltoïdes postérieur et médian, du biceps brachial, du supraspinatus, de l'infraspinatus et du sous-scapulaire. Le style de jeu n'a eu d'influence que sur les activations du deltoïde médian et, lors de la dernière section (sur la corde la plus haute), sur les activations du deltoïde postérieur et du biceps brachial.

Les activations musculaires moyennes étaient généralement inférieures à 10% de MVC à l'exception des activations du muscle infraspinatus (Figure 2.7).

			Angles TH		Angles Coude		
			PE	EN	RA	FE	PS
Variabilité intra-sujet	60	Moyenne	5.7	2.9	2.7	4.8	4.2
		Ecart type	2.6	0.8	1.1	1.9	1.1
	120	Moyenne	4.8	2.4	2.6	4.0	3.7
		Ecart type	2.0	0.6	1.1	1.4	1.3
Variabilité inter-sujet	60	Moyenne	16.5	9.3	12.3	13.5	14.7
		Ecart type	1.1	0.3	0.3	0.8	0.5
	120	Moyenne	15.8	8.9	12.3	13.2	13.8
		Ecart type	0.2	0.2	0.8	0.7	0.4

TABLEAU 2.1 – Variabilités intra et inter-sujet pour les angles thoraco-huméraux (en degrés) au *tempi* 60 et 120. Avec TH=thoracohuméraux, PE=plan d'élévation; EN=élévation négative, RA=rotation axiale, FE=flexion-extension, PS=prono-supination

			1	2	3	4	5	6	7	8	9
Variabilité intra-sujet	60	Moyenne	2.5	1.0	0.6	1.8	1.3	0.7	1.3	1.6	0.6
		Ecart type	1.0	0.4	0.3	0.9	0.8	0.5	1.1	1.1	0.4
	120	Moyenne	2.9	1.1	1.0	2.0	1.7	0.8	1.6	2.3	0.7
		Ecart type	1.6	0.4	0.3	0.8	0.8	0.4	1.3	2.1	0.3
Variabilité inter-sujet	60	Moyenne	6.4	2.5	1.4	5.7	4.1	1.4	5.2	10.0	5.4
		Ecart type	0.4	0.2	0.0	0.4	0.1	0.2	0.3	0.6	0.2
	120	Moyenne	6.9	3.1	2.1	5.8	4.9	2.0	5.9	11.2	5.2
		Ecart type	0.9	0.2	0.2	0.4	0.3	0.2	0.2	1.2	0.1

TABLEAU 2.2 – Variabilités intra et inter-sujet pour les EMG (en pourcentage de MVC) aux *tempi* 60 et 120. Avec 1=deltoïde antérieur, 2=deltoïde médian, 3=deltoïde postérieur, 4=trapèze inférieur, 5=biceps brachialis, 6=triceps brachialis, 7=supra-spinatus, 8=infraspinatus, 9=subscapularis

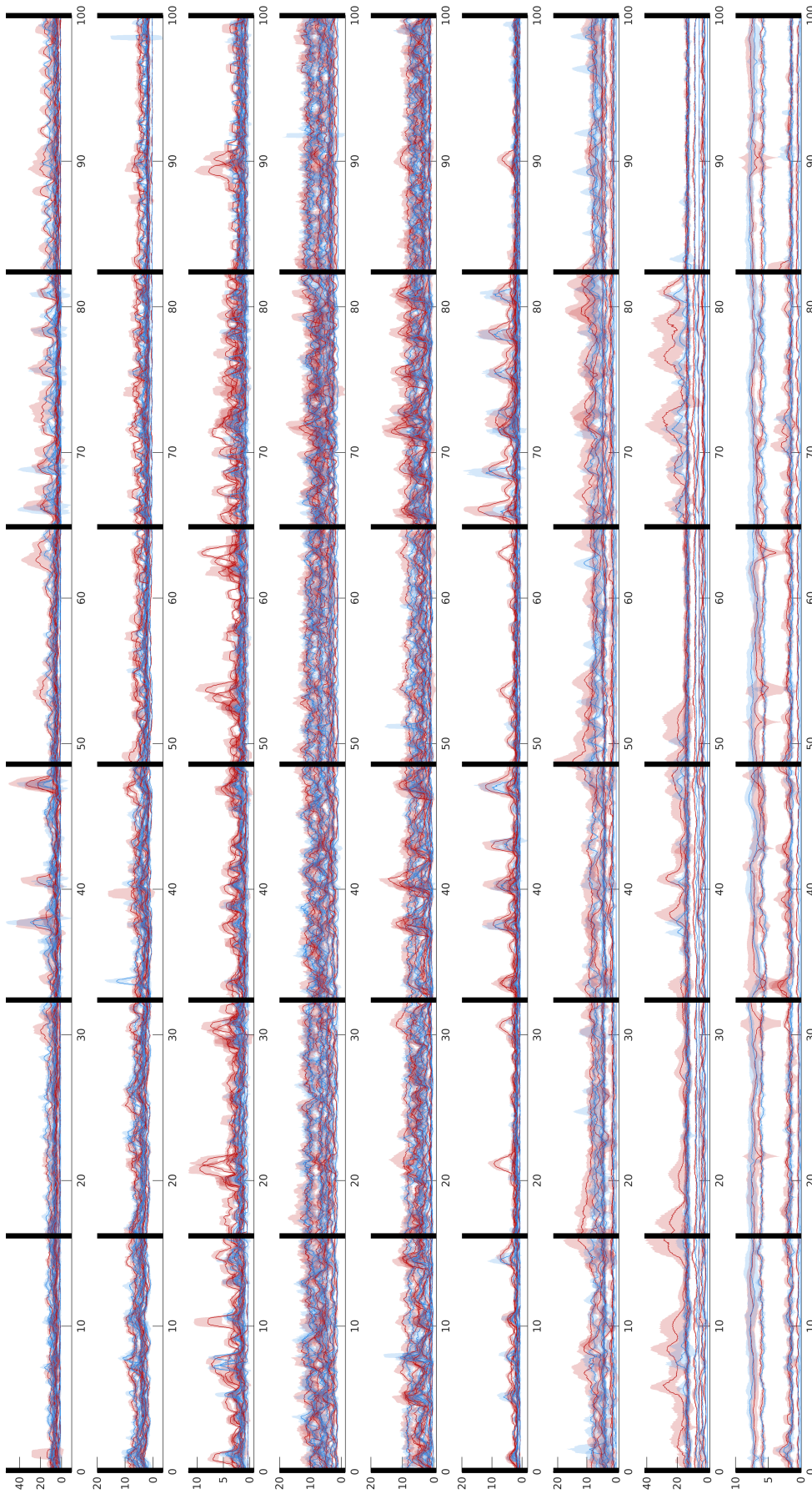


FIGURE 2.7 – RMS EMG pour les 9 participants représentés pour les 6 sections de musique, aux tempi 60 (bleu) et 120 (rouge) pour les 9 muscles suivant : 1=deltoïde antérieur, 2=deltoïde médian, 3=deltoïde postérieur, 4=trapeze inférieur, 5=biceps brachialis, 6=triceps brachialis, 7=supra-spinatus, 8=infraspinatus, 9=subscapularis)

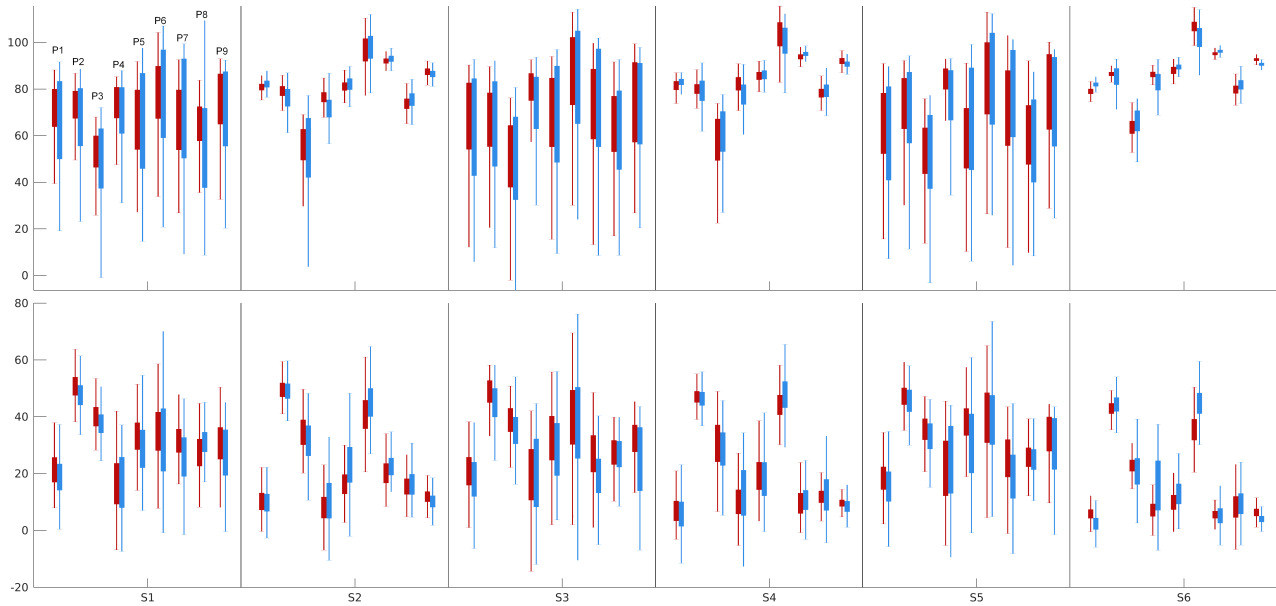


FIGURE 2.8 – Boîte à moustaches des angles du coude (flexion-extension, pronation-supination) en degrés pour les 9 participants (P1 à P9) sur les 6 sections de musique (S1 à S6), aux tempi 60 (bleu) et 120 (rouge).

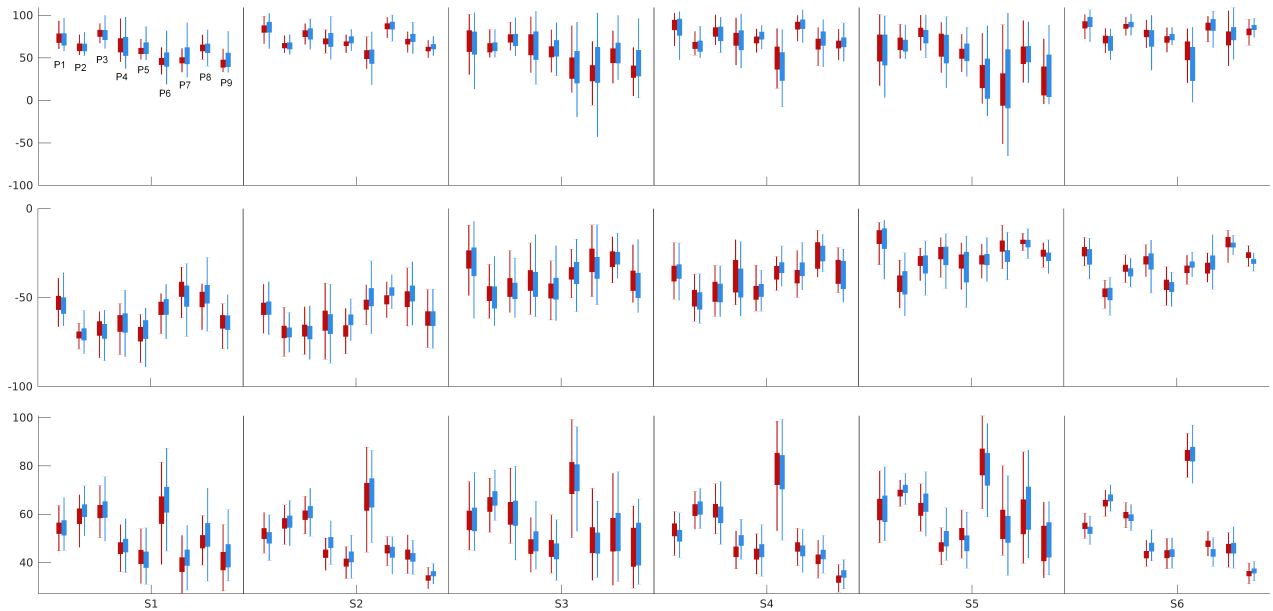


FIGURE 2.9 – Boîte à moustaches des angles thoraco-huméraux (plan d'élevation, élévation négative et rotation axiale) en degrés pour les 9 participants (P1 à P9) sur les 6 sections de musique (S1 à S6), au *tempi* 60 (bleu) et 120 (rouge).

2.2.4 Discussion

Les faibles variabilités intra-sujet obtenues montrent que les instrumentistes exploitent une unique stratégie cinématique et musculaire, alors que les variabilités inter-sujets plus élevées démontrent que différentes stratégies de jeu existent pourtant. Le fait que les violonistes n'exploitent qu'une unique stratégie cinématique est probablement dû à l'enseignement de la pratique musicale centré sur une grande maîtrise du geste et de la posture. Nous avons pu constater que les instrumentistes ne tirent pas non plus partie de la redondance musculaire (faible variabilité intra-sujet) qui pourrait leur permettre de varier le recrutement musculaire.

Ainsi ces faibles variabilités sont probablement la cause de leur nombreux TMS, compte-tenu du fait que les activations musculaires restent faibles. La répétitivité serait donc la cause d'apparition des TMS.

En termes d'activation musculaire, des effets simples (c'est-à-dire sans interactions entre tempo, corde et style de jeu) de ces paramètres ont été mis en évidence. Tout d'abord, l'influence de la corde jouée sur les muscles deltoïde et sous-scapulaire est apparue. Cela peut s'expliquer par l'implication de ces muscles lors de l'abduction et de l'adduction du bras nécessaire lors de l'élévation du bras [Liu et al., 1997]. Ensuite, un effet du tempo sur le biceps, les muscles de la coiffe des rotateurs (deltoïde postérieur, supraspinatus, infraspinatus et subscapularis) a également été montré. Cela peut s'expliquer par l'implication du biceps dans l'extension du coude, un rythme plus élevé de flexion-extension du coude conduisant ainsi à une plus grande activation du biceps ainsi que par un besoin accru de stabilité au niveau de l'épaule (pris en charge par les muscles de la coiffe des rotateurs). L'activation plus élevée des muscles de la coiffe des rotateurs peut être due à un besoin accru de stabilité de l'épaule à un tempo élevé.

En conclusion, pour limiter la fatigue, les violonistes pourraient envisager de ne pas rester longtemps sur les cordes les plus basses, et pourraient s'entraîner à un tempo modéré, en conservant le tempo le plus élevé possible pendant de courtes périodes.

2.2.5 Perspectives

Les perspectives sont multiples. Il s'agira tout d'abord de continuer cette analyse en incluant les 2 autres cambres testés (et donc 12 configurations en plus), ce qui permettra d'avoir une meilleure puissance statistique. Pour compléter l'analyse des activités musculaires, les synergies seront calculées et analysées afin de dégager les stratégies d'activation et évaluer si ces stratégies sont communes à tous les participants.

D'autre part, une analyse statistique des appréciations données par les instrumentistes aux configurations d'archets est en cours (Master d'Aurélié Tomezzoli), ainsi qu'une analyse de la performance sonore. La performance sera étudiée de façon qualitative (écoute et évaluations par des experts) et de façon quantitative à l'aide de critères acoustiques en utilisant la *TimbreToolBox* développée sous Matlab [Peeters et al., 2011]. Le but sera d'étudier les corrélations potentielles entre la configuration d'archet, l'appréciation donnée et la qualité sonore obtenue.

Comme les différentes configurations d'archet n'ont pas eu pour résultat de faire varier la cinématique du bras d'archet, il est attendu qu'elles devraient générer différentes qualités sonores sur lesquelles seraient basées les appréciations des violonistes.

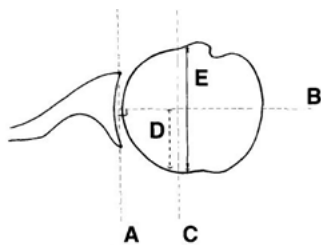
2.3 Biomécanique de l'épaule subluxée postérieure

Dans un contexte clinique, les chirurgiens du Centre Orthopédique P Santy, ont sollicité le LBMC afin de mieux comprendre les mécanismes à l'origine de l'omarthrose subluxée postérieure.

2.3.1 Contexte

L'arthrose se manifeste par une dégradation du cartilage accompagnée de douleurs au niveau des articulations. On distingue deux sortes d'arthrose : l'arthrose primitive (ou primaire) et l'arthrose dite secondaire dont les causes peuvent être identifiables et diverses (morphologiques, traumatismes ou microtraumatismes répétés ...). L'arthrose primitive, dont les causes sont méconnues, est une maladie à part entière. L'omarthrose correspond à une arthrose de l'articulation gléno-humérale. L'omarthrose, centrée ou excentrée, touche généralement le sujet de plus de 55 ans. L'arthrose primitive de l'épaule représente 3% des cas d'arthrose. Une forme spécifique est rencontrée chez le sujet jeune (moins de 55 ans), l'omarthrose primitive subluxante postérieure. Cette dernière s'associe à une subluxation postérieure de la tête humérale par rapport à la glène [Walch et al., 2002, 1999].

La subluxation est une luxation incomplète caractérisée par le déplacement d'un seul des deux os composant une articulation. On définit la subluxation à l'aide de l'index de sub-luxation suivant : $I_{sub} = \frac{D}{E}$ (où E et D sont définis sur la figure 2.10).



- A est la ligne tangente aux bords antérieur et postérieur de la glène
- B est la bissectrice de la cavité glénoïdienne
- C est la droite parallèle à A délimitant le tiers médial (partant de l'extrémité proche de la glène) de la tête humérale
- D est la distance alignée sur C entre B et le bord postérieur
- E est donc la distance entre les deux points issus du croisement de C avec le contour de la tête humérale

FIGURE 2.10 – Définition des éléments permettant de décrire la luxation gléno-humérale

Trois cas sont à retenir [Walch et al., 1998] :

- Si I_{sub} est inférieur à 45%, on parle de subluxation antérieure ;
- Si I_{sub} est compris entre 45% et 55%, on parle d'une tête humérale centrée ;
- Si I_{sub} est supérieur à 55%, on parle de subluxation postérieure.

La physio-pathologie de la subluxation postérieure n'est pas clairement définie dans la littérature [Walch et al., 2002]. De plus, chez la population jeune, l'échec des prises en charge médicales et chirurgicales rendent cette pathologie difficile à appréhender [Walch et al., 1998]. En effet, dans le cas de l'omarthrose subluxante postérieure, la chirurgie réparatrice ne résout pas le problème : un chargement toujours excentré de la tête humérale peut mener au descellement de la prothèse. Ainsi, la compréhension de la physio-pathologie de l'omarthrose subluxante postérieure est un prérequis indispensable à la mise en place d'une solution thérapeutique efficace, tant au niveau médical pour définir un protocole de rééducation, que chirurgical pour la compréhension des échecs des diverses alternatives actuellement proposées.

L'hypothèse de travail de cette étude est que l'initiation de cette pathologie est due à une malposition de la scapula sur le thorax qui entrainerait un transfert de la force de contact glénohumérale produite par les actions musculaires sur la partie postérieure de la glène. En d'autres termes, les patients développant une arthrose subluxante postérieure seraient des patients dont la scapula resterait en position postérieure (position de la scapula bras le long du corps) lors de l'élévation du bras.

Si cette hypothèse est vérifiée, à savoir la corrélation entre une malposition de la scapula et l'omarthrose sub-luxante postérieure, il sera possible de détecter et traiter les patients susceptibles de développer cette arthrose avant le début de l'usure de l'articulation. Ceci permettrait à la fois d'éviter les opérations chirurgicales (l'arthroplastie) et d'améliorer les conditions de vie des patients.



FIGURE 2.11 – Illustration d'un scapula locator

De plus, ceci aurait un impact sociétal sur la vie des patients (ces troubles étant à la fois source de gêne fonctionnelle et de douleur et pouvant être très incapacitants), mais également un impact économique (réduction des journées d'arrêt de travail, réduction des coûts de traitement...). L'arthrose est en effet un problème de santé publique majeur, générant des coûts sociaux-économiques importants [Bitton, 2009].

2.3.2 Protocole

Dans ce contexte, un protocole expérimental a été mis en place afin de tester un groupe de patients et un groupe contrôle lors de tâches d'élévation du bras afin de pouvoir confirmer ou infirmer l'hypothèse de travail suivante : l'initiation de l'omarthrose subluxée postérieure est due à une malposition de la scapula sur le thorax conduisant à un chargement postérieur de l'humérus sur la glène.

Les participants sont positionnés debout et doivent réaliser des postures avec une élévation du bras inférieure à 90° (20° , 45° , 70° , 90° en flexion et scaption, ainsi que des postures en rotation interne et externe maximale). La mesure de la cinématique est réalisée avec un système TrakSTARTM (Ascension Technology Corporation, USA). Ce système est composé d'une antenne, d'un boîtier d'acquisition et de quatre capteurs. Trois capteurs sont destinés à être placés sur la peau des participants (à l'aide de scotch hypoallergénique) sur le sternum, sur l'humérus et sur un gabarit appelé 'scapula locator' permettant de faciliter la palpation de la scapula [Johnson et al., 1993] (Figure 2.11). Il est ajusté à la géométrie de la scapula de tous les participants (groupe contrôle de 12 participants et groupe de 12 patients). Le quatrième capteur est inclus dans un stylet de palpation. Il permet de repérer les repères osseux suivants :

- Sur l'humérus : épicondyle médial (EM), épicondyle latéral (EL).
- Sur le thorax : Incisura Jugularis (IJ), Processus Xyphoid (PX), vertèbres C7 et T8.
- Sur la scapula : Angulus Acromialis (AA), Angulus Inferior (AI), Trigonum Spinae (TS).
- Sur les deux clavicules : articulation AcromioClaviculaire (AC).

Les mesures avec le TrakSTAR repose sur la création d'un champ électromagnétique entre une antenne et des capteurs. Dans notre cas, le champ magnétique possède une surface de 10 à 15 m^2 et fournit des données sur la localisation des capteurs en trois dimensions et leurs orientations. L'usage d'un système magnétique impose que les risques de perturbations liées à la présence d'éléments ferreux ou de forte tension doivent être évités.

2.3.3 Analyse des données

Dans un second temps, l'analyse des données est effectuée avec un programme développé sous Matlab qui calcule les angles articulaires. Le logiciel Anybody (Anybody Technology, Aalborg) permet, à partir de ces angles articulaires, d'estimer les efforts musculaires du membre supérieur des participants. Les angles articulaires mesurés et les forces (articulaires et musculaires) estimées aux différentes élévations du bras seront enfin exportés dans un logiciel de statistique (R ou Matlab). Les écarts entre les valeurs d'angle et de force aux différentes élévations du bras sont ensuite testés 2 à 2 (patients vs. participants du groupe contrôle) avec un test de rang signé de Wilcoxon. Du fait des multiples (N) tests signés de rang de Wilcoxon, une correction (Bonferroni) est apportée : le seuil de significativité est de $0.05/N$ (seuil de significativité à 5%). De plus, les écarts RMS (Root mean square) sont calculés pour chaque mouvement (flexion, scaption, rotation interne-externe). Le critère d'évaluation est défini à partir de ces écarts RMS : toute différence de plus de 20°

RMS sur au moins une des rotations de la scapula par rapport au thorax (lors des 3 mouvements) confirme l'hypothèse de malposition de la scapula sur le thorax.

Cette étude expérimentale est en cours et constitue la base d'un projet de recherche de modélisation, SHOUPING (SHOUlder Pathomechanisms in silico INvestiGations), déposé à l'ANR en tant que jeune chercheuse afin de décrypter les pathomécanismes menant à l'omarthrose subluxée postérieure. Ce projet est détaillé dans la section suivante.

2.4 Projet : vers une meilleure compréhension des pathomécanismes de l'épaule

2.4.1 Contexte et objectif

En raison de la complexité biomécanique et anatomique de l'épaule, les cliniciens ne sont toujours pas en mesure de comprendre complètement l'étiologie de la plupart des troubles de l'épaule. Pour mieux comprendre les mécanismes pathologiques, les cliniciens s'appuient principalement sur des expériences *in vitro*, celles-ci ne peuvent toutefois pas représenter la fonction des muscles. Dans ce contexte, l'analyse *in silico* de l'épaule est une opportunité prometteuse. En effet, les modèles numériques du corps humain peuvent prédire des charges internes (au niveau des articulations et des muscles) difficilement mesurables *in vivo* en raison de difficultés techniques et de raisons éthiques. D'une part, les modèles multi-corps rigides sont utilisés pour prédire les forces articulaires et musculaires. D'autre part, les modèles d'éléments finis peuvent estimer la distribution contrainte-déformation dans les tissus biologiques. Les modèles d'épaule éléments finis et multi-corps sont rarement utilisés simultanément, alors que des simulations à partir de modèles éléments reposant sur des conditions aux limites physiologiques dérivées de modèles multi-corps pourraient aider à explorer une possible dégénérescence ou une défaillance des tissus biologiques.

Objectif : SHOUPING vise à fournir un outil numérique pour aider les cliniciens à déchiffrer les mécanismes pathologiques de l'épaule. Cet outil s'appuiera sur une utilisation innovante concomitante des modèles d'épaule multi-corps et éléments finis et d'approches de modélisation rigoureusement validées (personnalisation géométrique, activation musculaire 3D par éléments finis). Les applications porteront sur l'omarthrose subluxante postérieure chronique, pour laquelle aucune étiologie ni aucun traitement pleinement efficace ne sont actuellement connus. À moyen terme, les applications concerneront des études *in silico* de pathomécanismes conduisant à la fois à des troubles musculosquelettiques à prévalence élevée et à des troubles rares constituant un défi pour les essais cliniques courants.

2.4.2 État de l'art

Même s'il existe de nombreux modèles d'épaule multi-corps [ACL 4, ACL 5, ACL 8] et éléments finis [ACL 13],[Zheng et al., 2017],[Webb et al., 2014],[Büchler et al., 2002],[Gupta and van der Helm, 2004], il reste encore plusieurs difficultés non résolues pour modéliser physiologiquement l'épaule pour des applications cliniques.

Conditions limites physiologiques. Les conditions aux limites issues des simulations multi-corps peuvent être imposées à un modèle éléments finis si et seulement si ces modèles sont cinématiquement compatibles [COM 6], [Stelletta et al., 2017], c'est-à-dire qu'ils incluent les mêmes contraintes cinématiques. Ce verrou scientifique explique pourquoi très peu d'études combinent la modélisation éléments finis de l'épaule à des conditions aux limites physiologiques. Pour résoudre ce problème, des modèles multi-corps et éléments finis basés sur des images médicales peuvent être utilisés pour garantir des géométries similaires. Ensuite, des conditions aux limites physiologiques, à savoir une cinématique précise du squelette et une activation musculaire sont essentielles. Une cinématique approximative peut facilement être mesurée à l'aide de marqueurs ou de capteurs cutanés, mais une cinématique précise du squelette nécessite de s'affranchir des artefacts des tissus mous. L'optimisation cinématique multi-corps peut minimiser ces artefacts à condition que l'anatomie de l'articulation soit connue. Cette connaissance a priori des contraintes articulaires cinématiques est déterminante dans les résultats de l'optimisation cinématique multicorps et n'est pas complètement établie pour le membre supérieur [ACL 4, ACL 5]. En ce qui concerne l'activation musculaire, la force musculaire peut être prédite par optimisation statique à l'aide de modèles multi-corps.

Personnalisation géométrique. Des modèles sujets-spécifiques sont nécessaires pour l'étude des mécanismes pathologiques. Le moyen le plus fiable de personnaliser géométriquement un modèle éléments finis consiste à reconstruire sa géométrie 3D à partir d'images médicales. Comme ce processus de segmentation est fastidieux et prend beaucoup de temps, plusieurs méthodes de personnalisation géométrique ont été développées [Jolivet et al., 2015]. En particulier, le paramétrage géométrique peut avantageusement être effectué à partir de différentes images médicales (rayons X, IRM, ...). Plusieurs études récentes s'intéressant à l'épaule proposent déjà des modèles paramétriques pour personnaliser la scapula et plus particulièrement

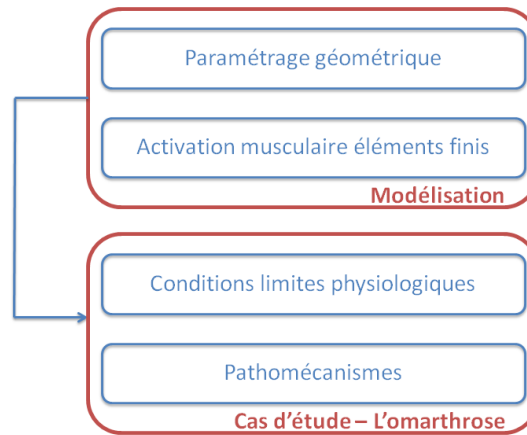


FIGURE 2.12 – Description de l'agencement des axes de recherche

la glène [Abler et al., 2018; Plessers et al., 2018].

L'intégration des muscles actifs 3D éléments finis et de leurs interactions est un élément clé pour simuler et comprendre la stabilité articulaire. Cette difficulté technique n'est pas un verrou [Webb et al., 2014]; de plus SHOUPING bénéficiera de travaux antérieurs réalisés au LBMC [Stelletta et al., 2017]. Cependant, la validation reste un défi, soulevé par le manque de données expérimentales *in vivo*. Des données *in vivo* documentant les comportements des muscles de l'épaule (évolution de l'angle de pennation, module de Young, déformation externe lors de la contraction) pourraient avantageusement être utilisées dans un but de validation.

2.4.3 Approches

Pour mener à bien ce projet, plusieurs axes de recherche ont été définis (Figure 2.12).

Paramétrage géométrique. Cet axe de recherche inclut le développement et l'évaluation d'une méthode de paramétrage géométrique des modèles éléments finis d'épaule.

Les paramètres seront choisis parmi les paramètres des primitives utilisées classiquement pour la reconstruction osseuse à partir d'images EOS [Ohl et al., 2010]. Des images IRM seront acquises (IRM ouverte, $0.5T$, épaisseur de coupe $1mm$, $T1$) de l'épaule de 2 participants pour lesquels des images EOS ont déjà été prises. Deux modèles éléments finis seront reconstruits par segmentation à partir de ces images. Les résultats de la simulation réalisées avec les modèles paramétrés et avec les modèles issus de la segmentation seront comparés en termes de distribution des contraintes sur la cavité glénoïde tous les 10° de rotation (en flexion, abduction, rotation axiale, Figure 2.13). Cette comparaison permettra d'évaluer la méthode de paramétrage proposée en termes de charge articulaire au niveau de l'épaule pendant le mouvement.

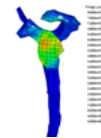


FIGURE 2.13 – Distribution des contraintes de Von Mises sur un modèle éléments finis de scapula chargé par la tête humérale

Activation musculaire éléments finis. Des expériences (10 participants) seront réalisées pour documenter le comportement du muscle de l'épaule pendant la contraction (tâches isométriques) : des ultrasons (échographie) seront utilisés pour mesurer l'angle de pennation et la rigidité du tissu musculaire (élastographie à ondes de cisaillement), un capteur de structure sera utilisé pour obtenir la forme externe des muscles. Des études préliminaires ont déjà été réalisées et montrent la possibilité d'étudier les principaux muscles de la surface (biceps, triceps, deltoïde), voir Figure 2.14. Les possibilités contractiles seront intégrées dans un modèle d'épaule éléments finis existant (Figure 2.15, collab. LBMC-S2M, PhD M Hoffmann). La simulation de tâches de contractions isométriques sera effectuée. Les modifications géométriques simulées seront comparées aux

résultats expérimentaux pour évaluer la méthode d'activation musculaire.

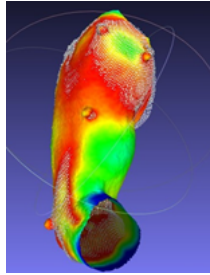


FIGURE 2.14 – Surfaces extérieures, recalées à l'aide des 3 marqueurs collés sur la peau, d'un bras au repos et contracté à 25% de contraction maximale

Conditions aux limites physiologiques. Des expérimentations incluant 12 patients et 12 participants témoins, mentionnées précédemment, permettent de mesurer la cinématique de leurs épaules et ensuite d'obtenir des conditions limites physiologiques qui pourront être données en entrée des modèles éléments finis. Les deux accords éthiques pour ces expérimentations, CPP et ANSM, étant obtenus, ces essais devraient pouvoir débiter prochainement. Des données d'imagerie EOS permettront de construire 12 modèles d'épaule en éléments finis paramétrés géométriquement (à l'aide de la méthode développée dans l'axe de recherche sur la modélisation par paramétrage géométrique). Les techniques les plus récentes pour la réduction des artefacts des tissus mous [ACL 4, ACL 4] seront utilisées pour obtenir des cinématiques spécifiques aux patients. Les niveaux d'activation musculaire seront obtenus à l'aide du logiciel Anybody avec des modèles multi-corps (mise à l'échelle basée sur les paramètres issus du paramétrage géométrique), Figure 2.15. Les hypothèses de recherche (positionnement de l'humérus, force de réaction articulaire postérieure) seront infirmées ou confirmées ; les différences de stratégie musculaires seront également quantifiées.



FIGURE 2.15 – Modèle éléments finis de l'épaule existant, collab. LBMC-S2M (à gauche). Modèle multi-corps Anybody de l'épaule (à droite)

Mécanismes pathologiques. L'omarthrose conduit à un endommagement du cartilage de la glène. Ainsi, une étude de sensibilité pourra aider à rechercher quelle est l'origine des chargements excessifs appliqués au cartilage. Des simulations de tâches isométriques seront exécutées avec le modèle d'épaule éléments finis existant (collab. LBMC-S2M, PhD M Hoffmann) doté de différentes propriétés matériaux et de différents taux de sublaxation. La sensibilité de la réponse du modèle aux propriétés des matériaux et à la position initiale (subluxation) sera ainsi quantifiée. Cette étude de sensibilité fournira des connaissances précieuses pour la compréhension de la stabilité glénohumérale. Ensuite, la simulation éléments finis sera exécutée avec des modèles sujets-spécifiques en imposant une cinématique (affranchie des artefacts des tissus mous) et des contractions musculaires sujet-spécifiques. Des simulations exploratoires avec des conditions limites saines associées à des modèles patient-spécifiques et inversement seront effectuées. La distribution des contraintes sur la glène sera cartographiée pour répondre aux questions suivantes : quelle est la charge générant la plus grande contrainte au niveau de la glène (en termes de recrutement cinématique et musculaire), quel aspect de la charge (activation cinématique par rapport à la force musculaire) a la plus grande influence dans la contrainte cartilagineuse ? Y a-t-il une morphologie à risque ? Ces connaissances nous aideront à discuter des pathomécanismes menant à l'omarthrose sublaxée postérieure avec les cliniciens de l'équipe (cliniciens du centre P Santy) et à émettre éventuellement des hypothèses concernant la rééducation et les traitements.

Bibliographie

- Abler, D., Berger, S., Terrier, A., Becce, F., Farron, A., and Büchler, P. (2018). A statistical shape model to predict the premorbid glenoid cavity. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 27(10) :1800–1808. 58
- Ackermann, B., Adams, R., and Marshall, E. (2002). The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. *Australian Journal of Physiotherapy*, 48(3) :197–203. 47
- Ajidahun, A. T., Mudzi, W., Wood, W.-A., and Myezwa, H. (2017). Musculoskeletal problems among string instrumentalists in south africa. *South African Journal of Physiotherapy*, 73(1) :7 pages. 47
- Büchler, P., Ramairaka, N. A., Rakotomanana, L. R., Iannotti, J. P., and Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder : application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17(9–10) :630–639. 57
- Berque, P. and Gray, H. (2002). The influence of neck-shoulder pain on trapezius muscle activity among professional violin and viola players : an electromyographic study. *Medical Problems of Performing Artists*, 17(2) :68–76. 47
- Bitton, R. (2009). The economic burden of osteoarthritis. *The American journal of managed care*, 15(8 Suppl) :S230–5. 55
- Cayea, D. and Manchester, R. (1998). Instrument-specific rates of upper-extremity injuries in music students. *Medical problems of performing artists*, 13(1) :19 :25. 47
- Dal Maso, F., Marion, P., and Begon, M. (2016). Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(9) :1542–1551.e2. 47
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., and Begon, M. (2014). Coupling between 3d displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical biomechanics*, 29(9) :1048–1055. 45
- Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., and Colloud, F. (2014). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, 31(4) :433–449. 48
- Gupta, S. and van der Helm, F. C. T. (2004). Load transfer across the scapula during humeral abduction. *Journal of Biomechanics*, 37(7) :1001–1009. 57
- Jackson, M., Sylvestre, E., Bleau, J., Allard, P., and Begon, M. (2013). Estimating optimal shoulder immobilization postures following surgical repair of massive rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics*, 46(1) :179–182. 48
- Johnson, G., Stuart, P., and Mitchell, S. (1993). A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics*, 8(5) :269–273. 55
- Jolivet, E., Lafon, Y., Petit, P., and Beillas, P. (2015). Comparison of kriging and moving least square methods to change the geometry of human body models. Technical report, SAE Technical Paper. 57
- Kaufman-Cohen, Y. and Ratzon, N. Z. (2011). Correlation between risk factors and musculoskeletal disorders among classical musicians. *Occupational Medicine*, 61(2) :90–95. 47
- Kelleher, L., Campbell, K., and Dickey, J. (2013). Biomechanical research on bowed string musicians : A scoping study. *Medical Problems of Performing Artists*, 28(4) :212–218. 47
- Konczak, J., Velden, H. v., and Jaeger, L. (2009). Learning to play the violin : Motor control by freezing, not freeing degrees of freedom. *Journal of Motor Behavior*, 41(3) :243–252. 47
- Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., and Begon, M. (2015). Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody System Dynamics*, 33(4) :413–438. 48

- Liu, J., Hughes, R., Smutz, W., Niebur, G., and Nan-An, K. (1997). Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*, 12(1) :32–38. [53](#)
- Matsui, K., Shimada, K., and Andrew, P. D. (2006). Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(2) :180–184. [43](#)
- McAtamney, L. and Corlett, E. N. (1993). Rula : a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24(2) :91–99. [44](#)
- Moraes, G. F. d. S. and Antunes, A. P. (2012). Musculoskeletal disorders in professional violinists and violists : systematic review. *Acta Ortopédica Brasileira*, 20(1) :43–47. [47](#)
- Ohl, X., Stanchina, C., Billuart, F., and Skalli, W. (2010). Shoulder bony landmarks location using the eos® low-dose stereoradiography system : a reproducibility study. *Surgical and radiologic anatomy*, 32(2) :153–158. [58](#)
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of biomechanics*, 43(10) :1976–1982. [48](#)
- Peeters, G., Giordano, B. L., Susini, P., Misdariis, N., and McAdams, S. (2011). The timbre toolbox : Extracting audio descriptors from musical signals. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(5) :2902–2916. [53](#)
- Plessers, K., Berghe, P. V., Van Dijck, C., Wirix-Speetjens, R., Debeer, P., Jonkers, I., and Vander Sloten, J. (2018). Virtual reconstruction of glenoid bone defects using a statistical shape model. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 27(1) :160–166. [58](#)
- Punnett, L. and Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders : the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of electromyography and kinesiology*, 14(1) :13–23. [44](#)
- Roset-Llobet, J., Rosinés-Cubells, D., and Saló-Orfila, J. (2000). Identification of risk factors for musicians in catalonia (spain). *Medical Problems of Performing Artists*, 15(4) :167. [47](#)
- Shan, G. and Visentin, P. (2003). A quantitative three-dimensional analysis of arm kinematics in violin performance. *Medical Problems of Performing Artists*, 18(1) :3. [47](#)
- Shan, G., Visentin, P., and Schultz, A. (2004). Multidimensional signal analysis as a means of better understanding factors associated with repetitive use in violin performance. *Medical Problems of Performing Artists*, 19 :129–39. [47](#)
- Shan, G., Visentin, P., Tardif, G., Robinson, A., Evans, J., and Crowe, S. (2012). Quantifying compensation strategies between gross and fine motor control in violin performance. *Arts BioMechanics*, 1(2) :143–163. [47](#)
- Shan, G., Visentin, P., Wooldridge, L., Wang, C., and Connolly, D. (2007). A frequency-based characterization of spiccato bowing in violin performance. *Perceptual and Motor Skills*, 105(3) :1027–1051. [47](#)
- Stelletta, J., Dumas, R., and Lafon, Y. (2017). Modeling of the thigh : a 3d deformable approach considering muscle interactions. In *Biomechanics of Living Organs*, pages 497–521. Elsevier. [57](#), [58](#)
- Tulchinsky, E. and Riolo, L. (1994). A biomechanical motion analysis of the violinist’s bow arm. *Med Probl Perform Art*, 9 :119. [47](#)
- Turner-Stokes, L. and Reid, K. (1999). Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians. *Clinical Biomechanics*, 14(6) :426–433. [47](#)
- Walch, G., Ascani, C., Boulahia, A., Nové-Josserand, L., and Edwards, T. B. (2002). Static posterior subluxation of the humeral head : an unrecognized entity responsible for glenohumeral osteoarthritis in the young adult. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(4) :309–314. [54](#)
- Walch, G., Badet, R., Boulahia, A., and Khoury, A. (1999). Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of arthroplasty*, 14(6) :756–760. [54](#)

- Walch, G., Boulahia, A., Boileau, P., and Kempf, J. (1998). Primary glenohumeral osteoarthritis : clinical and radiographic classification. the aequalis group. *Acta orthopaedica belgica*, 64 :46–52. [54](#)
- Webb, J. D., Blemker, S. S., and Delp, S. L. (2014). 3d finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(8) :829–837. [57](#), [58](#)
- Yagisan, N., Karabork, H., Goktepe, A., and Karalezli, N. (2009). Evaluation of threedimensional motion analysis of the upper right limb movements in the bowing arm of violinists through a digital photogrammetric method. *Med Probl Perform Art*, 24(4) :181. [47](#)
- Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P. j. D. s., Peach, C., and Ren, L. (2017). Finite element models of the human shoulder complex : a review of their clinical implications and modelling techniques. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 33(2) :n/a–n/a. [57](#)

Conclusion

Les meilleures idées sont celles qu'on trouve en discutant à la pause café

Un chercheur du LBMC, qui se reconnaîtra

Les travaux réalisés depuis mon recrutement se sont donc répartis selon les 2 thématiques principales abordées dans les 2 chapitres de ce document. Le ratio de temps passé est approximativement de 25% pour l'étude de l'inconfort à l'aide de modèles déformables et de 75% pour l'étude de la biomécanique de l'épaule. J'envisage de conserver ce ratio, en réalisant les projets détaillés ici et en continuant à mettre l'accent sur les travaux portant sur l'épaule avec notamment le co-encadrement des thèses de Marion Hoffmann (étude de la géométrie musculaire de l'épaule par le biais d'un modèle éléments finis) et de Najoua Assila (Modélisation de l'épaule appliquée à des thématiques de transport en fauteuil roulant).

Sur ces thématiques distinctes, des développements méthodologiques transversaux ont pu être ou seront appliqués, permettant ainsi une mutualisation des approches et des outils ainsi qu'une cohérence méthodologique (Figure 2.16).

		Travaux réalisés			Projets	
		Doigt	Assise	Epaule	Assise	Epaule
Axes Transversaux	Modèle EF	Ls-Dyna	Radioss		Radioss ou Ls-Dyna	Ls-Dyna
	Modèle MCR		Anybody	Matlab	Anybody	OpenSim ou Matlab
	Modélisation Couplée		Co-simulation		Co-simulation	Cond limites définies par MCR
	Modèle Param		ACP		ACP	ACP
	Exp - Imagerie	IRM	IRM	EOS		IRM, EOS
	Exp - MoCap		Vicon	Vicon, Capteurs Inertiels		Trackstar

FIGURE 2.16 – Outils utilisés en fonction des projets (passés et futurs) de recherche (EF=éléments finis, MCR=multicorps rigides, Param=paramétrique, Exp=expérimentation, MoCap=Motion Capture, ACP=Analyse en composantes principales)

A l'heure de la restructuration du LBMC, qui ne comptera plus 4 équipes mais regroupera ses projets selon 2 thèmes, mes projets seront intégrés dans le thème 'faciliter les déplacements', axe 'l'homme en mouvement pour des déplacements en autonomie' et dans le thème 'maintenir le corps en bonne santé', axe 'capacités

fonctionnelles au cours de la vie’.

D’une façon plus générale, les projets réalisés depuis mon recrutement m’ont permis de prendre du recul sur les thématiques abordées.

Pour ce qui est de l’inconfort, de préhension ou d’assise, le premier problème à aborder était le besoin d’homogénéité des différents modèles qui sont abondants dans la littérature mais qui par leur diversité produisent des résultats différents. Les travaux réalisés ici apportent des éléments pour tendre vers une approche de modélisation unique, *i.e.* des recommandations en termes de loi matériaux et de paramètres mais également en termes de géométrie avec l’évaluation de différentes approches de personnalisation. De plus, la proposition d’une méthode de couplage des simulations (co-simulation) multi-corps rigide et éléments finis a fait ses preuves pour les applications d’assise. De telles co-simulations ont l’avantage d’apporter des conditions aux limites réalistes et pourront donc être ré-exploitées pour cette application d’inconfort mais également pour la modélisation de l’épaule.

Toutefois, un second challenge est apparu, le besoin de s’intéresser aux critères d’inconfort. En effet, les critères d’inconfort utilisés ou mentionnés ici sont ceux de la littérature et sont uniquement basés sur les pressions à l’interface de contact entre l’homme et l’environnement. De plus, ces critères sont souvent issus d’une unique publication reposant sur l’exploitation de données de quelques participants volontaires. Comme il a également été démontré que les efforts normaux à l’interface de contact n’étaient pas seuls responsables dans l’inconfort, il semble important de réaliser des essais permettant d’inclure également les efforts tangentiels à l’interface de contact ainsi que les déformations internes dans les critères d’inconfort. Les efforts tangentiels et les déformations internes ont rarement été exploités du fait de la difficulté de mesure de ces données. La présence d’un conformateur, siège multi-réglable, au LBMC devrait permettre de mesurer les efforts tangentiels. Les modèles numériques développés ici devraient permettre d’accéder à des grandeurs telles que les déformations des tissus internes. Les perspectives à long terme dans le domaine de l’inconfort sont donc, à mon sens, d’aller vers une prise en compte plus large des paramètres à considérer afin d’affiner les critères d’inconfort. Le LBMC devrait être en mesure de relever ce défi.

Pour ce qui est de la modélisation de l’épaule pathologique, les travaux proposés ici ont permis d’évaluer la biomécanique de l’épaule de deux populations particulières : une population à risque, les violonistes, et une population de patients souffrant d’omarthrose.

Un projet de modélisation a été formulé, il inclut notamment la modélisation des muscles en 3D avec des capacités contractiles. Ce point correspond à un enjeu majeur afin de pouvoir simuler au mieux la stabilité de l’épaule. En effet, en se contractant les muscles exercent un effort le long de leurs lignes d’actions dont la longueur est modifiée. Toutefois, comme la contraction musculaire se fait à volume constant, la modification de la longueur musculaire s’accompagne de déformations selon les axes transverses du muscle. Ce sont très probablement ces efforts transverses qui vont permettre la stabilité de l’épaule. L’inclusion de muscles actifs 3D semble donc très importante à prendre en compte pour toute pathologie impliquant des luxations ou subluxations, c’est à dire d’une stabilité défaillante. Ce point est un élément clé pour l’articulation de l’épaule qui possède une grande mobilité mais des surfaces articulaires peu congruentes au niveau génohuméral.

Par ailleurs, après avoir débuté ces projets, il est apparu que les études biomécaniques portant sur les musiciens étaient très rares. Cela peut s’expliquer par le milieu conservateur de la musique classique qui n’a commencé à remettre en cause et à s’interroger autour des postures et gestes des musiciens que très récemment. Cela peut également s’expliquer par l’absence de financements dans ce domaine par opposition au domaine sportif qui bénéficie de plus de ressources. Compte-tenu de la prévalence des TMS chez les musiciens, il me semble que de nombreux travaux de recherche sont encore à faire pour améliorer la compréhension des pathomécanismes de cette population.

Au fur et à mesure de la réalisation de cette étude, il est apparu primordial d’aborder les problèmes posturaux des musiciens de façon ‘holistique’ en évitant de segmenter le corps entier. Une perspective à long terme sera pour moi d’aborder les études ergonomiques en considérant les interactions entre chaque zone anatomique, notamment en s’intéressant à l’influence de la posture du rachis (*i.e.* les courbures de la colonne) sur les gestes du membre supérieur.

Enfin, afin de pouvoir réaliser des études ergonomiques sur le terrain qui impliquerait de nombreux participants tout en apportant des réponses appropriées à chacun, il serait nécessaire de pouvoir personnaliser géométriquement les modèles à partir de points (landmarks) externes palpables. En effet, dans le domaine ergonomique, par opposition au domaine clinique, il est parfois difficile d’accéder à des images médicale. En effet, pour une tâche reconnue pénible, l’opérateur peut ne pas être lésé et/ou pour des TMS de type

tendinite, un diagnostic sans images médicales de type scanner ou IRM peut être réalisé. J'aimerais pouvoir développer à long terme, un modèle paramétrique de l'épaule qui reposerait uniquement sur l'apport de données palpables externes. La personnalisation des données matériaux pourrait également être abordée en proposant des jeux de paramètres adaptés à l'âge et au genre de la personne.

Mon ambition serait, à terme, de pouvoir développer un axe de recherche au LBMC sur les blessures chroniques de type TMS, dont les travaux viseraient à enrichir notre compréhension des pathomécanismes et à produire des outils de diagnostic permettant une analyse *in silico* de problèmes cliniques.

D'un point de vue personnel, mes expériences à l'étranger, 1 an et demi aux Etats-Unis et 1 an au Canada, m'ont apportées beaucoup. J'y ai découvert avec curiosité et intérêt une autre culture de la recherche souvent plus dynamique, avec un management travaillé, avec plus d'opportunités de financement et moins d'heures de cours à donner. J'ai également découvert avec surprise que les experts scientifiques interviewés sur Radio Canada sont directement (et assez logiquement) des doctorants!

Pour faire écho aux citations données en introduction et en conclusion, ces expériences m'ont donnée envie d'avoir le temps de prendre le temps. Et sait-on jamais peut-être qu'un jour les experts scientifiques à la télévision française ne seront plus uniquement de vieux monsieurs aux cheveux blancs!

