Contribution à la modélisation du membre résiduel des personnes amputées de membre inférieur pour la conception personnalisée de l'emboiture fémorale

Nolwenn Fougeron

▶ **To cite this version:**

Nolwenn Fougeron. Contribution à la modélisation du membre résiduel des personnes amputées de membre inférieur pour la conception personnalisée de l'emboiture fémorale. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2020. Français. ⟨NNT : 2020HESAE064⟩. ⟨tel-03121359⟩

HAL Id: tel-03121359

https://pastel.hal.science/tel-03121359v1

Submitted on 26 Jan 2021

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.

HAL Authorization

HESAM UNIVERSITÉ

Arts et Métiers Sciences et Technologies

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – Campus de Paris

THÈSE

présentée par : **Nolwenn FOUGERON**

soutenue le : **15 décembre 2020**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Biomécanique**

Modélisation personnalisée du membre résiduel des personnes amputées pour la conception de l'emboîture fémorale

THÈSE dirigée par **: Mme PILLET Hélène**

et co-encadrée par **: M BONNET Xavier et M ROHAN Pierre-Yves**

Jury

M Raphaël DUMAS, Directeur de Recherche, Université Gustave Eiffel	Président & Rapporteur
M Stéphane AVRIL, Professeur, SAINBIOSE, Mines Saint-Étienne	Rapporteur
Mme Stefania FATONE, Professeur, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Feinberg School of Medicine, Northwestern University	Examinatrice
M Dan BADER, Professeur, School of Health Sciences, University of Southampton	Examinateur
Mme Céline LANSADE, Directrice de recherche, IRMA	Examinatrice
Mme Hélène PILLET, Professeur, IBHGC, Arts et Métiers	Examinatrice
M Xavier BONNET, Maître de Conférences, IBHGC, Arts et Métiers	Examinateur
M Pierre-Yves ROHAN, Maître de Conférences, IBHGC, Arts et Métiers	Examinateur
M Jean-Loïc ROSE, Ingénieur R&D, Proteor	Invité
Mme Isabelle LOIRET, Médecin, IRR de Nancy, UGECAM Nord-Est	Invitée

THÈSE

« Non, les brav’s gens n'aiment pas que
L'on suive une autre route qu'eux… »

La mauvaise réputation, Georges Brassens

REMERCIEMENTS

Tout d'abord je tiens à remercier les membres de mon jury de thèse dont M. Raphaël Dumas et M. Stéphane Avril qui ont eu la lourde tâche de rapporter les 200+ pages de ce manuscrit. Merci également à Mme Stefania Fatone, M. Dan Bader, Mme Céline Lansade et Mme Isabelle Loiret d'avoir également fait partie de ce jury. On a pu avoir beaucoup d'échanges très constructifs. Vous avez tous su apporter votre expertise lors de cette discussion et toujours avec bienveillance et cela a été un réel plaisir pour moi.

Je vais également remercier Proteor qui m'a permis de travailler sur cette thèse et qui m'a fait confiance tout au long de ces trois années malgré les difficultés que nous avons pu rencontrer. Merci également pour toutes les opportunités qui m'ont été offertes (congrès à New-York, formation Nu-Felx à Bordeaux, DUHAM à Nancy …) et pour tous les échanges que nous avons pu avoir avec Briac Colobert, Laurine Calistri, Peter Miaglia, Elodie Penneteau et j'en passe !

Merci à mes encadrants évidemment. Jean-Loïc, la distance n'a pas aidée mais tu t'es toujours montré disponible et tu as énormément apporté, notamment pour le travail sur le traitement des images ultrasonores. Merci à Pierre-Yves ! Je crois que depuis le master tu n'as jamais cessé de m'encourager et de me féliciter. C'était très valorisant pour moi de voir la confiance que tu pouvais avoir, alors merci pour cela (et aussi pour les bons moments de convivialité !). Je remercie aussi Xavier pour ton ambition pour ce projet et l'expertise que tu as apportée. Ça a notamment permis de corriger pas mal de mes boulettes ! Enfin merci à Hélène. Pareil, depuis le master tu m'as fait comprendre que la recherche pourrait me plaire et franchement je ne suis pas déçue de cette expérience ! J'ai toujours eu l'impression que tu ne doutais pas qu'on y arriverait et ça m'a énormément rassurée tout au long des trois ans ! Je pense qu'on a tous formé une bonne équipe, et je tenais à vous remercier également tous pour votre disponibilité sans faille (même si parfois j'avais tendance à oublier qu'après la semaine de travail il y avait aussi le weekend 😊).

Je tiens à remercier les membres de l'Institut de Biomécaniques Humaine Georges Charpak ! Je me suis sentie intégrée dans une équipe et c'est aussi ce qui fait qu'on est content de se lever le matin ! Alors merci à Marine pour son efficacité au top et le soutien que tu apportes à tout le monde ! Merci à Sylvain pour toute l'aide que tu as pu m'apporter tout au long du projet. Merci à M. Lavaste d'avoir participer à de nombreuses discussions autour de mon sujet de thèse et d'avoir ainsi apporter son expérience. Plusieurs remises en question ont fait suite à ces échanges et ça n'a été que bénéfique pour le projet. Plus globalement merci à tous pour les échanges formels et informels que l'on a pu avoir, les éternelles discussions autour de la météo, du chauffage du laboratoire ou encore de l'abri à vélo etc… Feu les repas et soirées de convivialité sur la plateforme du laboratoire ou autour d'un verre à la fût gueuze !

Remerciements

Big up aux doctorants et docteurs que j'ai pu côtoyer. Je ne vais pas citer tout le monde mais merci à ceux qui investissent du temps et de l'énergie pour qu'il y ait une vraie ambiance à l'Institut et pour que ça tourne (bien ?).

Merci à mon bureau, très éclectique dans les personnalités, mais ça n'en est que plus plaisant !

Merci au CERAH, beaucoup de discussions intéressantes mais surtout merci de m'avoir laisser m'implanter sur votre manip ! Pour ça je vais remercier en particulier Emeline, Joseph et Laura (oui tu n'es pas du CERAH mais tu nous as bien aider pour la manip !).

Merci aux nombreuses personnes qui ont travaillé de près ou de loin sur ce projet et qui ont permis de le mener à bien : Audrey Berriot, Guillaume Rebeyrat, Nicolas Ruyssen, Brieuc Panhelleux, Lucie Collion, Diane Hearing, Clément Duraffourg. Merci plus généralement à toute l'équipe 2 de l'Institut ! C'est une équipe qui avance bien avec des membres issus d'horizon divers et variés ce qui rend les échanges d'autant plus intéressants !

Merci à mes amis ! Cindy, Julie et Laura, vous me soutenez envers et contre tout depuis le lycée et pour cela merci, mille mercis, pleins pleins pleins de mercis ! Alors oui c'est vrai je ne sais pas dire « changer le fût » en anglais, mais même dans ce moment de honte extrême vous ne m'avez pas lâchée (par contre vous vous êtes bien bien foutues de moi !). En plus grâce à vous j'ai l'impression d'être grande et qui peut se vanter de me faire ressentir la même chose ? Merci aux MC du Valois (oui Célia tu es inclue dedans 😉) ! Une fine équipe qui se disperse petit à petit aux quatre coins de la France (du monde !) mais ce n'est que pour mieux se retrouver à chaque fois !

Merci à la famille Di Loreto parce que c'est quand même un peu ma famille aussi ! Vous m'avez toujours très bien accueillie dès le début et pour cela je vous remercie. Vous nous avez toujours soutenu et aidé avec Cédric, on a également passé pleins de bons moments ensemble alors pour cela aussi je vous dis merci !

Merci à ma famille, mes parents et mes sœurs. Vous m'avez toujours poussée à donner le meilleur de moi-même et vous avez toujours été convaincus que j'étais capable de faire pleins de choses ! Alors vous me surestimer toujours mais c'est aussi un peu ça le rôle des parents ! Mercis particuliers à Iseline et Faustine qui ont quand même fait la vaisselle chez moi pendant plusieurs mois en cumulé, vraiment ça n'a pas de prix !

Enfin la cerise sur le gâteau : merci à Cédric. Merci pour ton soutien, ta gentillesse, et surtout pour les bonnes poilades ! Tu es mon meilleur ami et mon partenaire, le seul capable de me supporter H24 et 7j/7. On forme une bonne équipe moi je te le dis !

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Description anatomique du fémur et du bassin. 21
Figure 2 : Modélisation mécanique de la liaison de la hanche par une rotule 22
Figure 3 : Ligaments de la liaison coxo-fémorale. 22
Figure 4 : Étapes de l'amputation transfémorale 24
Figure 5 : Prothèse pour les amputations transfémorales 25
Figure 6 : Présentation de différents système de suspensions des emboîtures fémorales. 26
Figure 7 : Mise en place du manchon sur le membre résiduel 27
Figure 8 : Processus traditionnel de fabrication de l'emboîture 31
Figure 9 : Comparaison des processus de fabrication de l'emboîture : méthode manuelle et méthode numérique. 32
Figure 10 : Interface de rectification numérique du logiciel OrtenShape. 33
Figure 11 : Concepts d'emboîtures à géométrie souple et à raideur variable 33
Figure 12 : Comparaison des principales formes génériques d'emboîtures. 37
Figure 13 : Action du poids du corps de la personne amputée sur le bassin 38
Figure 14 : Interactions entre le membre résiduel fémoral et l'emboîture dans le plan frontal 39
Figure 15 : Interactions entre le membre résiduel fémoral et l'emboîture dans le plan sagittal. 41
Figure 16 : Comparaison de l'abduction du fémur dans l'emboîture lors de l'appui bipodal d'un sujet avec une emboîture quadrilatéral et d'un sujet avec une emboîture à ischion intégré 43
Figure 17 : Impact de l'abduction du fémur avec une emboîture quadrilatérale et une emboîture à ischion intégré 44
Figure 18 : Bilan des actions mécaniques appliquées sur le bassin et sur le fémur dans le plan frontal et le plan sagittal 46
Figure 19 : Comparaison des actions mécaniques agissant sur le moment d'abduction de la hanche entre les emboîtures classiques et une emboîture sous ischiatique. 47
Figure 20 : Serrage et schéma de rectification appliqué aux emboîtures NU-FlexSIV et NU-FlexSIS 48
Figure 21 : Présentation des emboîtures Hi-Fi , Socket-less et Infinite 49
Figure 22 : Description des paramètres impactant la qualité de l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. 51
Figure 23 : Technologies pour la mesure des pressions appliquées sur le membre résiduel 58
Figure 24 : Mesures expérimentales réalisées pour valider les résultats des modèles éléments finis. .. 68
Figure 25 : Comparaison entre simulations éléments finis pour un chargement équivalent à 50 % du poids du sujet et un chargement égal au poids du sujet 69
Figure 26 : Variation du module d'Young équivalent des tissus mous 73
Figure 27 : Emboîture tibiale en matériaux composites 74

Liste des figures

Figure 28 : Exemple de modélisation où le fémur est encastré et où la liaison coxo-fémorale est modélisée par une rotule..... 75
Figure 29 : Mouvement relatif du fémur dans l'emboîture au cours du cycle de marche..... 75
Figure 30 : Conditions limites appliquées au modèle de (Henao et al., 2020). 77
Figure 31 : Montage de l'indenteur combinant un capteur de force et une sonde ultrasonore. 95
Figure 32 : Mise en place des acquisitions d'indentation pour les sujets non amputés et amputés. 97
Figure 33 : Détection du contour osseux sur les images ultrasonores..... 98
Figure 34 : Courbes expérimentales en effort et déplacement 99
Figure 35 : Courbes expérimentales d'effort-déplacement pour les deux opérateurs. 102
Figure 36 : Ensemble des courbes expérimentales d'effort/déplacement 103
Figure 37 : Courbes expérimentales d'effort/déplacement des sujets sains et du sujet désarticulé du genou 105
Figure 38 : Modèle pour l'identification des propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse. 106
Figure 39 : Comparaison des courbes expérimentaleset des courbes simulées..... 106
Figure 40 : Torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le segment du bassin appliqué au centre de l'articulation de la hanche 114
Figure 41 : Salle d'analyse quantitative du mouvement instrumentée..... 115
Figure 42 : Montage d'un capteur de force entre le tibia prothétique et l'emboîture 116
Figure 43 : Méthode d'estimation des efforts musculaire à partir d'un modèle musculosquelettique . 117
Figure 44 : Positions des marqueurs utilisés sur les membres inférieurs 123
Figure 45 : Recalage des reconstructions afin d'obtenir le fémur du côté amputé. 126
Figure 46 : Radiographies de sujets ayant des membres résiduels courts, moyens et longs. 126
Figure 47 : Personnalisation de la géométrie osseuse. 127
Figure 48 : Différence sur le calcul des bras de levier du muscle gracile. 130
Figure 49 : Moments de la hanche obtenus grâce à la méthode de la dynamique inverse 131
Figure 50 : Modèles musculosquelettiques des membres résiduels. 131
Figure 51 : Comparaison de l'estimation des bras de leviers avec OpenSim dans le plan sagittal..... 133
Figure 52 : Comparaison de l'estimation des bras de leviers par OpenSim dans le plan frontal..... 134
Figure 53 : Efforts musculaires pour les sujets avec un membre résiduel court. 135
Figure 54 : Efforts musculaires pour les sujets avec un membre résiduel moyen..... 136
Figure 55 : Efforts musculaires pour les sujets avec un membre résiduel long. 137
Figure 56 : Efforts musculaires pour trois conditions d'appui ischiatique 138
Figure 57 : Comparaison des résultats avec (Harandi et al., 2020)..... 142
Figure 58 : Comparaison des résultats avec (Mohamed, 2018). 143
Figure 59 : Comparaison des résultats avec (Jaegers et al., 1996) et (Wentink et al., 2013) 146
Figure 60 : Coupe IRM des membres inférieurs d'un sujet amputé transfémoral..... 148
Figure 61 : Caractéristiques mécaniques des zones distales et proximales de l'emboîture 156

Liste des figures

Figure 62 : Reconstruction du plâtre rectifié, de l'emboîture et du membre résiduel..... 158
Figure 63 : Repositionnement des géométries osseuses et de l'emboîture sur les radiographies..... 159
Figure 64 : Processus d'obtention de la géométrie du membre résiduel et de l'emboîture. 160
Figure 65 : Conditions limites appliquées au modèle..... 163
Figure 66 : Recalage des marqueurs du genou prothétique. 164
Figure 67 : Loi de comportement associée à chaque muscle 164
Figure 68 : Position des structures osseuses du modèle. 166
Figure 69 : Nœuds utilisés pour l'extraction des efforts de contact. 167
Figure 70 : Les nœuds du maillage externe de la zone d'intérêt..... 168
Figure 71 : Cartographie des pressions à l'interface avec l'emboîture..... 169
Figure 72 : Profils des pressions dans les plans frontal et sagittal 170
Figure 73 : Déformations maximales principales en coupe en vue de frontaleet vue sagittale 172
Figure 74 : Répartitions de pression et des déformations maximales principales pour les deux modélisation de hanche. 173
Figure 75 : Comparaison des profils de pression dans les plans frontal et sagittal pour les deux modèles de hanche..... 173
Figure 76 : Comparaison des profils de pression avec (Radcliffe, 1970) et (Lee et al., 1997) dans le plan frontal. 174
Figure 77 : Modifications des angles d'abduction et de flexion du fémur..... 175
Figure 78 : Modifications des angles d'abduction et de flexion;du fémur..... 187
Figure 79 : Géométries des emboîtures obtenues avec OrtenShape..... 190
Figure 80: Répartitions de pressions pour différents modules de cisaillement des tissus mous 194
Figure 81 : Profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différents modules de cisaillement des tissus mous..... 195
Figure 82 : Enfoncement et des déformations maximales principales du membre résiduel dans l'emboîture pour différents modules de cisaillement des tissus mous. 196
Figure 83 : Répartitions de pressions pour différents serrages..... 197
Figure 84 : Profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différents serrages. 197
Figure 85 : Enfoncement et des déformations maximales principales du membre résiduel dans l'emboîture pour différents serrages 198
Figure 86 : Répartitions de pressions pour différents modules de cisaillement du bord proximal de l'emboîture 199
Figure 87 : Profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différents modules de cisaillement du bord proximal de l'emboîture..... 199
Figure 88 : Déformations principales des tissus mous pour les différents modèle de comportement mécanique de l'emboîture 200
Figure 89 : Répartitions de pressions pour différentes valeurs d'abduction du fémur..... 200

Liste des figures

Figure 90 : Profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs d'abduction du fémur 201
Figure 91 : Répartitions de pressions pour différentes valeurs de flexion du fémur. 201
Figure 92 : Profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs de flexion du fémur. 202
Figure 93 : Déformation logarithmiques principales maximales des tissus mous différentes valeurs d'abduction et de flexion du fémur.. 203
Figure 94 : Répartitions de pressions pour différentes valeurs d'appui sous l'ischion 204
Figure 95 : Profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs d'appui sous l'ischion 204
Figure 96 : Déformation principales maximales des tissus mous dans le plan frontal du membre résiduel pour les différentes valeurs d'appui ischiatique. 205
Figure 97 : Simulations pour les emboîtures à ischion intégré et quadrilatérale 206
Figure 98 : Profils de pression emboîture à ischion intégré et une emboîture quadrilatérale 207
Figure 99 : Montage d'évaluation des mesures de déplacement avec la sonde ultrasonore. 234
Figure 100 : Montage expérimental pour l'évaluation de la justesse des mesures d'effort du capteur 235
Figure 101 : Estimation de l'impact d'un chargement asymétrique de l'instrumentation. 236
Figure 102 : Estimation de l'impact d'un chargement perpendiculaire à la sonde 237
Figure 103 : Mesure de déplacement avec la sonde ultrasonore et le capteur de déplacement 238
Figure 104 : Mesures d'effort avec le capteur d'effort calibré. 239
Figure 105 : Mesures avec le capteurs d'effort pour un chargement asymétrique. 239
Figure 106 : Mesures avec le capteurs d'effort pour un chargement perpendiculaire à la sonde 240

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Études portant sur les mesures de pression dans l'emboîture fémorale 52
Tableau 2 : Technologies de mesures de pression dans les cas des amputations du membre inférieur. 59
Tableau 3 : Modèles éléments finis du membre résiduel et de l'emboiture 62
Tableau 4 : Bases de données utilisées dans ce travail de thèse. 84
Tableau 5 : Méthodes d'acquisition pour l'étude de la réponse mécaniques des tissus mous in vivo. . 88
Tableau 6 : Paramètres matériaux de la littérature pour les tissus mous de la cuisse. 91
Tableau 7 : Épaisseurs de tissus mous et paramètres matériaux du sujet amputé. 104
Tableau 8 : Épaisseurs de tissus mous et paramètres matériaux pour tous les sujets. 104
Tableau 9 : Revue des modèles musculosquelettique de membre résiduel fémoral 120
Tableau 10 : Amplitudes d'efforts musculaires du modèle musculosquelettique 144
Tableau 11 : Propriétés matériaux choisies pour l'ensemble des composants du modèle. 157
Tableau 12 : Caractéristiques des maillages des tissus mous et de l'emboîture. 161
Tableau 13 : Liste des muscles de la hanche modélisés et raideurs et efforts correspondants. 165
Tableau 14 : Efforts appliqués aux muscles du modèle éléments finis 189
Tableau 15 : Récapitulatif des modèles éléments finis 194

Liste des tableaux

INTRODUCTION GENERALE

Les amputations majeures du membre inférieur induisent une perte d'autonomie, via la perte de la locomotion et peuvent être accompagnées de comorbidités susceptibles de nuire à la santé des personnes amputées. Dans le cas du membre inférieur, on distingue trois niveaux d'amputations majeures: les amputations transfémorales, les amputations transtibiales et les amputations du pied, qui représentent chacune un peu moins d'un tiers des amputations majeures du membre inférieur d'après les données de la Classification Commune des Actes Médicaux de 2015 ainsi que de la littérature (Oliveira et al., 2013). La reprise progressive de la marche est essentielle afin de réduire le risque d'apparition de comorbidités mais également afin de limiter l'isolement relationnel et social des personnes amputées (Williamson et al., 1994; Horgan et al., 2004).

L'appareillage intervient à la suite de l'amputation. Cette phase comprend la fabrication d'une prothèse et son alignement ainsi que la rééducation et réadaptation de la personne. Outre l'importance esthétique des prothèses, dans la grande majorité des cas, l'appareillage permet de retrouver la station debout et la marche afin de permettre la réalisation des activités de la vie quotidienne (Munin et al., 2001; Webster et al., 2012).

La prothèse est conçue au cours de l'appareillage dans le but de se substituer, tant que faire se peut, au membre amputé, notamment pendant la marche. Dans la majorité des cas, l'élément qui assure le lien entre la prothèse et le membre résiduel est une emboîture. . L'emboîture est un composant couvrant le membre résiduel et qui, dans le cas des amputations transfémorales, est relier au reste de la prothèse par le biais d'un genou prothétique. L'emboîture doit ainsi assurer la transmission des actions mécaniques de la prothèse au corps de la personne appareillée par l'intermédiaire du membre résiduel. Elle doit également permettre la proprioception, c'est-à-dire la perception du membre résiduel en lui-même, ainsi que l'extéroception de la prothèse, c'est-à-dire la perception des sensations résultant des actions mécaniques au niveau de l'interface (Proske et al., 2012; Clites et al., 2018). Cela doit évidemment se faire sans nuire à l'intégrité des tissus biologiques à l'interface. Il s'agit donc d'une interface critique ayant un rôle important dans le succès de l'appareillage. L'enjeu est donc de transmettre les actions mécaniques inhérentes à l'utilisation de la prothèse tout en étant le plus confortable possible.

Concrètement, l'emboiture est réalisée à partir d'un moulage du membre résiduel. Cette géométrie est adaptée par l'orthoprothésiste afin de limiter les sollicitations mécaniques sur les zones sensibles. Le moulage est traditionnellement réalisé en plâtre ce qui permet à l'orthoprothésiste d'orienter la forme du membre résiduel en déformant les tissus mous. Des rectifications sont ensuite réalisées sur l'emboîture afin de définir le serrage ainsi que les zones d'appuis de cette dernière. Plusieurs retouches sont parfois nécessaires afin d'arriver à une emboîture qui soit satisfaisante (Gailey et al., 2017). Les plâtres des emboîtures sont ensuite détruits et le processus est répété à chaque fois que la personne a besoin d'une nouvelle emboîture. Des outils permettent aujourd'hui aux orthoprothésistes de numériser

l'enveloppe externe du membre résiduel et de réaliser virtuellement les rectifications (Klasson, 1985, 1988; Smith et al., 2001). La forme et le volume du membre résiduel étant amenés à évoluer, ces outils peuvent alors permettre de suivre l'évolution des besoins des personnes amputées (Paternò et al., 2019).

Néanmoins, malgré les avancées dans le domaine, la conception de l'emboîture demeure principalement qualitative (Pitkin, 2006). La qualité de l'emboîture dépend donc de l'expérience et du savoir-faire de l'orthoprothésiste dont la pratique est encadrée par des règles professionnelles. Une étude publiée dans la littérature rapporte que moins de 42 % des personnes amputées se déclarent satisfaites de leur emboîture (Hawari et al., 2017). Les défauts de l'emboîture, et particulièrement le manque de confort de cette dernière, peuvent en partie expliquer que près de 68 % de ces personnes soient mécontentes de leur prothèse (Boonstra et al., 1994; Dillingham et al., 2001).

Afin d'améliorer la qualité des emboîtures, une approche proposée consiste à apporter des données quantitatives à l'orthoprothésiste lui permettant d'orienter ses rectifications à partir d'informations objectives. Le transfert des actions mécaniques de la prothèse au membre résiduel ainsi que le confort ressenti dans l'emboîture sont généralement associés à différentes grandeurs mécaniques et physiques, parmi lesquels la pression à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel (Mak et al., 2001; Lee et al., 2005; Paternò et al., 2018). Deux méthodes sont principalement mises en avant dans la littérature scientifique pour l'estimation de ces pressions. La première de ces méthodes consiste en l'évaluation expérimentale des pressions dans l'emboîture. La seconde approche repose sur la conception d'un modèle numérique de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture. Toutefois ces méthodes ne sont pas intégrées à la pratique courante des orthoprothésistes. Si de nombreux auteurs se sont intéressés au cas des amputations tibiales avec des outils très proches de la clinique (Steer, Grudniewski, et al., 2019; Steer, Worsley, et al., 2019) le cas des emboitures fémorales est beaucoup plus complexe (Dickinson et al., 2017). En effet, l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture dans le cas d'une amputation fémorale comporte des spécificités : les épaisseurs de tissus mous sont supérieures au niveau de la cuisse à celles des tissus mous au niveau du mollet et les géométries des emboîtures sont également différentes. En outre, l'amputation étant localisée plus haut sur le membre inférieur, le contrôle de la prothèse, notamment durant la marche prothétique est plus critique que pour les amputations sous le genou.

C'est dans ce contexte que s'inscrit cette thèse intitulée « Modélisation personnalisée du membre résiduel des personnes amputées pour la conception de l'emboîture fémorale ». Les objectifs de ces travaux sont, d'une part, la conception d'un modèle éléments finis de du membre résiduel et de l'emboîture destiné à comprendre l'interaction entre ces deux entités et d''autres part, la définition de plusieurs protocoles expérimentaux pour l'obtention de données expérimentales personnalisées indispensables pour alimenter et évaluer le modèle dans le cas des amputations transfémorales.

Les travaux de thèse présentés dans ce manuscrit ont été réalisés dans le cadre d'une convention CIFRE avec l'entreprise Proteor. Proteor est une entreprise spécialiste de l'orthopédie externe dont le siège social se situe à Dijon, qui conçoit et fabrique une large gamme de produits pour la réalisation de prothèses, orthèses, sièges et corsets orthopédiques. En partenariat avec l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak depuis plusieurs années, Proteor investit dans la recherche afin de proposer des produits de plus en plus adaptés aux besoins des personnes amputées. Un des enjeux importants de l'entreprise est l'introduction de la chaîne numérique dans le milieu de l'orthopédie, depuis l'acquisition des données jusqu'à la réalisation de l'appareillage. L'entreprise propose d'ores et déjà des logiciels de Conception et de Fabrication Assistée par Ordinateur pour l'orthopédie comme OrtenShape.

Ce projet s'inscrit dans cette logique de dématérialisation du processus de conception de l'appareillage et est focalisé en particulier sur les emboîtures de prothèses transfémorales du fait de la difficulté constatée par les orthoprothésistes du groupe à concevoir ces emboîtures et des enjeux scientifiques associés. L'approche retenue consiste en la construction d'un modèle élément finis de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture.

Les problématiques scientifiques associées à la construction d'un tel modèle inclues la reconstruction des géométries à partir de différents systèmes d'imagerie, la modélisation de matériaux au comportement non linéaire soumis à de grandes déformations, l'obtention de conditions aux limites représentatives de la réalité et en particulier l'estimation des actions musculaires au niveau de la hanche à partir d'un modèle musculosquelettique et enfin la mise en place des analyses par éléments finis. Bien qu'il s'agisse de la première étude menée à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak portant sur la modélisation de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture, plusieurs projets conduits au laboratoire ont aborder certaines de ces problématiques dans d'autres contextes. En particulier les travaux de thèse d'Aurélien Macron ont porté sur la modélisation éléments finis de la zone pelvienne dans le contexte de la prévention des escarres en position assise (Macron, 2019). Bien que les zone d'étude soit différentes, tout comme pour le travail d'Aurélien Macron, ce travail de thèse traite de l'analyse en éléments finis des tissus soumis à de grandes perturbations et l'utilisation de la technologie ultrasonore pour la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous. La volonté de définir un protocole applicable en clinique a cependant conduit à la création d'un dispositif de mesure spécifique pour ce travail de thèse. L'Institut possède, en outre, une expertise majeure et reconnue concernant la locomotion des personnes amputées transfémorales. Plusieurs thèses et projets institutionnels ont ainsi porté sur cette thématique (Goujon, 2006; Bonnet, 2009; Villa, 2014a; Dauriac, 2018) et l'étude de l'emboiture a notamment été abordé dans le travail de master de Céline Lansade et Pascale Fodé. De plus L'association des connaissances et compétences de Proteor et de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak permet de répondre aux enjeux industriels et cliniques portés par Proteor mais également aux enjeux scientifiques induits par les difficultés de la construction de tels modèles.

La première partie de ce manuscrit présente une description du contexte et des problématiques liés à la modélisation de l'emboîture ainsi qu'une revue de littérature des solutions existantes. Les méthodes expérimentales ainsi que les méthodes numériques d'estimation des pressions à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel sont détaillées dans cette revue. L'état de l'art permet ainsi de mettre en avant les différents verrous scientifiques pour l'évaluation de ces pressions.

Afin de proposer des solutions quant aux verrous identifiés, un protocole de personnalisation des paramètres matériaux des tissus mous de la cuisse est présenté en deuxième partie de ce manuscrit. La méthode est appliquée sur sept sujets sains afin de constituer une base de données de référence ainsi que sur un sujet amputé. La répétabilité, la reproductibilité de la méthode ainsi que l'influence de l'état de contraction musculaire et du site de mesure sont détaillés dans le même chapitre. Toujours dans la deuxième partie du manuscrit est présentée une méthode pour l'estimation du chargement externe appliqué à l'emboîture ainsi qu'au membre résiduel durant la marche. Le torseur des actions intersegmentaires entre le fémur et le bassin est estimé à partir d'une analyse quantitative de la marche appareillée. Réalisée sur huit sujets amputés transfémoraux, cette analyse permet également l'estimation des efforts musculaires intervenant à la hanche.

La dernière partie de ce manuscrit détaille le processus de conception et d'évaluation d'un modèle éléments finis personnalisable de l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel à partir des données mesurées expérimentalement. Des analyses à différents instants du cycle de marche mettent en évidence l'évolution de la répartition des pressions au cours de cette tâche. Les pressions obtenues sont également comparées aux pressions dans l'emboîture recueillies par différentes études expérimentales de la littérature. En outre le modèle est également exploité afin d'évaluer l'impact de certains paramètres de l'appareillage sur les répartitions de pressions à l'interface.

Enfin, une synthèse du travail réalisé, de ses limites et perspectives conclut ce manuscrit.

TABLE DES MATIERES

Liste des figures 7

Liste des tableaux 11

Introduction générale 13

Table des matières 17

1 Les apports de la modélisation numérique pour la compréhension des interactions mécaniques entre le membre résiduel et l'emboîture des personnes amputées au niveau fémoral 21

1.1 Problématiques et enjeux de la conception des emboîtures fémorales 21

1.1.1 Description anatomique du membre résiduel 21

1.1.2 Appareillage dans le contexte des amputations transfémorales 25

1.1.3 Conception et fabrication de l'emboîture 28

1.1.4 Synthèse 35

1.2 Fondements mécaniques pour la conception d'emboiture 37

1.2.1 Principe de fonctionnement des emboîtures quadrilatérales 38

1.2.2 Généralisation aux emboîtures à ischion intégré 42

1.2.3 Cas particulier des emboîtures hydrostatiques sous ischiatiques 45

1.2.4 Vers une réduction de la surface de contact entre les tissus mous et l'emboîture 48

1.2.5 Synthèse 49

1.3 État de l'art de l'analyse de l'interaction du membre résiduel et l'emboîture fémorale 51

1.3.1 Les facteurs mécaniques et physiologiques affectant la qualité de l'interface 51

1.3.2 Méthodes expérimentales d'estimation de la pression 52

1.3.3 Modélisation de l'interaction membre résiduel/emboîture dans le cas des amputations transfémorales 61

1.4 Synthèse de l'état de l'art et objectifs de la thèse 79

2 Caractérisation expérimentale du membre résiduel en vue de l'analyse par éléments finis de l'interface avec l'emboîture fémorale 83

2.1 Bases de données utilisées 83

2.1.1 Description des bases de données 83

2.1.2 Exploitation des différentes bases de données 85

2.2 Caractérisation du comportement mécanique in vivo des tissus mous de la cuisse pour la modélisation éléments finis 87

2.2.1 Revue de littérature..... 87

2.2.2 Travail personnel : Caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous de la cuisse. 94

2.2.3 Conclusion..... 111

2.3 Caractérisation du chargement exercé sur le membre résiduel..... 113

2.3.1 Revue de littérature : Estimation du torseur des actions mécaniques du membre résiduel sur le bassin pour la prédiction des efforts des muscles de la hanche..... 113

2.3.2 Travail personnel : Modélisation musculosquelettique du membre résiduel et du bassin de sujets amputés au niveau fémoral et évaluation de l'impact de l'appui ischiatique sur l'estimation des efforts musculaires..... 122

2.3.3 Conclusion..... 149

2.4 Synthèse..... 151

3 Travail personnel – Modélisation éléments finis de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture fémorale : Construction et exploitation..... 153

3.1 Simulation des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture : construction et évaluation d'un modèle de référence..... 153

3.1.1 Introduction..... 153

3.1.2 Matériels et méthodes : Construction d'un modèle éléments finis du membre résiduel et de l'emboîture..... 155

3.1.3 Résultats..... 168

3.1.4 Discussion..... 176

3.1.5 Conclusion..... 181

3.2 Exploitation du modèle éléments finis : influence des paramètres d'entrée du modèle sur la répartition des pressions à l'interface..... 183

3.2.1 Introduction..... 183

3.2.2 Matériels et méthodes..... 185

3.2.3 Résultats..... 194

3.2.4 Discussion..... 207

3.2.5 Conclusion..... 213

3.3 Synthèse 215

Discussion générale 219

Annexes 223

Liste des publications et communications 263

Bibliographie 265

1 LES APPORTS DE LA MODELISATION NUMERIQUE POUR LA COMPREHENSION DES INTERACTIONS MECANIQUES ENTRE LE MEMBRE RESIDUEL ET L'EMBOITURE DES PERSONNES AMPUTEES AU NIVEAU FEMORAL

1.1 PROBLEMATIQUES ET ENJEUX DE LA CONCEPTION DES EMBOITURES FEMORALES

1.1.1 Description anatomique du membre résiduel

Les membres inférieurs sont les membres permettant la locomotion. En comparaison des membres supérieurs, ils sont composés de structures puissantes permettant notamment le passage de la position assise à la position debout.

Dans le cadre de ce travail, la description anatomique du membre inférieur se limitera à une description succincte des structures agissant sur l'articulation de la hanche, les articulations inférieures au genou n'étant plus présentes dans le cadre des amputations transfémorales. L'ensemble des descriptions anatomiques de ce chapitre sont issues de (Tortora et al., 2012; Briggs, 2015). L'innervation et la vascularisation du membre résiduel n'étant pas étudiées dans la suite du manuscrit, ces aspects ne sont pas détaillés ici.

1.1.1.1 Structure osseuse

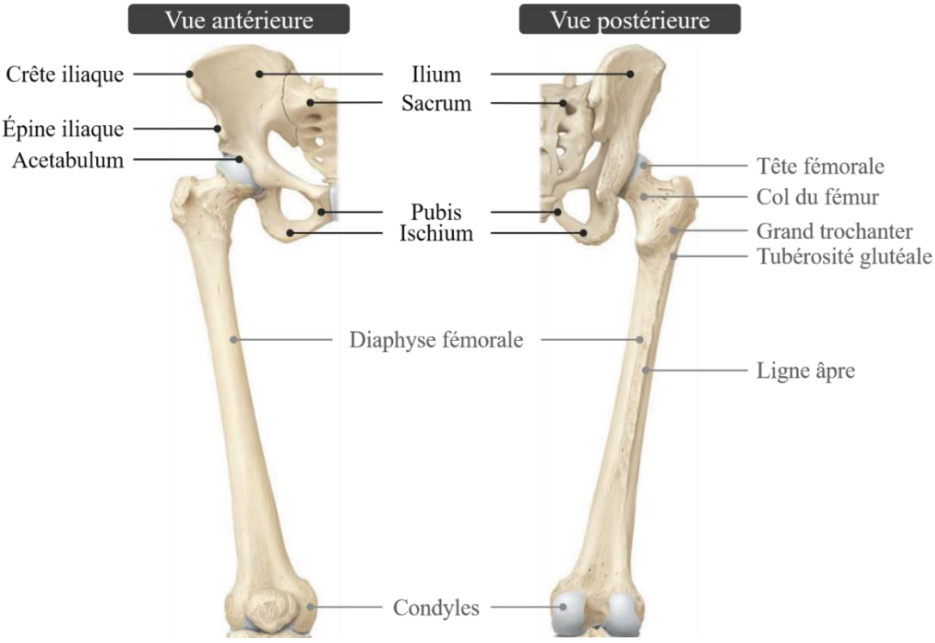


Figure 1 : Description anatomique du fémur et du bassin. Adaptée de (Tortora et al., 2012).

Les principaux os de la région pelvienne sont le sacrum, le pelvis et le fémur. Pour la suite, le bassin désignera la structure englobant le pelvis et le sacrum. En particulier, le pelvis est lui-même constitué de trois os fusionnés : l'ilium, le pubis et l'ischion. L'acétabulum est une des structures remarquables du bassin. Il s'agit de la cavité articulaire du pelvis dans laquelle vient s'insérer la tête du fémur formant ainsi la liaison coxo-fémorale, ou hanche (Figure 1). Dans le cadre des amputations transfémorales, on distinguera les désarticulations du genou, dites amputations de Gritti, pour lesquelles le fémur est conservé dans son intégralité, des amputations du fémur, où les condyles et une partie de la diaphyse sont retirés.

L'articulation coxo-fémorale est une articulation synoviale assimilée à une liaison rotule dont les mouvements autorisés sont : la flexion, l'extension, l'abduction, l'adduction ; la rotation interne et la rotation externe (Figure 2).

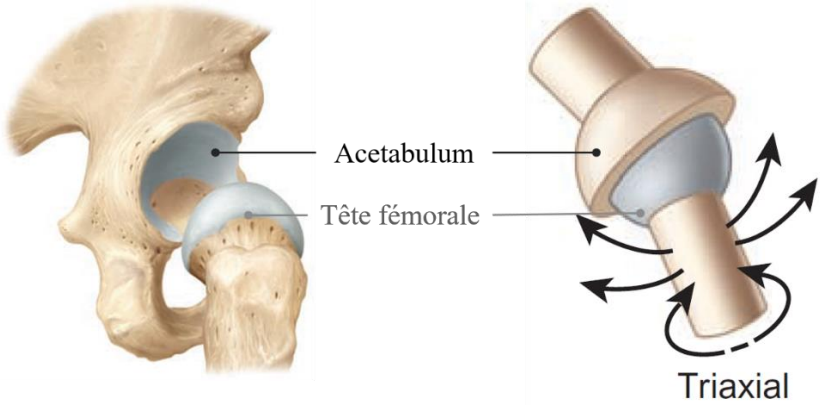


Figure 2 : Modélisation mécanique de la liaison de la hanche par une rotule. Adaptée de (Tortora et al., 2012).

1.1.1.2 Structure ligamentaire

Trois ligaments permettent de stabiliser l'articulation (Figure 3), il s'agit des ligaments :

- Iliofémoral, situé sur la face antérieure de la hanche,
- Pubofémoral, situé sur la face antéroinférieure de l'articulation,
- Ischiofémoral, localisé sur la face postérieure de la hanche.

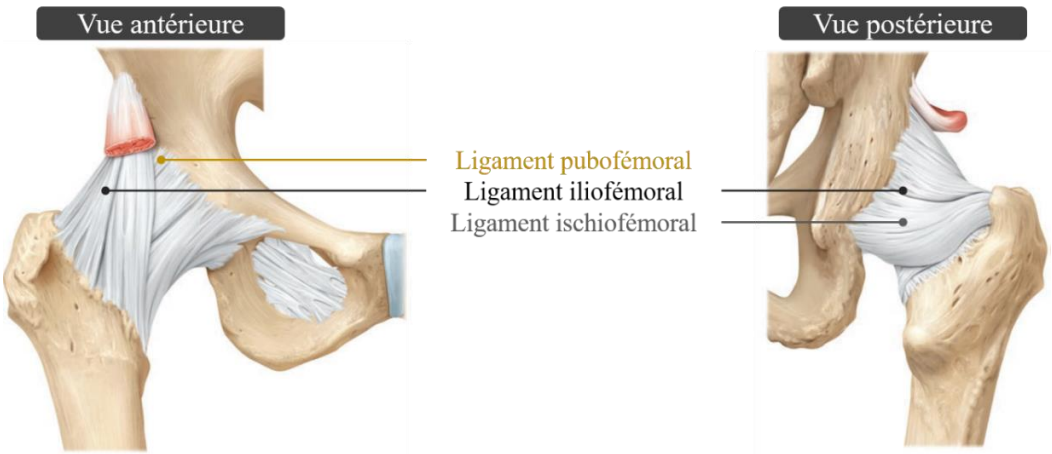


Figure 3 : Ligaments de la liaison coxo-fémorale. Adaptée de (Tortora et al., 2012).

1.1.1.3 Structures musculaires

L'Annexe A récapitule les muscles de la hanche, leurs géométries, insertions, terminaisons et fonctions.

Plusieurs groupes musculaires peuvent agir sur l'articulation coxo-fémorale. D'autres structures musculaires résiduelles à l'amputation peuvent également être présentes. Il s'agit des muscles du genou s'insérant sur le fémur. N'intervenant pas dans l'articulation de la hanche, ces muscles ne seront donc pas détaillés ici.

La région glutéale se compose des muscles grand, moyen et petit fessiers, des muscles jumeaux, du carré fémoral des muscles obturateurs interne et externe ainsi que du piriforme. Ils se situent sur la face postéro-latérale du pelvis et sur l'extrémité distale du fémur. Ils sont principalement responsables de l'abduction, de l'extension et des rotations externe et interne du fémur.

Toujours sur la face postérieure se trouvent les ischio-jambiers se composant du biceps fémoral, du semi-tendineux et du semi-membraneux. Ces muscles participent principalement à l'extension de hanche. Le biceps fémoral a pour origine la face postérieure de la tubérosité ischiatique ainsi que la ligne âpre du fémur. Le semi-tendineux et le semi membraneux, s'insérant tous les deux sur la tubérosité ischiatique agissent également sur l'extension de hanche. Le semi-tendineux se termine sur la face supérieure médiale du tibia tandis que le semi-membraneux se termine sur la face médiale du tibia.

Les principaux muscles agissant sur l'adduction de hanche sont les muscles grand, moyen et petit adducteurs, ainsi que le gracile et l'obturateur externe. Les muscles adducteurs s'insèrent sur la branche du pubis et se terminent sur différentes portions de la diaphyse fémorale. Le grand adducteur agit également sur la rotation externe, la flexion et l'extension de hanche. Le moyen adducteur agit quant à lui sur la rotation interne du fémur tandis que le court adducteur permet la rotation externe. Le gracile s'insère lui aussi sur le pubis et de termine sur la surface médiale supérieure du tibia et permet la rotation interne du fémur. L'obturateur externe quant à lui a pour origine la face externe du pubis et se termine sur la fosse trochantérique et agit sur la rotation externe de la hanche.

Sur la face antérieure de la cuisse, il est possible d'identifier le muscle pectiné qui s'insère sur le pubis et rejoint la crête du pectiné sur le fémur. Le pectiné est un muscle abducteur et fléchisseur de hanche. Toujours sur la face antérieure, l'iliopsoas se compose du grand psoas et de l'iliaque. Le grand psoas s'insère sur les vertèbres tandis que l'iliaque trouve son origine dans la fosse iliaque de l'ilium. Ces deux muscles ont pour terminaison l'épiphyse supérieure du fémur. Ainsi l'iliopsoas permet la flexion du fémur. Le muscle tenseur du fascia lata, s'insérant sur la crête iliaque et se terminant sous le plateau latéral du tibia permet l'abduction, la rotation interne ainsi que la flexion de hanche. Le sartorius est le plus long muscle du corps humain. Il prend son origine sur l'épine iliaque et se termine sur la surface supérieure médiale du tibia pour agir sur l'adduction et la rotation externe du fémur par rapport au bassin.

Les quadriceps occupent la plus grande part du volume de la cuisse. Parmi ces muscles seul le droit fémoral, prenant son origine au niveau de l'épine iliaque, au-dessus de l'acetabulum et sur l'épiphyse proximale du fémur et se terminant sur la tubérosité tibiale, permet la flexion de la hanche.

1.1.1.4 L'amputation

Dans de nombreux cas, la technique chirurgicale utilisée sera l'ostéomyoplastie (Figure 4). Dans un premier temps le chirurgien procède à l'incision de la peau. L'os est coupé légèrement plus haut que les tissus mous. Les groupes musculaires interne et externe ainsi qu'antérieur et postérieur sont ensuite suturés ensemble en un même point d'attache inférieur, et ce afin de rétablir en partie le jeu agoniste-antagoniste des muscles (Figure 4e et Figure 4f) afin d'éviter leur atrophie et de couvrir l'extrémité distale du fémur d'une épaisse couche de tissus sains.

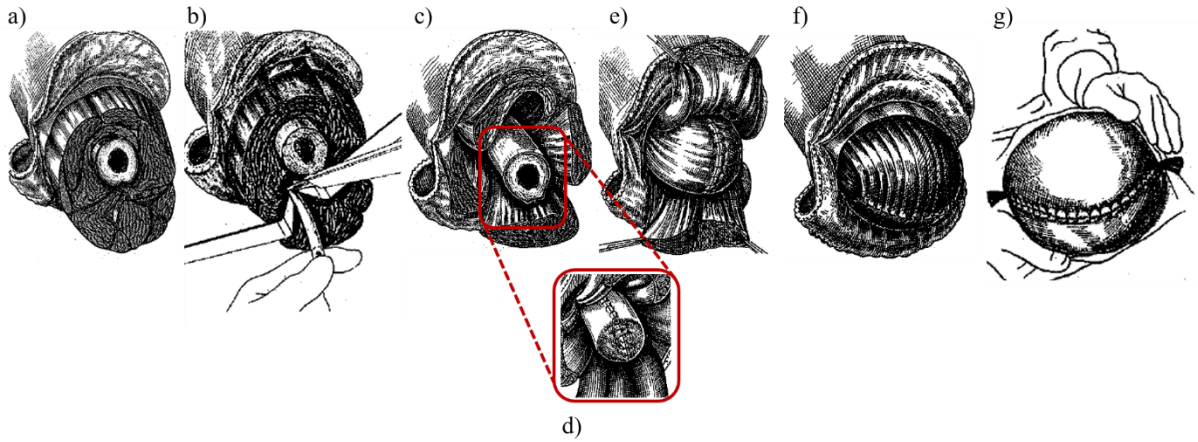


Figure 4 : Étapes de l'amputation transfémorale par ostéomyoplastie : (a) section cutanée, (b) résection du nerf sciatique, (c) préparation des lambeaux musculaires, (d) couverture de l'extrémité osseuse, (e) suture des plans musculaires médial et latéral, (f) Suture des plans musculaires antérieur et postérieur, (f) fermeture cutanée. Adaptée des documents du DUHAM de l'IRR Nancy de l'année 2017

À la suite de cette amputation, des ossifications hétérotopiques, c'est-à-dire une régénération osseuse anormale, potentiellement douloureuse, peuvent se créer dans les tissus mous. Cette ossification intervient à l'extrémité distale du fémur, modifiant la géométrie distale de ce dernier.

À la suite de l'amputation, une réduction de la masse musculaire ainsi qu'une atrophie des muscles peut intervenir dans les mois qui suivent l'opération. En effet, non seulement l'amputation induit une ablation d'une portion du muscle mais elle touche également aux nerfs permettant le recrutement de ces différentes structures musculaires (Gottschalk, 1999). Durant l'opération, le chirurgien procède à une résection du nerf sciatique. La cicatrisation de ce nerf forme un névrome qui, dans certains cas, peut amener à des douleurs dans le membre résiduel parfois plusieurs années après l'amputation. Toutefois, la plupart du temps ces névromes restent silencieux (Sautreuil et al., 2007).

1.1.2 Appareillage dans le contexte des amputations transfémorales

1.1.2.1 Qu'est-ce que l'appareillage ?

L'appareillage du membre inférieur est le processus permettant de remplacer le membre amputé par une prothèse afin de permettre la réalisation des tâches de la vie quotidienne le plus simplement et naturellement possible. Cette dernière se compose d'un pied prothétique, d'un genou (dans le cas d'une prothèse fémorale), d'adaptateurs et d'une emboîture qui peut s'accompagner d'un manchon (Figure 5). La prothèse ainsi conçue doit idéalement remplacer le membre amputé en termes de mobilité et de sensation (Orr et al., 1982) tout en étant suffisamment confortable pour être portée. Le visuel de la prothèse est également important pour son acceptation (Murray et al., 2002; Carroll et al., 2004). Une esthétique peut être ajoutée afin que le membre prothétique soit visuellement fidèle au membre sain.

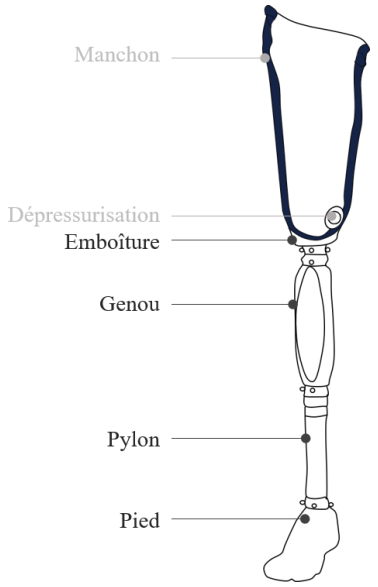


Figure 5 : Prothèse transfémorale composée d'une emboîture, d'un genou et d'un pied prothétique ainsi que d'éléments de liaison comme le pylon. Un manchon peut être placé entre l'emboîture et le membre résiduel. Un système d'attache peut éventuellement être ajouté par le biais d'une sangle, d'un manchon à accroche distale ou par une valve de dépressurisation.

La prothèse est donc un ensemble modulaire dont chaque composant est choisi en fonction des personnes à appareiller, de leurs objectifs, des contraintes médicales et de l'environnement d'utilisation. L'ensemble des réglages des composants et, principalement, l'alignement de la prothèse sont autant de leviers pour s'adapter spécifiquement à la marche d'une personne équipée de sa prothèse. L'alignement est un réglage relatif de la position du pied, du genou et de l'emboîture par rapport au membre résiduel en jouant sur les angles et distances relatives des différents composants.

Lorsque la prothèse n'est pas en appui sur le sol, la liaison entre l'emboiture et le membre résiduel peut se faire par différents moyens regroupés autour du terme générique de « suspension ». Celle-ci peut être réalisée par le biais de ceinture et baudrier (Figure 6a). Plusieurs types de ceinture sont utilisés mais leur principe de fonctionnement reste le même. Ces ceintures sont composées de deux parties : une première

lanière sert d'attache au bassin de la personne appareillée et une seconde est accrochée à l'emboîture. Ces systèmes sont principalement recommandés pour les personnes ayant des membres résiduels très courts ou ayant du mal à recruter les muscles du membre résiduel. Autrement, une des méthodes de suspension privilégiée est l'isolement à la pression atmosphérique. De manière passive, la dépression réalisée dans l'emboîture est obtenue grâce à une valve de dépressurisation localisée sur la face antérieure de la zone distale de l'emboîture. La personne amputée se met en appui sur sa prothèse afin d'éliminer un maximum d'air entre le membre résiduel et l'emboîture. Après quoi, la valve est refermée, assurant ainsi le maintien en position de la prothèse sur le membre résiduel. Cette technique nécessite cependant que le serrage initial de l'emboîture ne laisse que peu de jeu avec la cuisse. Se faisant, la mise en place de l'emboîture peut s'avérer ardue. L'ajout d'une collerette sur l'emboîture ou le manchon permet de limiter le serrage tout en assurant la dépressurisation (Figure 6b). Cette dépression peut également s'obtenir de manière active à l'aide d'une pompe mécanique ou électrique. La dépressurisation est dans ce cas plus intense et permet de contrôler le volume du membre résiduel qui est alors accolé à la paroi de l'emboîture (Figure 6d). Enfin le maintien de la prothèse peut également se faire avec une accroche distale située sur le manchon (Figure 6c). Plutôt conseillée pour les personnes les moins actives, cette solution est plus sécurisante puisque l'accroche est assurée malgré les éventuelles variations de volume du membre résiduel (Kapp, 2000; Muller, 2016).

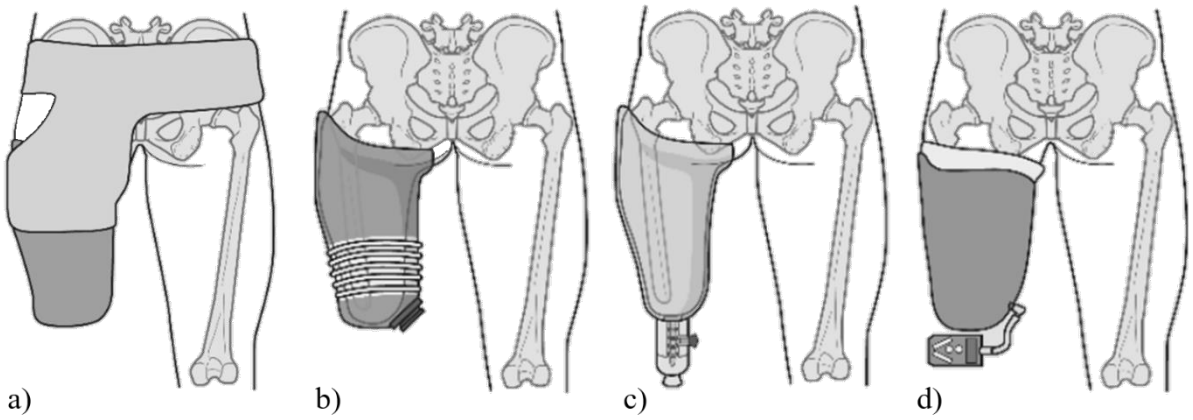


Figure 6 : Présentation de différents système de suspensions des emboîtures fémorales : (a) attache par ceinture, (b) valve de dépressurisation passive avec manchon à collerette, (c) attache distale sur le manchon et (d) pompe de dépressurisation. Adaptée de (Muller, 2016).

Figure 7 : Mise en place du manchon sur le membre résiduel.

Dans le cas des emboîtures fémorales, la prescription d'un manchon n'est pas systématique bien qu'elle tende à se généraliser. Comme cela a été décrit précédemment, le manchon peut aider à la suspension de la prothèse mais également à répartir les pressions à l'interface. En effet, contrairement aux tissus plantaires, les tissus du membre résiduel ne sont pas accoutumés aux efforts induits par la marche (Dudek et al., 2005). Le manchon est réalisé en matière souple, pouvant être de la silicone, du polyuréthane ou d'autres élastomères. Les compositions exactes des manchons dépendent cependant des fabricants. Les manchons sont produits en série, néanmoins pour les sujets difficilement appareillables ou souffrant d'allergies, ils peuvent également être réalisés sur mesure, aussi bien en termes de composition que de géométrie. Étant volontairement serrés sur le membre résiduel, les manchons doivent être déroulés sur le membre résiduel depuis l'extrémité distale pour être enfilés (Klute et al., 2010) (Figure 7).

L'emboîture est réalisée par un orthoprothésiste dont la tâche est de concevoir une interface entre le membre résiduel et la prothèse. La géométrie de cette interface, c'est-à-dire les surfaces de contact et le serrage, doit assurer le transfert des actions mécaniques entre la prothèse et le membre résiduel tout en étant la plus confortable possible. Cela se fait grâce à différent aspects de conception de l'emboîture. En effet, les surface de contacts de l'emboîture doivent, entre autres, permettre le recrutement des muscles du membre résiduel, comme les extenseurs de hanche, pour assurer le déroulement du pas lors de la marche appareillée (Radcliffe, 1955; Klotz et al., 2011; Ortiz, 2013). C'est également grâce à ces surfaces de contact que la personne amputée peut prendre appui sur sa prothèse, notamment par le biais de l'appui ischiatique qui sera décrit plus loin (Radcliffe, 1955). En outre, le serrage et le frottement à l'interface doivent également favoriser la tenue de la prothèse lorsque que le pied prothétique ne touche pas le sol (Mak et al., 2001). Toutefois, des surfaces de contact et un serrage mal définis peuvent induire de l'inconfort voir des lésions des tissus mous du membre résiduel (Wu et al., 2003; Lee et al., 2005; Cagle et al., 2018). Or une emboîture inconfortable ou induisant des blessures ne sera pas ou peu portée, ce qui augmente le risque de comorbidités chez les personnes amputées (Burgess et al., 1992). De fait,

la fabrication de l'emboîture demande un haut niveau de qualification car les choix de conception de cette interface ont un impact direct sur la qualité de vie des personnes amputées.

1.1.2.2 Les difficultés de l'appareillage

Lorsque la prothèse ne convient pas à son utilisateur, l'orthoprothésiste doit pouvoir identifier la cause de l'insatisfaction. Chacune des étapes de la fabrication de la prothèse, qu'il s'agisse du choix des composants, de la fabrication de la prothèse ou de l'alignement, peut être source de mécontentement. De plus, ces différentes phases ne sont pas indépendantes les unes des autres. En effet, le choix des composants influence directement la stratégie d'alignement de la prothèse qui modifie elle-même les contraintes à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture (Boone et al., 2013; Kobayashi et al., 2013; Muller, 2016). Ces contraintes, qui comprennent notamment les pressions à l'interface, sont indirectement prises en compte lors de la conception de l'emboîture par l'orthoprothésiste, notamment grâce aux retours de ses patients.

D'autre part, le membre résiduel étant une structure biologique vivante, le volume ou encore le tonus musculaire (§ 1.1.1.4) évoluent tout au long de la vie de la personne amputée. Il convient donc de concevoir et fabriquer une nouvelle emboîture dès lors que la précédente n'est plus adaptée au membre résiduel. Il est alors important pour l'orthoprothésiste de prendre en compte les préférences de son patient vis-à-vis de son emboîture mais également d'adapter cette dernière aux changements survenus entre deux rendez-vous.

L'appareillage est donc un processus complexe visant à concevoir une prothèse permettant de transmettre les actions mécaniques du sol au squelette de la personne amputée tout en étant la plus confortable possible. Le résultat dépend, toutefois, de nombreux facteurs dépendants les uns aux autres. Des questionnaires ont été développés pour évaluer la satisfaction des personnes amputées vis-à-vis de leur prothèse, le PEQ, ou *Prosthesis Evaluation Questionnaire*, étant l'un des plus utilisé en recherche (Boone et al., 2006). Ces questionnaires sont cependant peu appliqués en routine clinique. De fait, l'orthoprothésiste évalue principalement son travail selon le ressenti de son patient et son expérience

1.1.3 Conception et fabrication de l'emboîture

1.1.3.1 Processus de fabrication de l'emboîture

La conception et la fabrication de l'emboîture sont le fruit d'un suivi personnalisé de chaque personne à appareiller. Le processus entièrement manuel, permet à l'orthoprothésiste de s'adapter à l'ensemble des spécificités de son patient (Gailey et al., 2017).

La procédure (Figure 8) se fait en plusieurs étapes. En premier lieu, une inspection du membre résiduel permet de localiser les cicatrices et autres zones douloureuses du membre résiduel, ainsi que d'estimer

son tonus musculaire (Figure 8, étape 1). Un moulage du membre résiduel est, ensuite, réalisé par l'orthoprothésiste à l'aide de bandes de plâtre (Figure 8, étape 2). Durant ce moulage, l'orthoprothésiste insiste sur certaines zones afin de diriger les tissus mous, dans le but d'obtenir une ébauche des appuis de l'emboîture directement sur le plâtre. Le moulage est donc orienté ce qui facilite par la suite les rectifications. Une fois le moulage fini, du plâtre est coulé pour obtenir le positif du membre résiduel (Figure 8, étape 3) sur lequel sont effectuées les rectifications. Durant les rectifications de la matière est ajoutée localement sur les zones peu tolérantes à la pression et enlevée sur les zones d'appui. Plus globalement le volume du plâtre est réduit sur grande partie de la surface afin de définir le serrage de l'emboîture (Figure 8, étape 3). Une emboîture d'essai en matière thermoplastique est thermoformée sur le positif pour obtenir l'emboîture provisoire (Figure 8, étape 4). Des essais en statique, consistant à mettre la personne en appui sur sa prothèse dans différentes configurations, permettent ensuite de procéder aux premières retouches et à l'alignement de la prothèse. L'emboîture provisoire étant réalisée en matière thermoplastique transparente, l'orthoprothésiste peut, de cette manière, vérifier l'apparition de rougeurs sur la peau de son patient, signe de surpressions appliquées par l'emboîture. Les retouches et l'alignement sont ensuite corrigés lors des essais en dynamique durant lesquels la personne amputée marche équipée de sa prothèse. Une fois son patient satisfait, l'orthoprothésiste procède à la fabrication de l'emboîture définitive en matériau composite, comme la fibre de carbone par exemple.

Malgré une procédure bien rodée, force est de constater, qu'un certain nombre de personnes amputées peuvent être gênées par leur emboîture (Dillingham et al., 2001). Ceci peut s'expliquer par le fait que la qualité du résultat final dépend grandement de l'expérience de l'orthoprothésiste, de la manière dont il interprète les concepts de mesures et de rectifications et de la façon dont il forme les appuis lors du moulage (Klasson, 1985). L'avis du patient est également pris en compte lors du processus d'essai/erreur mis en place pour la conception de l'emboîture. Qu'il s'agisse de l'avis d'expert de l'orthoprothésiste ou du ressenti de son patient, ce ne sont là que des informations qualitatives, indispensables pour obtenir un appareillage satisfaisant les besoins de la personne amputée, mais insuffisantes pour garantir le succès du processus d'appareillage. Le résultat final dépend donc de l'opérateur. De fait, la répétabilité du processus par un même orthoprothésiste n'est pas garantie comme cela a pu être montré par plusieurs auteurs au sujet des rectifications d'emboîtures transtibiales (Klasson, 1985; Buis et al., 2003; Convery et al., 2003). Une des raisons du défaut de répétabilité du processus de conception et de fabrication est l'absence d'information quantitative pour l'évaluation de ces emboîtures (Mak et al., 2001).

Néanmoins, la qualité de l'emboîture est un des facteurs prépondérants de l'acceptation de la prothèse (Legro et al., 1999). Le manque de répétabilité, induit par le manque de données quantitatives, peut conduire à des temps d'appareillage plus longs puisque plusieurs phases d'essayages et de retouches sont nécessaires avant la conception de l'emboîture finale. L'ensemble du processus peut prendre ainsi plusieurs semaines et nécessite que la personne amputée fasse plusieurs visites à son orthoprothésiste.

Aujourd'hui de nouveaux outils, principalement numériques, sont mis à disposition des orthoprothésistes afin de les aider dans leur tâche (Paternò et al., 2018)

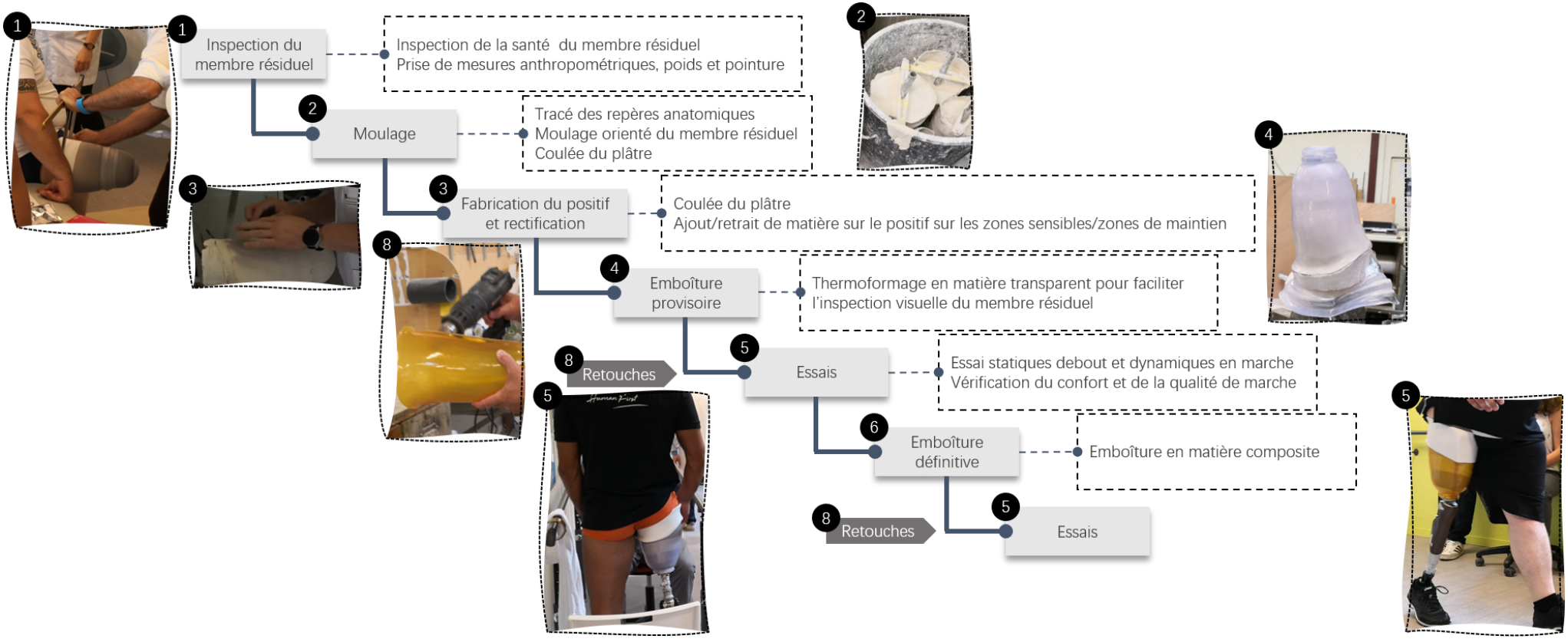


Figure 8 : Processus traditionnel de fabrication de l'emboîture. Les images sont extraites de la formation NU-FlexSIS délivrée à Proteor en novembre 2019

1.1.3.2 Les outils de conception et fabrication assistées par ordinateur dans la pratique orthopédique

La Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) est un procédé qui a déjà fait ses preuves dans l'industrie pour la conception et la fabrication de n'importe quel type de pièce et qui gagne en intérêt dans le domaine de l'orthopédie (Kidder et al., 1996; Smith et al., 2001; Barrios-Muriel et al., 2020). Des outils de différentes natures permettent aujourd'hui aux orthoprothésistes d'aborder la conception et la fabrication des emboîtures sous un angle nouveau (Figure 9). Les scanners optiques, par exemple, sont utilisés afin d'obtenir un modèle géométrique du membre résiduel. Il existe des scanners dans différentes gammes de prix permettant, même pour les prix les plus faibles, d'obtenir une bonne précision des surfaces numérisées (Claudio et al., 2015; Redaelli et al., 2018). Le maillage peut ensuite être importé dans des logiciels de rectification tels que OrtenShape (Orten, Proteor, France) (Figure 10), Rodin4D Neo (Rodin4D, Allemagne) ou encore Canfit O&P CAD/CAM System (Vorum, Canada). Ce maillage est utilisé pour définir la forme de l'emboîture comme le serait le positif en plâtre lors du processus traditionnel de rectification. Les ajouts et retraits de matière sont réalisés numériquement afin d'obtenir la forme finale du positif de l'emboîture, usinée par commande numérique, ou alors la forme finale de l'emboîture qui peut être directement imprimée en 3D (Herbert et al., 2005) (Figure 11).

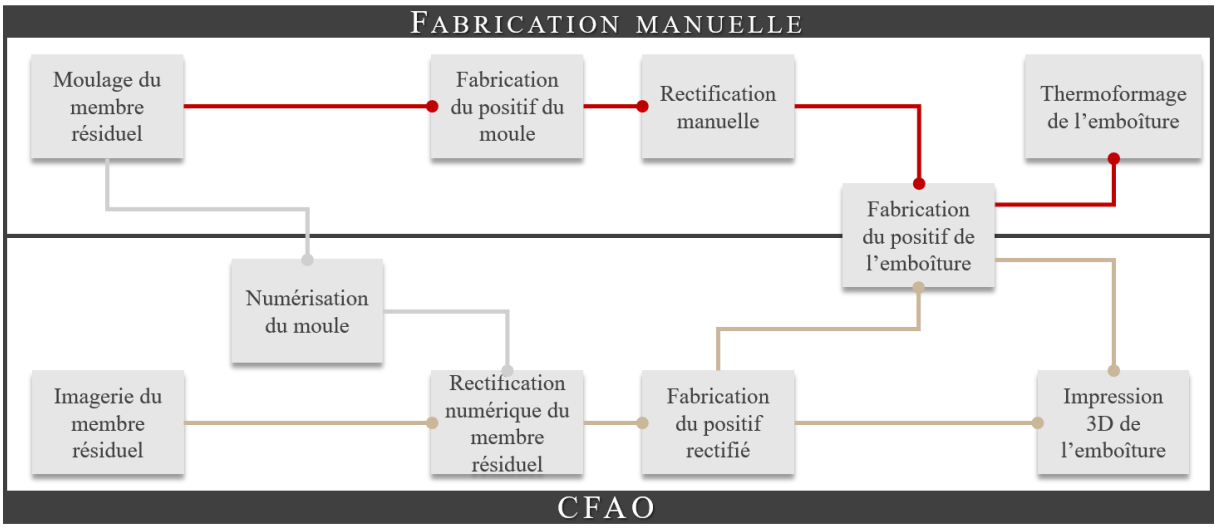


Figure 9 : Comparaison des processus de fabrication de l'emboîture : méthode manuelle et méthode numérique. Les deux méthodes ne sont pas nécessairement indépendantes. Les outils numériques sont parfois mis en application au cours du processus manuel de fabrication de l'emboîture. Adaptée de (Berke et al., 2007).

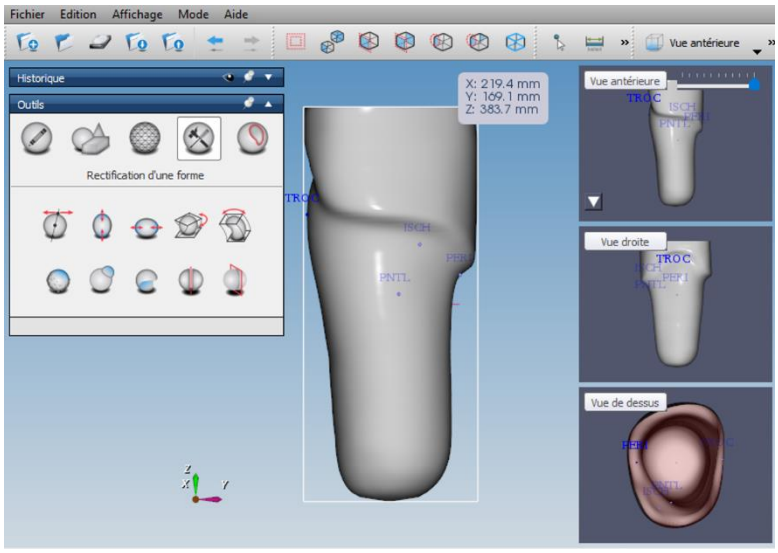


Figure 10 : Interface de rectification numérique du logiciel OrtenShape.

L'un des principaux apports des outils de CFAO est l'amélioration de la reproductibilité et la répétabilité de la conception et de la fabrication des emboîtures. Comme cela a pu être détaillé au § 1.1.2.2, le travail de l'orthoprothésiste repose essentiellement sur des informations qualitatives, telles que les retours de ses patients, ce qui peut nuire à la répétabilité du processus. Grâce aux technologies numériques, les géométries des positifs avec et sans rectifications, peuvent être stockées sous forme numérique et ainsi constituer la base de travail des orthoprothésistes. Ils peuvent de cette manière utiliser les logiciels de rectification et conserver les modifications de forme ayant plu à leur patient réduisant ainsi le temps d'appareillage et améliorant la satisfaction des personnes appareillées. De plus, le volume du membre résiduel étant ainsi enregistré, il est possible d'avoir un suivi quantitatif de son évolution mais également des rectifications réalisées sur l'emboîture.

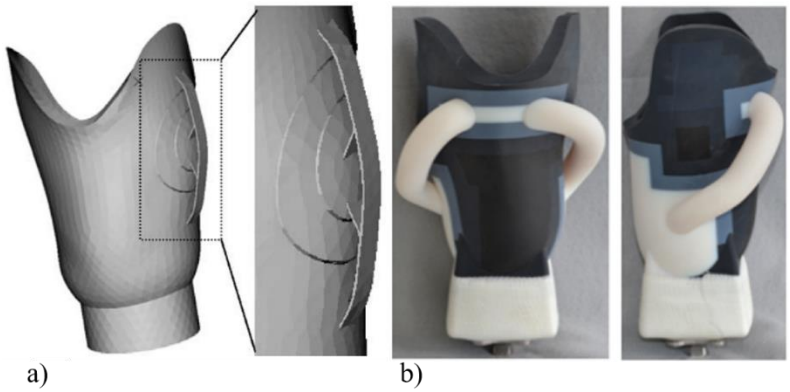


Figure 11 : Concepts d'emboîtures (a) à géométrie souple, d'après (Faustini et al., 2006a), et (b) à raideur variable, d'après (Sengeh et al., 2013)

D'autres part, l'utilisation de machines à commande numérique et d'imprimantes 3D ouvre la voie à des designs d'emboîture innovants qu'il ne serait pas possible d'obtenir autrement. Qu'il s'agisse des matériaux (Herr et al., 2013; Sengeh, 2016) (Figure 11b) ou de la forme de l'emboîture (Faustini et al., 2006b; Rogers et al., 2008; Ojeda et al., 2015) (Figure 11a), les nouveautés proposées par les chercheurs et les orthoprothésistes sont principalement conçues dans le but d'offrir des solutions alternatives à

l'appareillage classique pour les personnes difficiles à appareillées, mais également dans le but de repenser l'emboîture pour proposer un appareillage plus léger, plus confortable sans nuire au transfert des actions mécaniques entre la prothèse et le membre résiduel.

1.1.3.3 D'un modèle géométrique vers un modèle biomécanique

La fabrication de l'emboîture peut, comme cela a été vu précédemment, se décomposer en plusieurs parties : la prise de mesures, le moulage, la rectification, les essayages et ajustements. Si les outils de numérisation, tels que les scanners optiques, permettent d'obtenir la géométrie du membre résiduel avec une bonne précision, sans le déformer, et donc d'améliorer la prise de mesure, il n'en va pas de même pour le moulage. En effet, en amont de la prise d'empreinte, l'orthoprothésiste procède à une inspection du membre résiduel afin de distinguer, entre autres, les reliefs osseux et les zones sensibles (1.1.3.1). Ces informations ne peuvent pas être obtenues à partir des scanners optiques, d'autant plus dans le cas des membres résiduels de sujets amputés au-dessus du genou pour lesquels les épaisseurs de tissus mous sont importantes. Elles n'en sont pas moins primordiales pour la conception de l'emboîture, en particulier pour la définition du support sous ischiatique (Kidder et al., 1996). L'appui ischiatique est, en effet, prédéfini lors de la prise d'empreinte sur le membre résiduel. C'est au cours de la prise d'empreinte que l'orthoprothésiste définit les zones d'appuis en orientant les tissus mous. Les zones d'appuis sont ensuite retravaillées lors de l'étape de rectification.

C'est également au cours de la prise d'empreinte que l'orthoprothésiste évalue, qualitativement, la rigidité des tissus mous du membre résiduel. L'orthoprothésiste n'a ainsi pas la même démarche pour un patient selon que les tissus soient plus ou moins durs (Malinauskas et al., 1989; Pitkin, 2006). Il s'agit ici du principe de *surface matching* défendu par Klasson qui énonce qu'une emboîture rigide sera recommandée pour un membre résiduel ferme, alors qu'une emboîture souple sera plutôt recommandée pour des tissus moins raides (Schuch, 1988). L'orthoprothésiste peut ainsi classer le membre résiduel selon la condition des tissus mous du membre résiduel et adapter la forme et les matériaux de l'emboîture à son patient.

Ainsi, bien que les outils numériques semblent très prometteurs pour une application orthopédique, ils demeurent peu utilisés pour la conception des emboîtures, et, en particulier, dans le cas des amputations transfémorales (Colombo et al., 2010). En réalité ces outils ne donnent lieu qu'à un modèle géométrique, c'est-à-dire ne permettant d'agir que sur l'enveloppe externe du membre résiduel. Pour aller encore plus loin, l'évaluation du tonus musculaire ainsi que la prise d'empreinte ou la définition des reliefs osseux doivent être intégrées aux outils de CFAO précédemment cités.

Ainsi, les outils de CFAO, très largement prisés dans de nombreux domaines, ne suffisent pas à eux seuls à répondre aux besoins des orthoprothésistes. Néanmoins, combinée à d'autres outils d'imagerie et de simulation, la CFAO pourrait apporter de nouvelles perspectives aux orthoprothésistes ainsi qu'à

leurs patients. En outre, les méthodes numériques, comme la simulation par éléments finis, pourraient apporter les informations quantitatives manquantes pour la quantification des contraintes à l'interface du membre résiduel à condition de respecter les contraintes matérielles/financières et temporelles des professionnels.

1.1.4 Synthèse

L'emboîture est un des composants clés de la prothèse puisqu'il s'agit de l'élément faisant le lien entre le membre prothétique et le corps de la personne amputée. De plus, elle doit pouvoir répondre à deux besoins difficilement conciliables. D'une part, l'emboîture doit transmettre les efforts exercés par le sol sur le pied prothétique au reste du squelette, et inversement les efforts du corps de la personne amputée à la prothèse. D'autre part, l'interface doit être suffisamment confortable pour de ne pas nuire à l'intégrité des tissus sous-jacents. Ces deux fonctions sont d'autant plus difficiles à concilier que cela dépend grandement des préférences de la personne amputée, de sa condition physique ou encore du contexte d'utilisation de la prothèse. L'emboîture doit également être adaptée aux spécificités du membre résiduel de chacun afin de répondre aux besoins précédemment cités. La conception de série n'est donc pas appropriée ici. Néanmoins le processus de fabrication traditionnel de l'emboîture est grandement chronophage pour l'orthoprothésiste mais également pour son patient et nécessite les compétences d'un professionnel aguerri. En effet, l'ensemble du processus repose principalement sur des données qualitatives dont l'interprétation découle de la manière dont l'orthoprothésiste s'est approprié les règles de bonnes pratiques de fabrication de l'emboîture. Il s'en suit un processus finalement peu répétable et reproductible.

Aujourd'hui des outils de CFAO sont mis à disposition des orthoprothésistes afin de leur apporter des données quantitatives sur la géométrie du membre résiduel ou encore sur les rectifications réalisées sur l'emboîture. Néanmoins ces outils ne permettent pas aujourd'hui de prendre en compte toutes les spécificités des membres résiduels comme les positions des reliefs osseux ou le tonus des tissus mous.

Afin de compléter les informations manquantes, certains auteurs se sont intéressés à la modélisation des structures en éléments finis. La construction et l'exploitation de ces modèles ne sont cependant pas aisées et les résultats demeurent incertains car non validés. La simplification et la validation du processus de modélisation pourraient permettre de concevoir un outil d'aide à la conception d'emboîtures, notamment dans le cas des amputations transfémorales, reposant sur les outils numériques décrits précédemment. Avant tout, une meilleure compréhension des interactions entre l'emboîture et le membre résiduel est nécessaire afin de définir les éléments importants de la modélisation.

Ce qu'il faut retenir :

- Le membre résiduel évolue au cours de la vie de la personne amputée du fait des prises ou pertes de poids ainsi que de l'atrophie musculaire.
- Le rôle principal de l'emboîture est la transmission des efforts de la prothèse au squelette et inversement.
- Plusieurs formes d'emboîtures existent visant toutes à transmettre les efforts appliqués par la prothèse tout en assurant le confort de l'utilisateur.
- L'emboîture est fabriquée par l'orthoprothésiste selon un processus traditionnellement manuel.
- Le processus traditionnel permet de s'adapter à la spécificité de chaque personne amputée mais demeure long et peu répétable et reproductible.
- Il y a un besoin clinique de données quantitatives pour l'évaluation objective des emboîtures par l'orthoprothésiste.
- Des outils de modélisation géométrique existent permettant d'améliorer la répétabilité du processus.
- Les reliefs osseux, le tonus musculaire, l'orientation des tissus ne sont pas pris en compte dans les modèles numériques géométriques proposés à l'heure actuelle.
- Les modèles géométriques, contrairement aux modèles mécaniques, ne rendent pas compte de l'ensemble des aspects du membre résiduel.

1.2 FONDEMENTS MECANIQUES POUR LA CONCEPTION D'EMBOITURE

La prothèse doit assurer le transfert des actions mécaniques du sol au squelette de la personne amputée et inversement. L'emboîture est une interface critique pour ce transfert en ce qu'elle constitue l'interface entre la prothèse et le membre résiduel. Plusieurs géométries d'emboîture ont émergé avec pour objectif transmettre ces actions mécaniques tout en étant les plus confortables possible.

Le membre résiduel peut être découpé en zones tolérantes au chargement de l'emboîture et en zones sensibles, ces dernières étant principalement localisées autour de la cicatrice, au niveau du pubis et sur l'extrémité distale du membre résiduel (Radcliffe, 1977). Cette dernière zone est particulièrement critique puisqu'il s'agit d'une zone propice pour le transfert de l'effort vertical de l'emboîture vers le membre résiduel. De la nécessité de décharger l'extrémité distale du membre résiduel, plusieurs géométries d'emboîtures ont vu le jour. Les principales formes génériques sont les emboîtures quadrilatérales, les emboîtures à ischion intégré et les emboîtures sous ischiatiques (Figure 12).

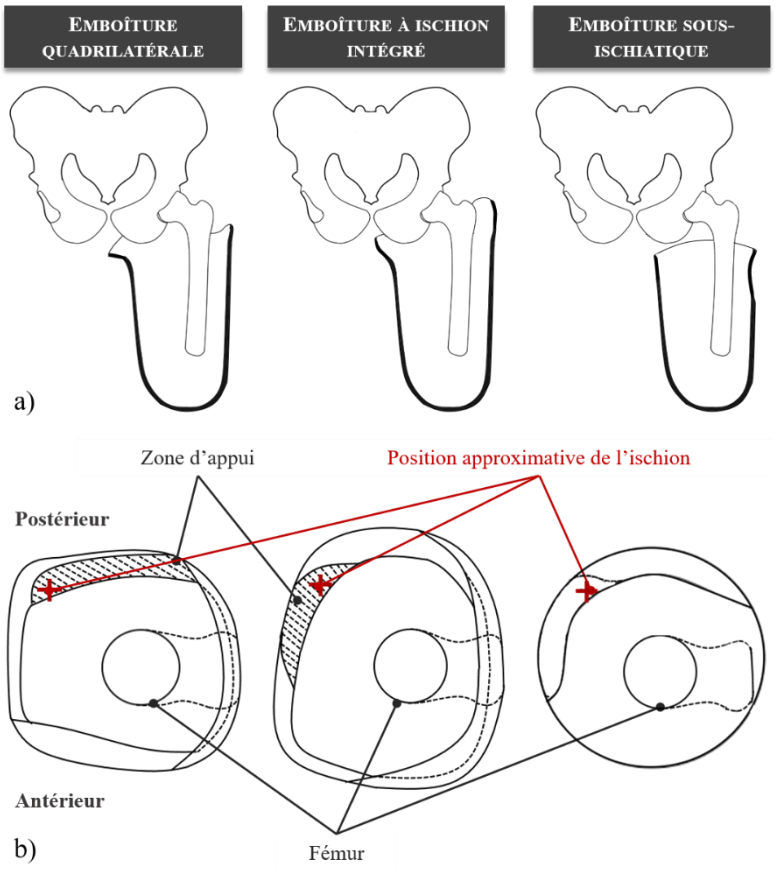


Figure 12 : Comparaison des principales formes génériques d'emboîtures (a) en vue de face et (b) en vue de dessus. La zone hachurée indique la zone d'appui du bord proximal de l'emboîture, la croix rouge indique la position approximative de l'ischion.

1.2.1 Principe de fonctionnement des emboîtures quadrilatérales

Les emboîtures quadrilatérales sont un concept d'emboîture imaginé par Radcliffe à la fin de la seconde guerre mondiale afin de répondre au besoin des mutilés de guerre (Radcliffe, 1955).

Comme cela a été détaillé précédemment, la zone distale du membre résiduel est une zone particulièrement douloureuse qui ne peut donc pas servir d'appui pour transmettre, entre autres, l'effort vertical appliqué par la prothèse. L'ischion s'est alors révélé être une zone d'appui privilégiée pour la transmission des actions mécaniques de l'emboîture au membre résiduel. Le bord proximal des emboîtures quadrilatérales est donc constitué d'un plateau sur lequel peut s'appuyer l'ischion (Figure 12a).

Naturellement, le bassin a tendance à basculer du côté sain, autour d'un point pivot situé quelque part sur l'appui ischiatique, du fait de l'action du poids du corps de la personne amputée (Figure 13).

Les principes mécaniques sous-jacents à la conception de l'emboiture ont été décrits par Radcliffe. Dans la suite de ce paragraphe, une mise en équation rigoureuse a été conduite en considérant les hypothèses suivantes : résultante des actions mécaniques dans le plan horizontal négligée et équilibre statique.

L'objectif est d'asseoir la compréhension des concepts mécaniques dans le plan frontal et le plan sagittal et de préparer l'interprétation des résultats de la modélisation éléments finis en dégageant le sens physique.

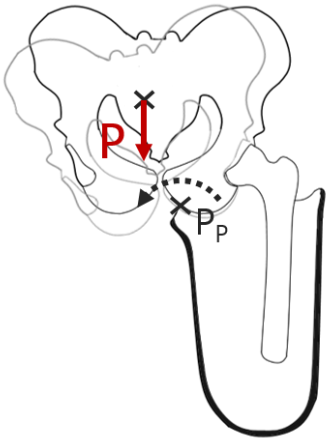


Figure 13 : Action du poids du corps de la personne amputée (P) sur le bassin autour d'un point pivot Pp localisé sur l'appui ischiatique.

En isolant le corps de la personne amputée, à l'exception du membre résiduel et de la prothèse, les actions mécaniques appliquées au système sont : l'action du fémur (F_F), l'action des tissus mous (F_{MR}), les actions musculaires (T) et le poids de la personne (P). Les actions des ligaments sont négligées ici (Figure 14a).

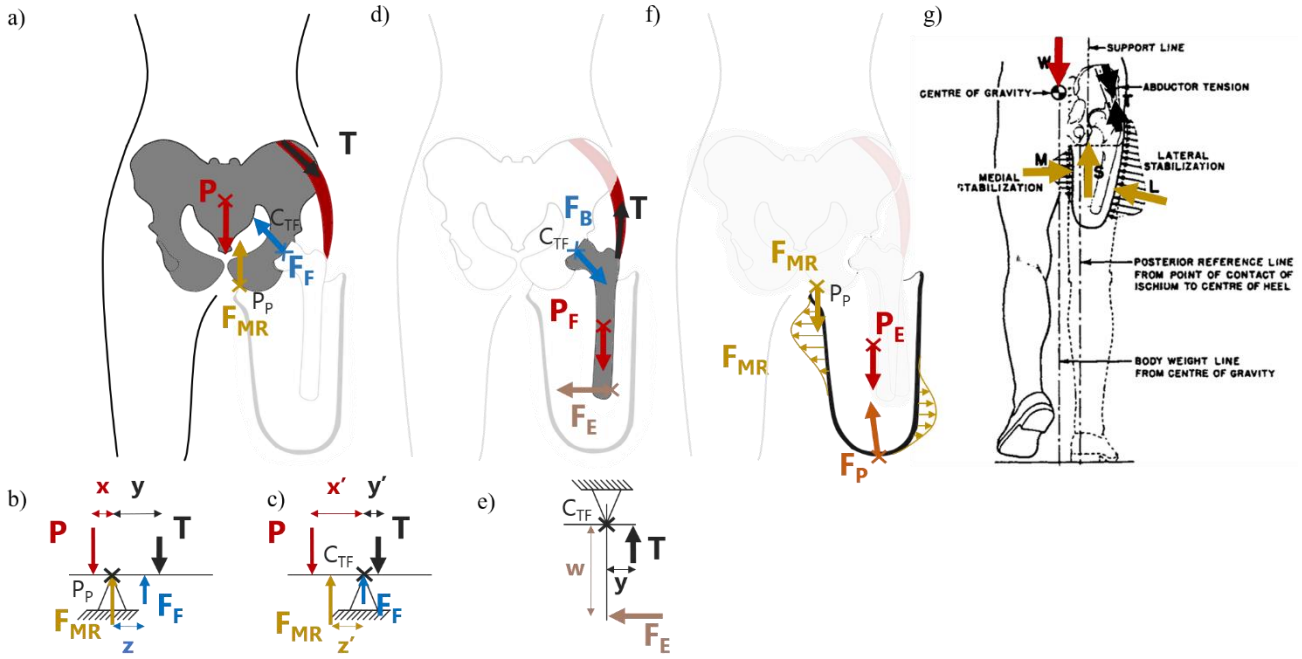


Figure 14 : Interactions entre le membre résiduel fémoral et l'emboîture dans le plan frontal. (a) Bilan des forces appliqué au corps de la personne amputée, (b) Bilan des forces induisant un moment d'abduction au bassin au point P_P. (c) Bilan des forces induisant un moment d'abduction au bassin au point C_{TF} (d)Bilan des forces agissant sur le fémur (e). Actions induisant un moment d'abduction du le fémur (f) Bilan des forces appliqués à l'emboîture. (g) Représentation de l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel, comprenant les tissus mous, le fémur et le bassin, telle que décrite par (Radcliffe, 1955).

D'après le Principe Fondamental de la Statique :

Équation 1 : $\{\tau_{(\bar{B}\to B)}\} = \{\tau_{(MR\to B)}\} + \{\tau_{(T\to B)}\} + \{\tau_{(P\to B)}\} + \{\tau_{(F\to B)}\} = \{0\}$

Le théorème de la résultante implique que :

Équation 2 : $\vec{R}_{(\bar{B}\to B)} = \vec{F}_{MR} + \vec{T} + \vec{P} + \vec{F}_F = \vec{0}$

En supposant les composantes horizontales et le moment de l'action du fémur négligeable au point C_{TF}, le théorème du moment résultant en au centre de la tête fémorale induit d'autre part pour le moment d'abduction dans le plan frontal :

Équation 3 : $M_{C_{TF}}^{Abduction}{}_{(\bar{B}\to B)} = -y' \times T - z' \times F_{MR} + x' \times P = 0$

Radcliffe précise également que plus de 50 % de l'effort vertical transmis au bassin passe par l'appui ischiatique.

En isolant le fémur (Figure 14d), le bilan des forces comprend : l'action du bassin (F_B), l'action des muscles (T) ainsi que l'action de contact des tissus mous (F_E) et du poids du fémur (P_F). Pour simplifier l'action des tissus mous est représentée par un effort de réaction localisé au barycentre des pressions la zone où les contraintes appliquées au fémur sont les plus importantes.

D'après le Principe Fondamental de la Statique :

Équation 4 : $\{\tau_{(\bar{F}\to F)}\} = \{\tau_{(E\to F)}\} + \{\tau_{(T\to F)}\} + \{\tau_{(PF\to F)}\} + \{\tau_{(B\to F)}\} = \{0\}$

Le théorème de la résultante implique que :

Équation 5 : $\vec{R}_{(\bar{F}\to F)} = \vec{F}_E + \vec{T} + \vec{P}_F + \vec{F}_B = \vec{0}$

En supposant le moment de l'action du fémur et de l'action du poids du fémur négligeables au point C_{TF}, le théorème du moment résultant au centre de la tête fémorale, C_{TF}, induit (Figure 14e) pour le moment d'abduction dans le plan frontal :

Équation 6 : $M^{Abduction}_{C_{TF}}{}_{(\bar{F}\to F)} = -w \times F_E + y \times T = 0$

L'action des muscles que le fémur se trouve en position d'abduction c'est-à-dire en contact avec la paroi de l'emboîture, par l'intermédiaire des tissus mous.

En isolant l'emboîture (Figure 14f) il vient que les actions mécaniques appliquées au système sont les suivantes : l'action de la prothèse (F_B), le poids de l'emboîture (P_E) et l'action des tissus mous (F_{MR}).

Équation 7 : $\{\tau_{(\bar{E}\to E)}\} = \{\tau_{(MR\to E)}\} + \{\tau_{(Fp\to E)}\} + \{\tau_{(PE\to E)}\} = \{0\}$

En particulier, l'action des tissus mous est une action de contact répartie sur l'ensemble de la surface de l'emboîture. Dans la (Figure 14f), cette action est distribuée en deux principales actions : l'appui sous ischion et le serrage. Par analogie avec les illustrations de (Radcliffe, 1955), l'appui sous ischion est représenté par l'action S, le serrage dans le plan frontal par les actions M et L.

Les mêmes actions mécaniques interviennent dans le plan sagittal (Figure 15). Il faut toutefois noter une différence des répartitions de l'action des tissus mous sur l'emboîture en fonction du cycle de marche (Figure 15d). En effet selon l'instant du cycle de marche, le recrutement musculaire est principalement celui des extenseurs de hanche ou celui des fléchisseurs de hanche. L'extension ou la flexion du fémur induite par l'action des muscles entraîne donc un appui localisé sur le mur antérieur ou postérieur de l'emboîture (Figure 15b).

En particulier, on peut s'intéresser au moment de flexion appliqué sur le corps de la personne amputée, à l'exception du membre résiduel et de la prothèse, au centre de la tête fémorale, toujours en négligeant les composantes horizontales des efforts au regard des composantes verticales (Figure 15f) :

Équation 8 : $M^{Flexion}_{C_{TF}}{}_{(\bar{B}\to B)} = -x' \times P + y' \times T - z' \times F_{MR} = 0$

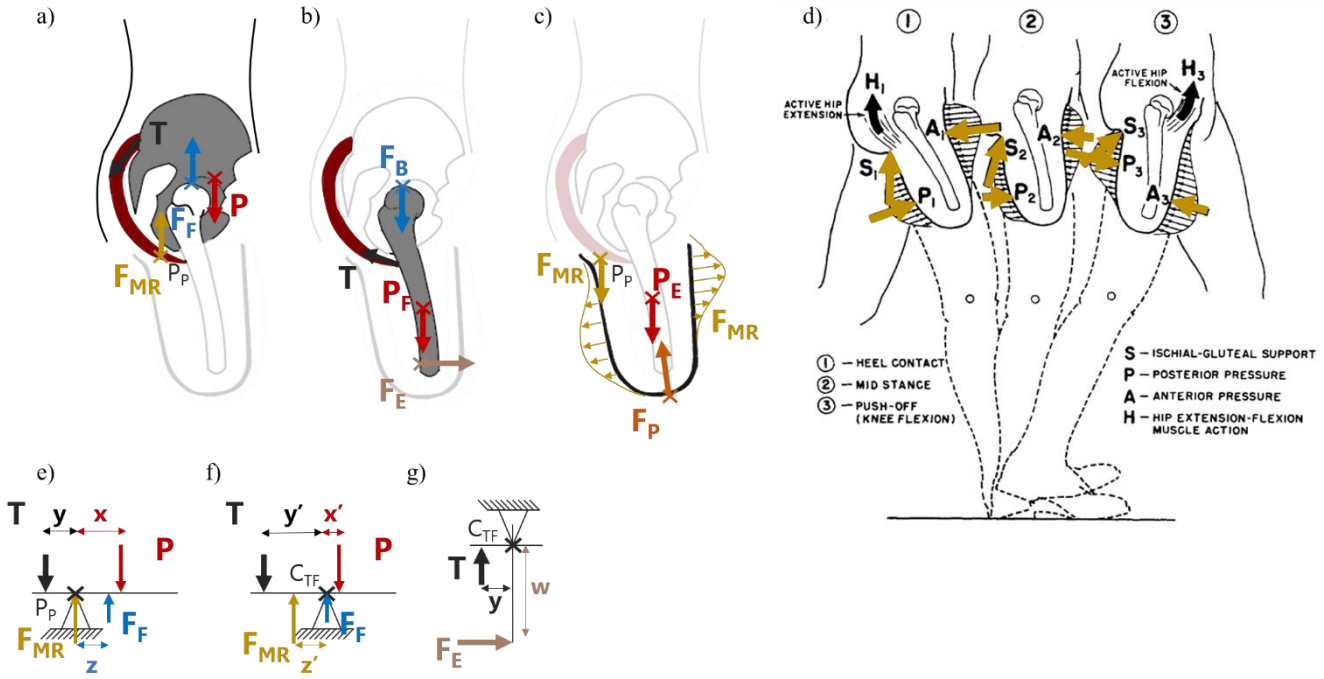


Figure 15 : Interactions entre le membre résiduel fémoral et l'emboîture dans le plan sagittal. (a) Bilan des forces appliqué au corps de la personne amputée, (b) Bilan des forces agissant sur le fémur. (c) Bilan des forces appliqués à l'emboîture, (d) Représentation de l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel, comprenant les tissus mous, le fémur et le bassin, telle que décrite par (Radcliffe, 1955) *(e) Bilan des forces induisant un moment d'abduction au bassin (f) Bilan des forces induisant un moment d'abduction du fémur.*

Plusieurs conclusions émanent de ce bilan mécanique :

- La composante verticale du poids du sujet est égale à la somme des composantes verticales des actions des muscles, des tissus mous et du fémur. L'ensemble de ces composantes interviennent donc dans le torseur des actions intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin.
- Plus l'appui ischiatique est éloigné du centre de la tête fémorale, moins les muscles abducteurs de hanche ont besoin d'être sollicités (Équation 3).
- L'action des muscles implique que le fémur est dans une position en abduction dans les tissus mous, qui est donc en contact avec le bord latéral de l'emboîture. Dans le plan sagittal, selon que le fémur soit position d'extension ou de flexion, le contact est soit avec le mur antérieur ou postérieur de l'emboîture.
- Dans le plan sagittal, l'appui ischiatique induit un moment d'extension de hanche (Équation 8).
- Le contact avec le fémur induit des contraintes superficielles importantes sur la zone distale du mur latéral ainsi que sur les murs antérieur ou postérieur de l'emboîture. L'appui ischiatique induit une concentration de contraintes sur la zone proximale des parois médiale et postérieure de l'emboîture.

Radcliffe en déduit plusieurs impératifs pour la conception des emboîtures quadrilatérales. Tout d'abord, l'appui de l'ischion doit être le plus éloigné possible du centre de la tête fémorale afin de moins solliciter les muscles du membre résiduel, en particulier dans le plan frontal, les muscles abducteurs. En outre, les

muscles étant mieux recrutés à leur longueur de repos (Ullrick, 1967), le fémur doit être positionné légèrement en adduction dans l'emboîture, pour anticiper l'abduction de l'os induite par les actions des abducteurs. Pour arriver à ce résultat, le mur médial de l'emboîture doit être parallèle au sol tandis que le mur latéral, plus pentu, est plus serré au niveau distal sur le membre résiduel. Le serrage de l'emboîture est principalement réalisé sur la dimension antéro-postérieure de l'emboîture. Une partie de l'effort vertical induit par le poids peut alors être également repris par un appui postérieur permettant ainsi de réduire la taille de l'appui ischiatique. La dimension antéro-postérieure étant très serrée sur le membre résiduel, la dimension medio-latérale est adaptée afin de permettre à la personne amputée d'enfiler son emboîture.

1.2.2 Généralisation aux emboîtures à ischion intégré

Les emboîtures quadrilatérales ont été pensées afin de répondre aux besoins des personnes amputées à la suite de la seconde guerre mondiale. De fait, les personnes bénéficiant de ces emboîtures étaient principalement jeunes et en bonne santé, avec des bonnes capacités physiques et donc un tonus musculaire important (Pritham, 1990). Cependant, pour beaucoup de personnes appareillées avec ces emboîtures, deux complications émergeaient : une abduction excessive du fémur dans l'emboîture et des irritations importantes des tissus proximaux de la zone médiale du membre résiduel (Figure 16). C'est ce que mis en évidence une étude radiographique menée sur plus de 100 sujets amputés transfémoraux (Mayfield et al., 1977; Long, 1985).

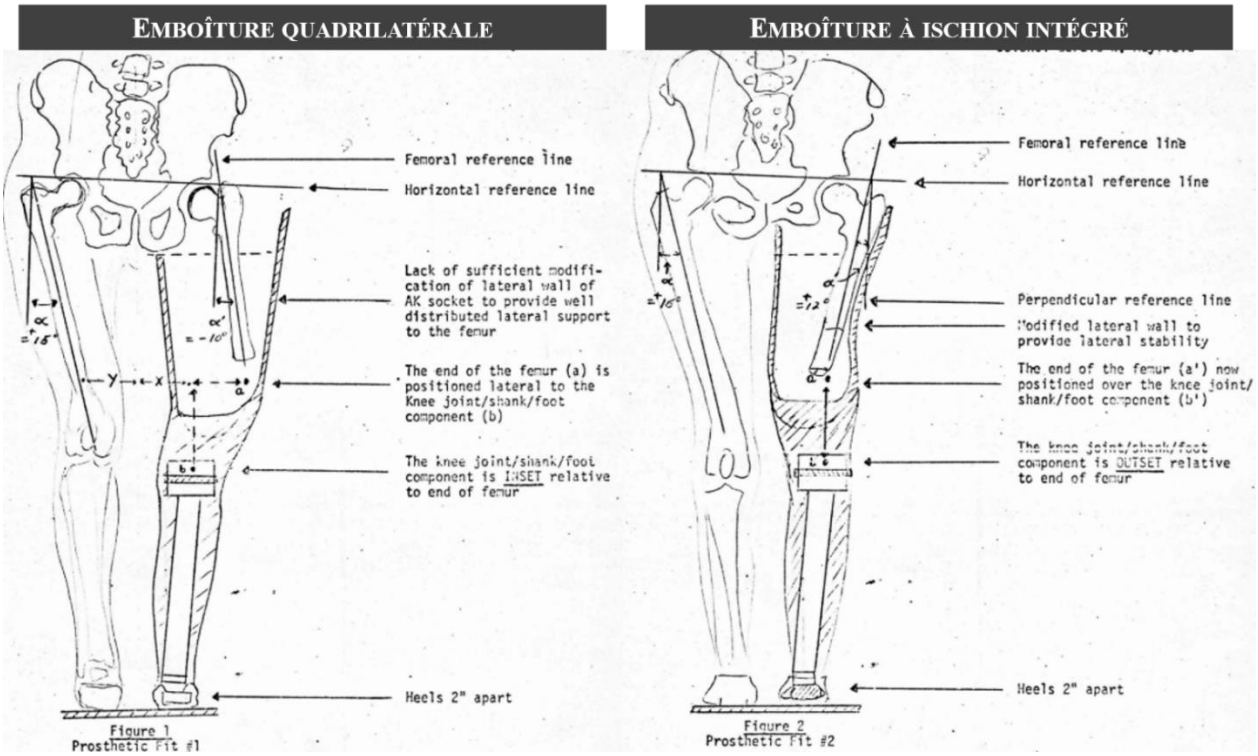


Figure 16 : Abduction du fémur dans l'emboîture lors de l'appui bipodal d'un sujet avec une emboîture quadrilatérale et d'un sujet avec une emboîture à ischion intégré. Adaptée de (Mayfield et al., 1977).

Long identifie la source de ces anomalies comme étant l'importante distance médio-latérale des emboîtures quadrilatérales. Le fémur étant principalement sollicité en abduction, notamment au cours de la marche amputée, ce dernier a alors tendance à prendre appui sur la face latérale de l'emboîture. La position d'abduction du fémur induit un appui distal sur la face latérale de l'emboîture, F_E (Figure 14c), amenant l'emboîture à se déplacer latéralement (Figure 17a), comprimant les tissus mous de la zone proximale médiale.

Un autre problème émanant de la position d'abduction du fémur est le recrutement des muscles abducteurs durant la marche. En effet, l'effort développé par le muscle est maximal lorsque celui-ci fonctionne à sa longueur de repos (Ullrick, 1967). Pour anticiper l'abduction du fémur durant la marche, ce dernier doit être positionné en adduction dans l'emboîture, ce que ne permettent pas les emboîtures quadrilatérales d'après les données issues de (Mayfield et al., 1977; Long, 1985).

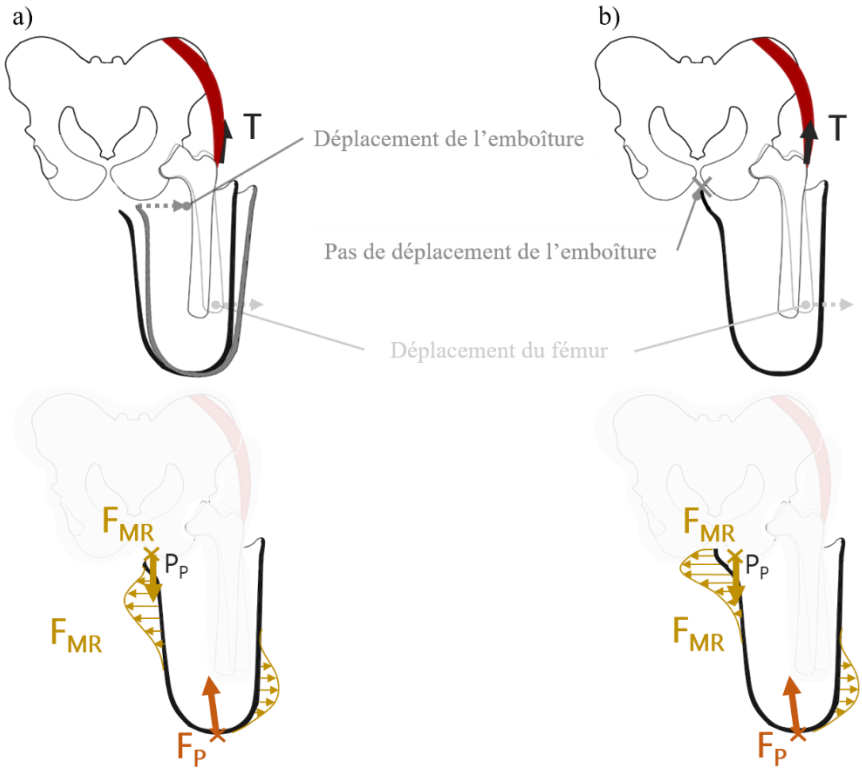


Figure 17 : Abduction du fémur avec (a) une emboîture quadrilatérale et (b) une emboîture à ischion intégré. Dans le cas (a), l'abduction du fémur engendre un déplacement latéral de l'emboîture qui vient compresser les tissus mous sur le flan médial du membre résiduel. Dans le cas (b), le bord médial de l'emboîture, prenant appui sur la branche ischiatique, empêche ce déplacement.

Sans discuter ici du désaccord entre Radcliffe et Long à ce sujet, force est de constater que les emboîtures à ischion intégré sont les plus utilisées de nos jours (Long, 1985).

Pour empêcher le déplacement latérale de l'emboîture la solution est d'ajouter un bord médial à l'appui ischiatique (Figure 17b), L'appui sous ischiatique ressemble alors à l'appui que l'on peut avoir sur une selle de vélo de course (Pritham, 1990). Les pressions dans la zone médiale sont principalement localisées au niveau de l'ischion qui, agissant alors comme une barrière au déplacement latéral de l'emboîture, empêche la surcompression des tissus mous localisés sous l'ischion (Figure 17b).

Cependant, pour ne pas générer de douleur le tendon du moyen adducteur ainsi que la branche du pubis, étant des zones peu tolérantes à la pression, ne doivent pas être soumis à un chargement. Le bord médial est donc principalement postérieur à l'emboîture (Figure 12b). D'autres détails sur la forme du bord distal, comme sa hauteur ou sa courbure, dépendent des préférences des orthoprothésistes et de leurs patients.

Comme cela a pu être rapporté par (Schuch, 1988) la biomécanique de l'emboîture à ischion intégré est similaire à celle de l'emboîture quadrilatérale (Figure 14 & Figure 15), la principale différence résidant dans l'amplitude et la répartition de l'effort de contact, F_{MR}.

1.2.3 Cas particulier des emboîtures hydrostatiques sous ischiatiques

Les emboîtures quadrilatérales et à ischion intégré émanent de la volonté de libérer l'extrémité distale du membre résiduel de tout chargement. C'est ainsi que l'ischion est devenu la zone d'appui privilégiée pour ces emboîtures permettant de reprendre, entre autres, l'effort vertical transmis par l'emboîture. La répartition des pressions appliquées par l'emboîture sur le membre résiduel n'est donc pas homogène (Figure 14e et Figure 15c).

Les appuis étant localisés sur des zones précises, les contraintes sur le membre résiduel peuvent être importantes et amener à de l'inconfort voir des douleurs (Radcliffe et al., 1957; Pezzin et al., 2000; Dillingham et al., 2001).

Pour pallier ce problème (Redhead, 1979) prit le parti de concevoir des emboîtures avec un gradient de pression moindre que pour les emboîtures quadrilatérales ou à ischion intégré. Il n'est alors plus question de prendre appui sur l'ischion, mais au contraire la transmission du chargement de l'emboîture au tissus se fait par le biais du serrage et des rectifications de cette dernière. Les emboîtures NU-FlexSIV ou NU-FlexSIS sont des exemples d'emboîtures sous-ischiatique (Fatone et al., 2017a, 2017b).

Des différences importantes sont à noter sur les interactions mécaniques entre le membre résiduel et l'emboîture. En effet en isolant le corps de la personne, à l'exception du membre résiduel et de la prothèse, les actions mécaniques appliquées au système sont les suivantes : l'action du fémur (F_F), l'action du poids (P) et les actions musculaires (T) (Figure 18a).

D'après le Principe Fondamental de la Statique :

Équation 9 : $\{\tau_{(\bar{B}\to B)}\} = \{\tau_{(T\to B)}\} + \{\tau_{(P\to B)}\} + \{\tau_{(F\to B)}\} = \{0\}$

Le théorème de la résultante implique que :

Équation 10 : $\vec{R}_{(\bar{B}\to B)} = \vec{P} + \vec{T} + \vec{F}_F = \vec{0}$

En négligeant le moment de l'action du fémur au centre de la tête fémorale, le théorème du moment résultant en C_{TF} induit (Figure 19b):

Équation 11 : $\vec{M}_{C_{TF}(\bar{B}\to B)} = \vec{M}_{C_{TF}(P\to B)} + \vec{M}_{C_{TF}(T\to B)} = \vec{x}' \wedge \vec{P} + \vec{y}' \wedge \vec{T} = \vec{0}$

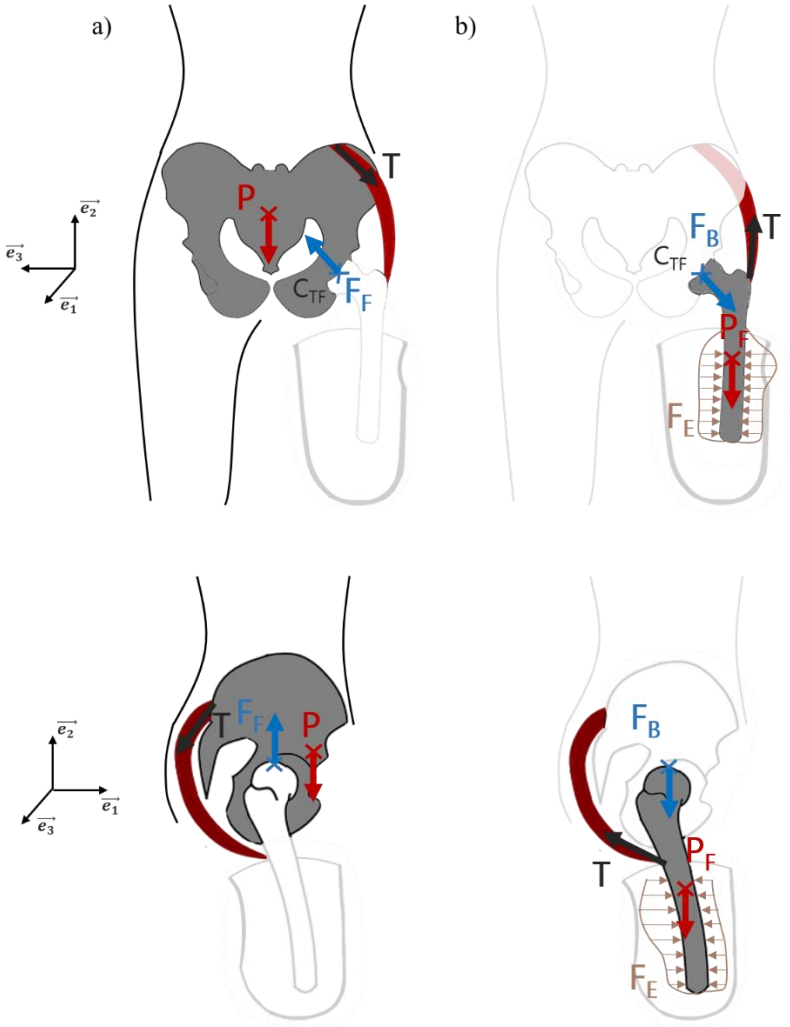


Figure 18 : Bilan des actions mécaniques appliquées sur le bassin (a), sur le fémur (b) dans le plan frontal et le plan sagittal.

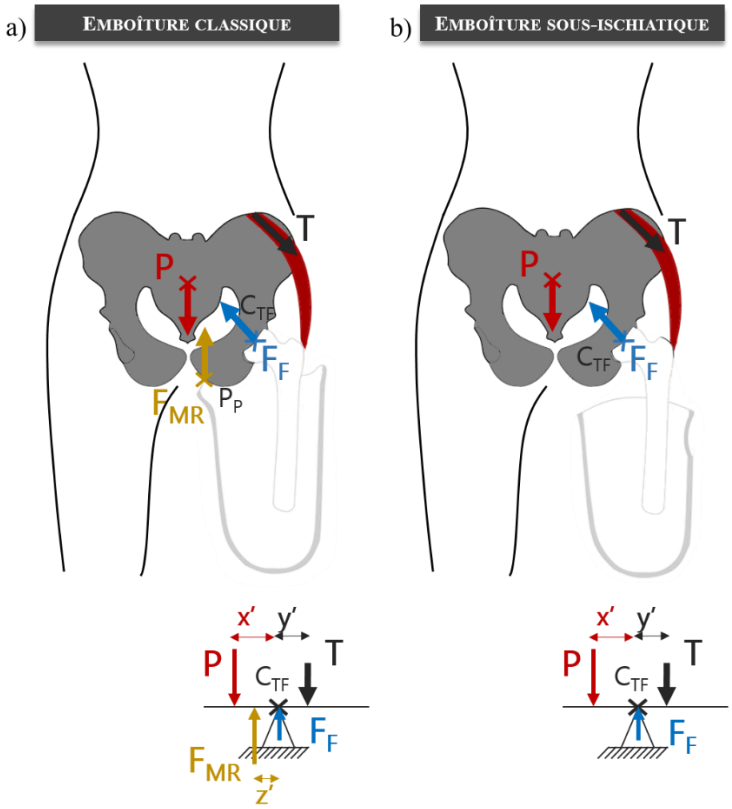


Figure 19 : Actions mécaniques agissant sur le moment d'abduction de la hanche pour les emboîtures classiques (quadrilatérale ou à ischion intégré) (a) et une emboîture sous ischiatique (b).

Les actions recensées lors du bilan des actions mécaniques appliquées au fémur sont les suivantes : l'action des muscles (T), l'action du poids du fémur (P_F), l'action du bassin (F_B) ainsi que l'action de contact avec les tissus mous (F_E) (Figure 18b).

D'après le Principe Fondamental de la Statique :

Équation 12 : $\{\tau_{(\bar{F}\to F)}\} = \{\tau_{(T\to F)}\} + \{\tau_{(PF\to F)}\} + \{\tau_{(FE\to F)}\} + \{\tau_{(FB\to F)}\} = \{0\}$

Contrairement aux emboîtures à ischion intégré et aux emboîtures quadrilatérales, l'action des tissus mous sur le fémur est plus répartie sur l'ensemble de la surface de l'emboîture. En effet un serrage important est réalisé sur l'ensemble de la circonférence du membre résiduel afin de limiter le déplacement du fémur dans les tissus mous. Ainsi l'action des muscles, notamment dans le plan frontal, n'induit pas d'abduction du fémur dans l'emboîture.

En isolant l'emboîture, il vient alors que les actions appliquées au système sont les suivantes : l'action de contact des tissus mous (F_{MR}), l'action de la prothèse (F_P) et l'action du poids de la prothèse (P_E). Il vient donc :

Équation 13 : $\{\tau_{(\bar{E}\to E)}\} = \{\tau_{(FP\to E)}\} + \{\tau_{(PE\to E)}\} + \{\tau_{(FMR\to E)}\} = \{0\}$

Plusieurs conclusions découlent de cette analyse :

- Le chargement de l'emboîture est transmis au tissus mous, principalement par le biais du serrage qui doit être suffisamment important pour que les tissus se comportent comme « un sac rempli de liquide », c'est-à-dire un volume incompressible (Redhead, 1979).
- Les pressions sont réparties de la manière la plus homogène possible sur l'ensemble de la surface de l'emboîture.
- Seuls le poids et l'action des muscles agissent sur le moment d'abduction de la hanche (Figure 19). Les muscles de la hanche sont donc plus sollicités que pour des emboîtures classiques.

Dans le cas des emboîtures NU-Flex SIV et NU-FlexSIS, ces constats ont conduit à un schéma de rectification bien particulier (Figure 20).

Encore peu d'études ont été conduites sur ces emboîtures, néanmoins, les quelques résultats présentés mettent en avant une amélioration du confort sans dégradation de la qualité de marche (Fatone et al., 2017a, 2017b). Il s'agit donc d'une solution alternative aux emboîtures classiques qui pourrait par exemple convenir aux personnes amputées insatisfaites du confort de leur emboîture.

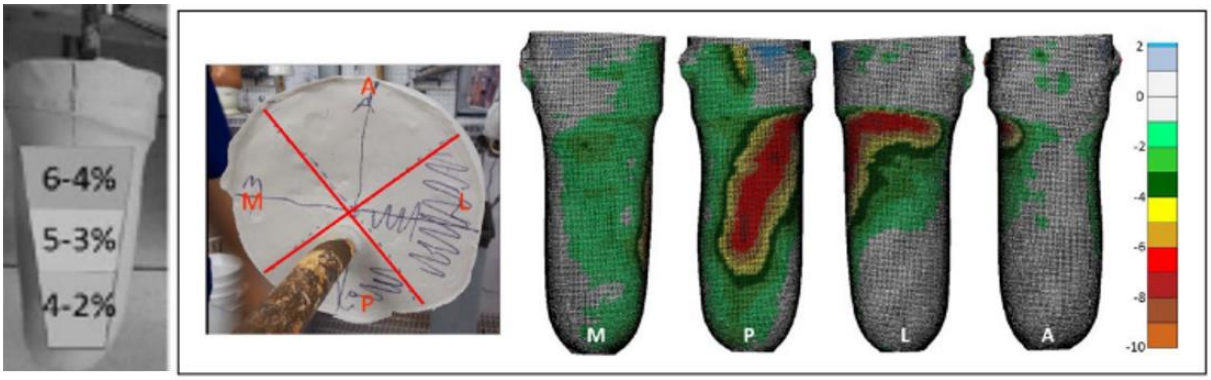


Figure 20 : Serrage et schéma de rectification appliqué aux emboîtures NU-FlexSIV et NU-FlexSIS

1.2.4 Vers une réduction de la surface de contact entre les tissus mous et l'emboîture

De nouvelles géométries d'emboîtures émergent régulièrement. Parmi elles, on peut donner les exemples de l'emboîture Hi-Fi Socket (Alley et al., 2012) ou des emboîtures Infinite Socket (Isaacson et al., 2018) et Socket-less Socket (Bionics, 2015).

Figure 21 : Présentation des emboîtures Hi-Fi (a), Socket-less (b) et Infinite (c).

L'emboîture Hi-Fi est constituée de quatre zones d'appuis autour du fémur et vise à réduire les problèmes dus aux variations de volume du membre résiduel (Figure 21a). Une étude préliminaire indique qu'en comparaison des emboîtures à ischion intégré, les emboîtures Hi-Fi améliorent la qualité de marche des personnes amputées, notamment en termes de symétrie et de rapidité (Klenow et al., 2014).

Les emboîtures Inifinite Socket (Figure 21c) et Socket-less Socket (Figure 21b), sont comme leurs noms l'indiquent des emboîtures sans emboîture. Il s'agit d'un ensemble de lanières et palets réglables. Pouvant ainsi s'adapter aux fluctuations de volume du membre résiduel à la fois sur le court et long terme ces dernières sont réputées plus confortables que les emboîtures classiques.

Ces solutions étant encore récentes, peu de données sont cependant disponibles quant à leur utilisation sur le long terme et les orthoprothésistes concentrent encore leur pratique sur les emboîtures à ischion intégré.

1.2.5 Synthèse

La transmission des actions mécaniques de la prothèse au squelette de la personne amputée est permise par l'interaction complexe ayant lieu entre l'emboîture et le membre résiduel. En interne, les structures osseuses, bassin et fémur, sont soumises au chargement induit par les tissus mous, de manière passive par le contact à l'interface et de manière active par l'action des muscles de la hanche. En externe, l'enveloppe du membre résiduel sert d'interface elle-même sujette à des contraintes superficielles normales et tangentielles reparties en fonction des rectifications réalisées par l'orthoprothésiste et des zones d'appuis. Différentes formes génériques d'emboîture permettent de réaliser ces transferts, toutefois, des différences notables des interactions entre les différents éléments du système sont observables, notamment en ce qui concerne les répartitions de contraintes à la surface entre l'emboîture et le membre résiduel.

En outre ces contraintes mécaniques sont liées non seulement au transfert des actions mécaniques, de la prothèse au membre résiduel et inversement, mais également au confort ressenti par la personne amputée dans son emboîture.

Ce qu'il faut retenir :

- Il existe différentes géométries génériques d'emboîture ayant chacune son impact sur les interactions mécaniques avec le membre résiduel.
- Concernant les emboîtures quadrilatérales et à ischion intégré, l'ischion est le principal relais utilisé pour transmettre l'effort vertical appliqué par l'emboîture.
- Les abducteurs de hanche sont plus ou moins sollicités selon l'importance de la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique.
- L'utilisation d'emboîtures quadrilatérales conduit à une abduction du fémur dans l'emboîture et une compression des tissus mous sous l'ischion.
- Les emboîtures à ischion intégré possèdent une surélévation médiale du bord proximal pour inclure l'ischion.
- Les emboîtures à ischion intégré, ainsi que les emboîtures quadrilatérales sont réputées inconfortables au niveau des tissus mous sous l'ischion.
- Les emboîtures sous-ischiatique n'ont pas d'appui ischiatique. Un serrage important de l'emboîture amène les tissus mous à se comporter comme un volume incompressible, limitant au minimum les déplacements du fémur au sein des tissus.

1.3 ÉTAT DE L'ART DE L'ANALYSE DE L'INTERACTION DU MEMBRE RESIDUEL ET L'EMBOITURE FEMORALE

1.3.1 Les facteurs mécaniques et physiologiques affectant la qualité de l'interface

Plusieurs facteurs, dépendants les uns des autres, sont susceptibles d'impacter le transfert des actions mécaniques se produisant à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel et le confort de la personne amputée dans son emboîture (Figure 22). Parmi ces facteurs la pression est le principal paramètre sur lequel les orthoprothésistes peuvent indirectement jouer afin de répartir les efforts transmis par l'emboîture au squelette, comme l'explique (Klasson, 1988). Lors de la rectification les zones du positif où l'on enlève de la matière correspondent aux zones où l'orthoprothésiste souhaite augmenter la pression à l'interface et, inversement, de la matière est ajoutée pour les zones où il souhaite diminuer la pression à l'interface. La pression peut, de plus, être indirectement évaluée lors des essayages de l'emboîture d'essai réalisée en matière thermoplastique transparente. L'apparition de rougeurs est alors souvent le signe de contraintes superficielles, trop importantes. En outre, les pressions à l'interface sont également le facteur le plus exploité dans la littérature (Mak et al., 2001; Dickinson et al., 2017) pour caractériser la qualité de l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture.

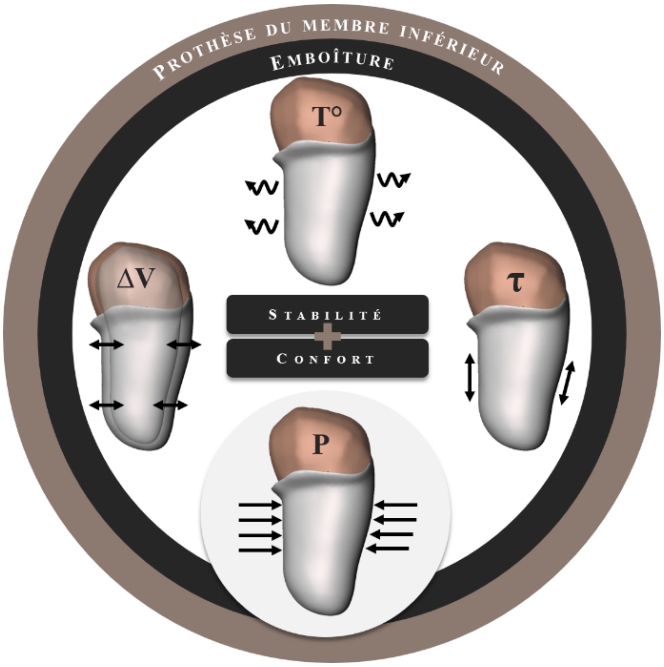


Figure 22 : Description des paramètres impactant la qualité de l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. L'étude des pressions est une première approche pour évaluer la qualité d'une emboîture. Adaptée de (Paternò et al., 2018).

D'autres paramètres existent tout de même pour évaluer l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. Les frottements et le cisaillement à l'interface font partie des facteurs pouvant nuire au confort ressenti par la personne marchant avec son emboîture (Sanders, 1995; Mak et al., 2001). En

effet, le frottement est un effort tangentiel s'opposant au déplacement de l'emboîture à la surface de la peau. Ce frottement participe à la suspension de la prothèse pendant la phase oscillante du cycle de marche (Zhang, Turner-Smith, et al., 1996). Les contraintes de cisaillement induites par les efforts tangentiels à la surface du membre résiduel entrainent une déformation de la peau pouvant détériorer les tissus mous superficiels.

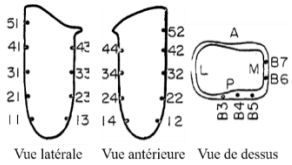
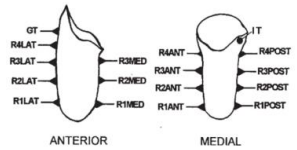
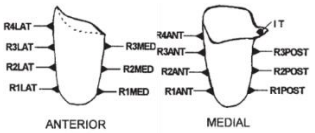
Un autre facteur pouvant altérer le transfert mécanique à l'interface est la température à la surface du membre résiduel. La température est influencée par de nombreux autres facteurs comme l'activité sanguine, la température extérieure, les matériaux de l'emboîture ou du manchon, etc (Sanders, 1995; Mak et al., 2001). Le membre résiduel étant dans un environnement clos, l'emboîture ou le manchon, l'augmentation de la température peut rapidement entraîner une augmentation de la transpiration à la surface de la peau. La transpiration dégrade la condition de la peau à la surface, mais elle modifie également les propriétés tribologiques à l'interface peau/emboiture, et donc perturbe la transmission des efforts de contact. C'est pour cela que certains orthoprothésistes conseillent de perforer les manchons afin de limiter l'accumulation de transpiration sur le membre résiduel (Caldwell et al., 2017).

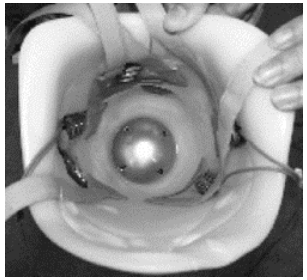
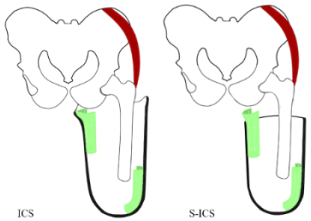
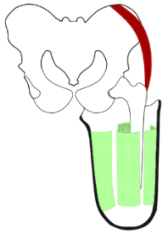
En ce qui concerne le volume du membre résiduel, celui-ci a également un impact sur les contraintes mécaniques à l'interface en modifiant le serrage dans l'emboîture. Des modifications du volume du membre résiduel ont lieu tout au long de la vie de la personne, selon les prises ou pertes de poids (Zachariah et al., 2004). Sur des périodes allant de deux semaines à un an, les variations de volume enregistrées sont comprises entre -4 % et 21 %. Des variations journalières du volume, comprises entre 0,1 % et 1 %, se produisent également selon les mouvements des fluides, sang, plasma et lymphe, dans le membre résiduel. L'évaluation de ses variations demeurent ténue, les résultats dépendant fortement de la méthode de mesure (Sanders et al., 2011).

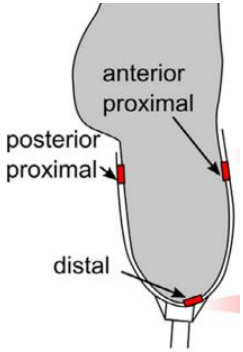
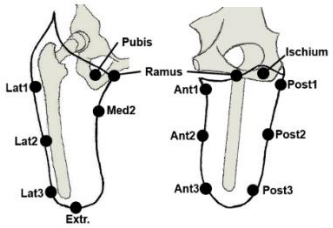
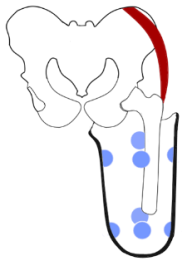
Néanmoins, durant ce travail de thèse, seule la pression à l'interface a été évaluée. Cette grandeur est d'autant plus intéressante qu'elle peut être corrélée à l'inconfort ou la douleur ressentie au niveau du membre résiduel, comme l'ont montré certaines études menées sur des volontaires ayant subi une amputation transtibiale (Lee et al., 2005; Safari et al., 2015). Ainsi la pression exercée à l'interface du membre résiduel peut constituer un outil clinique pertinent permettant d'estimer le confort de l'emboîture (Moineau, 2017).

1.3.2 Méthodes expérimentales d'estimation de la pression

*Tableau 1 : Récapitulatif des études portant sur les mesures de pression dans l'emboîture fémorale. QUAD : emboîture quadrilatérale, ICS : emboîture à ischion intégré, S-ICS : emboîture sous-ischiatique. *Données pour l'ensemble du cycle de marche lorsque la distinction des instants n'est pas possible avec les données fournies par l'étude*

ARTICLE	CAPTEURS	EMBOITURES	MONTAGE	NOMBRE DE CAPTEUR	POSITION DES CAPTEURS	CONFIGURATION D'ETUDE	NOMBRE DE SUJETS	RESULTATS DE LA MARCHE
(Appoldt et al., 1967)	Capteur à jauges de déformations	QUAD	Ouvertures dans l'emboîture	22 à 25		• Marche à vitesse de confort	2	**15 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [0 ; 165] $\underline{P_{moy}}$ = 29±35 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial (B3) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-latéral (52) **25 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [0 ; 131] $\underline{P_{moy}}$ = 20±27 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial (B3) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-latéral (52) **45 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [0 ; 131] kPa $\underline{P_{moy}}$ = 17±27 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial (B3) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: distal-médial (14)
(Lee et al., 1997)	Capteur à jauges de déformations	ICS	Ouvertures dans l'emboîture	17		• Appui bipodal • Marche à vitesse de confort	2	**10 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [5 ; 75] $\underline{P_{moy}}$ = 39±18 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal médial (IT) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-postérieur (R) **50 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [5 ; 30] $\underline{P_{moy}}$ = 16±7 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal médial (IT) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: distal-postérieur (R1P)
		QUAD		15				**10 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [7 ; 60] $\underline{P_{moy}}$ = 31±16 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal médial (IT) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: distal-postérieur (R1P) **50 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [2 ; 40] $\underline{P_{moy}}$ = 15±12 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal médial (IT) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: distal-postérieur (R1P)

(Hong et al., 2005)	Nappe de capteurs résistifs	QUAD	À l'interface peau / emboîture	4x4		• Marche à vitesse de confort	2	**15 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [10 ; 250] $\underline{P_{moy}}$ = 84±58 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: le droit fémoral *Localisation* $\underline{P_{min}}$: le biceps fémoral **25 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [80 ; 310] $\underline{P_{moy}}$ = 210±78 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: le droit fémoral *Localisation* $\underline{P_{min}}$: le biceps fémoral **45 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [60 ; 420] kPa $\underline{P_{moy}}$ = 175±125 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: le droit fémoral *Localisation* $\underline{P_{min}}$: le biceps fémoral
(Kahle et al., 2014)	Nappe de capteurs résistifs	ICS S-ICS	À l'interface peau / manchon	2x96		• Marche à vitesse de confort	12	$\underline{P}$ = [NC ; 255] kPa* $\underline{P_{moy}}$ = 34±17 kPa* *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial* *Localisation* $\underline{P_{min}}$: distal-latéral* $\underline{P}$ = [NC ; 243] kPa* $\underline{P_{moy}}$ = 27±14 kPa* *Localisation* $\underline{P_{max}}$: distal-latéral* *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-médial*
(Colombo et al., 2016)	Nappe de capteurs résistifs	ICS	À l'interface peau / manchon	4x96		• Appui bipodal • Appui unipodal	1	

(Laszczak et al., 2016)	Capteur capacitif	ICS	À l'interface emboîture / manchon	3		• Marche à vitesse de confort	1	**15 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [30 ; 40] kPa $\underline{P_{moy}}$ = 34±4 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: extrémité distale *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-postérieur **25 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [34 ; 48] kPa $\underline{P_{moy}}$ = 39±7 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: extrémité distale *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-postérieur **45 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [30 ; 55] kPa $\underline{P_{moy}}$ = 40±10 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: extrémité distale *Localisation* $\underline{P_{min}}$: proximal-antérieur
(Moineau, 2017)	Capteur résistif	ICS	À l'interface peau / manchon	14		• Appui bipodal • Position assise • Marche à vitesse de confort	40	**15 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [0 ; 300] kPa* $\underline{P_{moy}}$ = 51±26 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial (Md2) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: distal-antérieur (Ant3) **25 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [0 ; 300] kPa* $\underline{P_{moy}}$ = 49±22 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial(Me2) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: extrémité distale (Extr) **45 % CYCLE DE MARCHE** $\underline{P}$ = [0 ; 300] kPa* $\underline{P_{moy}}$ = 46±20 kPa *Localisation* $\underline{P_{max}}$: proximal-médial(Me2) *Localisation* $\underline{P_{min}}$: extrémité distale (Extr)
(Jamaludin et al., 2019)	Capteur à jauges de déformations	ICS-1 ICS-2	Ouvertures dans l'emboîture	8		• Appui bipodal	2	

.

La pression à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture est un des paramètres quantitatifs pouvant être utilisés pour l'évaluation de la qualité des emboîtures. Pourtant, peu d'auteurs ont étudié les pressions à l'interface dans le contexte des amputations transfémorales (Tableau 1). Parmi ces études, il est possible de distinguer celles s'intéressant aux pressions durant l'appui unipodal ou bipodal sur l'emboîture de celles portant sur de la marche appareillée. Une étude s'est également intéressée à la position assise, mais ces résultats ne sont pas détaillés ici.

La comparaison entre les différentes études est rendue compliquée par les différences intervenant dans les protocoles d'acquisitions. Qu'il s'agisse des sujets, des technologies de capteurs, des emboîtures ou des sites de mesures, tous ces paramètres peuvent avoir un impact sur les mesures de pressions réalisées. D'autres part les présentations des résultats entre les études ne se prêtent pas toujours à la comparaison, et certains résultats peuvent amener à manquer. Les résultats présentés ci-dessous ont, pour certains, été tirés d'une analyse visuelle des graphiques présentés dans les articles. Les valeurs décrites correspondent donc à des valeurs approchées des résultats des études citées.

1.3.2.1 Mesure de la pression lors de l'appui unipodal ou bipodal

(Jamaludin et al., 2019) ont étudié les pressions avec deux emboîtures à ischion intégré de géométries différentes sur deux sujets. Les pressions les plus importantes sont localisées sur la zone proximale de la face médiale, la zone proximale de la face antérieure ou sur la zone distale dur mur latéral de l'emboîture. Les autres études rapportent cependant quasiment systématiquement le maximum de pression sur la zone proximale du mur médial, la zone de mesure la plus proche de l'appui ischiatique (Lee et al., 1997; Colombo et al., 2016; Moineau, 2017). Cette première différence peut s'expliquer par le faible nombre de capteurs, huit, contre au minimum 14 dans les autres études. Les zones couvertes étant moins nombreuses, il peut être difficile de définir la valeur et la localisation du maximum de pression.

Les pressions mesurées au plus proche de l'appui ischiatique sont comprises entre 22 kPa et 66 kPa, les différences pouvant s'expliquer par le poids variant selon les différents sujets, la localisation précise des capteurs, la géométrie de l'emboîture, ainsi que par l'instrumentation utilisée. En statique l'appui ischiatique est donc la zone sur laquelle repose le plus la personne amputée. La zone distale de la face latérale est également une zone où les pressions mesurées sont supérieures aux autres valeurs de l'interface. Ainsi les pressions dans cette zone sont comprises entre 16 kPa et 39 kPa. Ceci peut s'expliquer par la géométrie des emboîtures qui, sur la face latérale, sont conçues de manière à suivre le fémur afin d'éviter une abduction excessive de ce dernier comme cela a été décrit au chapitre 1.2. Enfin sur le reste de la surface du membre résiduel les pressions sont comprises entre 0 kPa et 33 kPa, le minimum de pression étant généralement localisé sur l'extrémité distale du membre résiduel.

1.3.2.2 Mesure des pressions lors de la marche

Les résultats sont présentés en fonction du cycle de marche. Lorsque cela est possible, on distinguera le début de la phase de d'appui à 10 % ou 15 % du cycle de marche selon les études, le milieu de la phase d'appui à 25 % du cycle de marche et enfin la fin de la phase d'appui à 45 ou 50 % du cycle de marche.

À l'exception de (Hong et al., 2005; Laszczak et al., 2016) qui n'ont positionné les capteurs que sur les faces antérieures et postérieures du membre résiduel, l'ensemble des études révèlent que la pression maximale mesurée au cours du cycle de marche se situe sous l'ischion, ou la zone de mesure la plus proche de l'ischion, et ce pour l'ensemble du cycle de marche (Appoldt et al., 1967; Lee et al., 1997; Kahle et al., 2014; Moineau, 2017). En début de phase d'appui, la pression localisée sur la zone de mesure la plus près de l'ischion est comprise entre 60 et 165 kPa. (Appoldt et al., 1967) rapportent une pression maximale sous l'ischion à 25 % du cycle de marche atteignant 131 kPa, cette valeur est inférieure à celle donnée pour 15 % du cycle de marche, c'est-à-dire 165 kPa. Entre 45 % et 50 % du cycle de marche la pression sous l'ischion est comprise entre 30 et 131 kPa. Il est à noter que (Moineau, 2017) ainsi que (Kahle et al., 2014) spécifient des pressions maximales de 300 kPa et 255 kPa, indiquant que les pressions maximales mesurées étaient sous l'ischion. Cependant les valeurs données n'étaient pas discriminées en fonction du cycle de marche. D'autres part,(Hong et al., 2005) ont mesuré des pressions pouvant atteindre 420 kPa sur les faces antérieure et postérieure du membre résiduel. Néanmoins des ElectroMyoGrammes (EMG) étant positionnés sur les capteurs de pression, il est possible que les valeurs aient été faussées. Les valeurs fournies par cette étude ne seront donc pas prises en compte pour la suite.

Concernant le reste du membre résiduel la pression moyenne mesurée sur le membre résiduel est comprise entre 29 kPa et 51 kPa au début de la phase d'appui, entre 20 kPa et 49 kPa au milieu de la phase d'appui et entre 15 et 46 kPa à la fin de la phase d'appui. Ces valeurs indiquent que l'instant du cycle de marche le plus sollicitant pour les tissus mous du membre résiduel est le début de la phase d'appui. D'autre part, les pressions communiquées durant la marche appareillée sont supérieures à celles données pour l'appui bipodal ou unipodal. (Appoldt et al., 1968) indiquent d'ailleurs que les maxima de pression mesurés pendant l'appui bipodal sont 45 % plus faibles que les maxima du début de la phase d'appui.

Certains auteurs utilisent ces mesures afin de comparer plusieurs formes d'emboîture.(Lee et al., 1997) comparent sur deux sujets, une emboîture quadrilatérale ainsi qu'une emboîture à ischion intégré, les deux sujets indiquant avoir une préférence pour les emboîtures à ischions intégrés à la suite des acquisitions. Les pressions mesurées à l'interface sont plus réparties sur les emboîtures à ischion intégrés que sur les emboîtures quadrilatérales pour lesquelles les pressions, notamment sous l'appui ischiatique, sont plus importantes.(Kahle et al., 2014) ont également procédé à la comparaison d'une emboîture sous

ischiatique avec une emboîture à ischion intégré pour douze sujets amputés. L'ensemble des sujets indiquent alors avoir une préférence pour l'emboîture sous ischiatique. Et pour cause, le maximum de pression rapporté dans la zone proximale du mur médial de l'emboîture est en moyenne moins élevé pour ces emboîtures que pour les emboîtures à ischion intégré, la pression étant de surcroît plus répartie sur l'ensemble de l'interface.

Enfin une étude complémentaire à celle de (Appoldt et al., 1968) compare l'impact de l'alignement sur les valeurs de pression durant la marche en ajoutant ±2° d'abduction ou ±5° de flexion à l'emboîture sur deux sujets. Les valeurs de pressions mesurées ne varient que peu entre les différentes configurations ce qui a amené les auteurs à mettre en doute la capacité de l'instrumentation proposée pour l'évaluation de l'impact de l'alignement sur les pressions à l'interface.

Cette même étude s'est également intéressée l'évolution des pressions dans le temps. Les mesures étaient pour cela réalisées sur plusieurs semaines. Des variations significatives apparaissent entre les mesures réalisées à différentes semaines mais également pour les mesures réalisées dans la même journée, entre le matin et le soir. Au contraire, des mesures réalisées successivement, après retrait et remise en position de l'emboîture, n'induisent pas de différence significative des résultats. Ces différences peuvent s'expliquer, entre autres, par des différences de volume du membre résiduel. Sur certaines mesures les différences à plusieurs semaines d'écart peuvent atteindre 50 % de la mesure initiale. Ces résultats mettent en avant l'importance de réaliser les mesures au cours d'un laps de temps suffisamment court mais également au même instant de la journée lorsque des mesures répétées sont nécessaires.

1.3.2.3 Les technologies de mesure

Figure 23 : Technologies pour la mesure des pressions appliquées sur le membre résiduel. (a) capteurs d'effort présentées par (Goh et al., 2005)*, (b) capteurs FSR issus de* (Moineau, 2017)*, (c) nappes de pression utilisées par* (Kahle et al., 2014)*, (d) capteurs fibre optique de* (Al-Fakih, Abu Osman, Mahmad Adikan, et al., 2016) *et (e) jauges de déformation sur emboîture par* (Sewell et al., 2012).

Comme l'illustre le Tableau 2, plusieurs systèmes de mesure peuvent être utilisés pour mesurer les pressions appliquées à la surface du membre résiduel. Ces systèmes ont chacun leurs avantages et leurs

inconvénients, il convient donc de les choisir en accord avec le contexte de l'étude. Le Tableau 2 résume les technologies aujourd'hui disponibles.

TECHNOLOGIE DES CAPTEURS	MONTAGE	GRANDEUR MESUREE	AVANTAGES	INCONVENIENTS	EXEMPLES D'APPLICATION
Capteur à jauges de déformations	• Ouvertures dans l'emboîture	• Pression • Cisaillement	• Précision	• Encombrement • Poids • Emboîture test	(Appoldt et al., 1968; Lee et al., 1997)
Capteur capacitif (simple ou en nappe)	• À l'interface emboiture / manchon • À l'interface peau / manchon	• Pression	• Finesse • Multiples dimensions	• Coût	(Laszczak et al., 2016)
Capteur résistif (simple ou en nappe)	• À l'interface emboîture / manchon • À l'interface peau / manchon	• Pression	• Finesse • Multiples dimensions • Flexibilité	• Dérive • Hysteresis • Non-linéarité • Effet de la courbure • Calibration	(Hong et al., 2005)
Capteur à fibre optique	• Dans l'emboîture • Dans le manchon • À l'interface peau / manchon	• Pression • Cisaillement	• Sensibilité • Précision	• Emboîture test • En développement	(Al-Fakih, Abu Osman, Mahmad Adikan, et al., 2016)
Jauge de déformation et *deep learning*	• Sur l'emboîture	• Pression	• En dehors de l'interface	• En développement	(Sewell et al., 2012)

Tableau 2 : Technologies de mesure de pression utilisées dans les cas des amputations du membre inférieur.

Une revue des outils de mesure de la pression, proposée par (Al-Fakih, Abu Osman, & Mahmad Adikan, 2016), classifie ces capteurs selon la technologie employée pour mesurer la pression et distingue ainsi les jauges de déformation, les capteurs résistifs, ou FSR (*Force Resisting Sensors*,) simples ou en nappe, les capteurs capacitifs simples ou en nappe, les capteurs en fibre optique et enfin les capteurs optoélectroniques. L'ensemble des capteurs n'ayant pas été exploités pour l'analyse des pressions dans le cas des amputations transfémorales, les études suivantes regroupent également des acquisitions faites avec des personnes ayant subi une amputation transtibiale.

La mise en position de ces capteurs dépend de la technologie utilisée. Les capteurs reposant sur l'utilisation de jauges de déformation sont généralement trop volumineux et ne peuvent pas être insérées directement à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. Des ouvertures dans l'emboîture sont donc nécessaires pour fixer les corps d'épreuve instrumentés avec les jauges (Lee et al., 1997; Goh et al., 2005; Sanders, 2005) au risque d'altérer la pression à l'interface et de modifier le comportement mécanique de l'emboîture (Figure 23a). Ces jauges permettent des mesures précises mais locales de la pression (Silver-Thorn et al., 1996) ainsi que l'évaluation des efforts tangentiels. Plusieurs capteurs doivent être insérées dans l'emboîture afin d'avoir une idée de la pression en différentes zones du

membre résiduel ce qui a pour conséquence directe d'augmenter le poids de la prothèse. L'instrumentation nécessaire est donc complexe à mettre en place et difficile à réaliser pour différentes emboîtures.

Les capteurs à fibre optique peuvent eux être directement installés dans la paroi de l'emboîture afin de préserver l'interface. De fait, tout comme les emboîtures à ouvertures, cela implique de réaliser une emboîture spécifique à la mesure ce qui n'est pas compatible avec les contraintes de coût et de temps des orthoprothésistes. Il est également possible de positionner ces capteurs à l'interface avec la peau (Figure 23d), cependant de plus amples développements sont nécessaires afin de pouvoir exploiter ces technologies en clinique (Al-Fakih et al., 2012).

D'autres capteurs, à l'instar des FSR (Figure 23b et Figure 23c) et des capteurs capacitifs, lorsqu'ils sont suffisamment fins, peuvent également être insérés dans l'emboîture à l'interface avec le membre résiduel. Cette méthode n'exige pas d'emboîture test et peut être appliquée avec l'emboîture de la personne amputée (Polliack et al., 2000; Maurer et al., 2003; Ali et al., 2012; Colombo et al., 2016). Néanmoins ces capteurs peuvent être inconfortables et sont susceptibles de modifier les contraintes mécaniques à l'interface. De plus, leur calibration sur des surfaces courbes peut s'avérer particulièrement ténue (Buis et al., 1997; Maurer et al., 2003). En outre, si certains systèmes de mesure FSR ont la réputation d'être bon marché, ces dispositifs manquent de précision (Hopkins et al., 2020).

Enfin certains chercheurs travaillent sur la mise au point de jauges de déformation collées à même la surface externe de l'emboîture (Sewell et al., 2012) (Figure 23e). À l'aide d'algorithmes de *deep learning*, la déformation mesurée à l'extérieur de l'emboîture est utilisée afin de prédire les pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. Cette solution, bien que prometteuse, n'est encore qu'applicable en recherche. En effet ces méthodes nécessitent d'acquérir un grand nombre de données pour faire le lien entre les distributions des déformations mesurées sur la surface externe et les distributions de pressions à la surface de la peau tout en prenant en compte l'épaisseur et les matériaux de l'emboîture ainsi que les propriétés tribologiques de l'interface ou encore la raideur des tissus mous.

Afin de pouvoir mesurer les pressions dans l'emboîture il faut, d'autre part, pouvoir calibrer ces capteurs. La calibration, la mise en place des capteurs ainsi que l'acquisition sont autant d'étapes qui impliquent une participation active de l'orthoprothésiste et/ou de son patient, ce qui peut amener à allonger les temps de consultation.

1.3.2.4 Alternative numérique pour l'estimation des pressions à l'interface

Les mesures expérimentales permettent d'évaluer quantitativement les pressions à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel. Néanmoins, elles ont un certain nombre d'inconvénients : le besoin d'une ou plusieurs emboîtures de test, l'allongement du temps de consultation, l'altération de la zone de

mesure, l'augmentation du poids de la prothèse ainsi que la modification de la marche du sujet due à l'instrumentation parfois encombrante de la prothèse. De plus l'approche expérimentale n'apporte qu'une information partielle de l'état des pressions appliquées sur le membre résiduel. Cette approche n'est donc pas adaptée à une application clinique pour laquelle les coûts et temps de conception des emboîtures sont contraints.

Dès lors, plusieurs équipes de recherche se sont intéressées à la modélisation numérique pour prédire les pressions dans l'emboîture (Kidder et al., 1996; Zhang et al., 1998; Mak et al., 2001). La méthode la plus répandue est l'analyse par la méthode des éléments finis (Dickinson et al., 2017) qui fournit une cartographie des contraintes à l'interface sur l'ensemble de la surface du membre résiduel.

Pour construire ces modèles il est nécessaire d'obtenir une reconstruction numérique des géométries des différents composants du modèle : l'emboîture, le manchon, le fémur, le bassin et les tissus mous. Il faut également caractériser le comportement mécanique de ces composants et définir des hypothèses quant aux conditions aux limites. Enfin le chargement mécanique appliqué au modèle doit rendre compte des actions auxquelles est soumis le membre résiduel. De fait, les temps et moyens d'acquisition nécessaires pour récupérer l'ensemble des données des modèles ainsi que les temps de calculs freinent le déploiement de ces modèles en clinique (Klasson, 1985; Sewell et al., 2000; Mak et al., 2001).

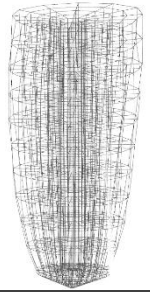
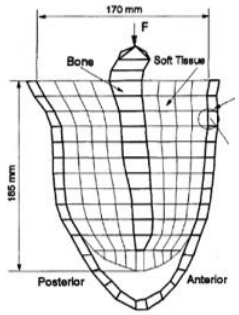
Néanmoins ces modèles permettent représenter les interactions entre le membre résiduel et l'emboîture, telles qu'elles ont été décrites au chapitre 1.2. Contrairement aux mesures expérimentales il est possible de prédire une cartographie de contraintes sur l'ensemble du membre résiduel. D'autre part, si les temps de simulation peuvent être importants, cette tâche ne nécessite pas la participation active des orthoprothésistes ni de leurs patients.

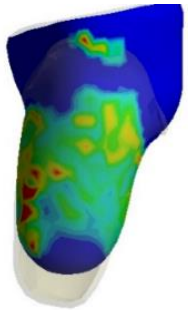
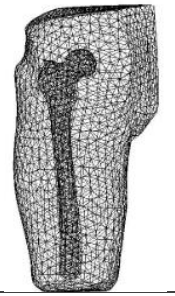
Un certain nombre d'outils de modélisation numérique commencent à s'implanter dans les cabinets d'orthopédie et il est désormais possible de concevoir une emboîture de prothèse dématérialisée comme cela a été explicité au § 1.1.3.2 . Néanmoins, en l'état, ces modèles ne sont que géométriques, l'orthoprothésiste perd l'information sur la structure osseuse de son patient ou encore sur le tonus du membre résiduel. L'analyse par éléments finis peut donc être utilisée en complément des autres méthodes numériques afin de permettre à l'orthoprothésiste de visualiser les zones de surcontraintes, par exemple de pression, du membre résiduel et donc d'ajuster les rectifications ou encore le matériau de son emboîture.

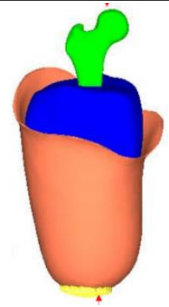
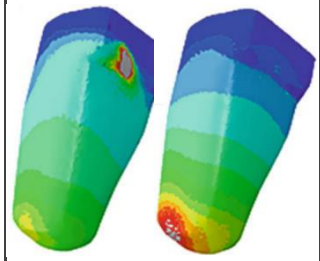
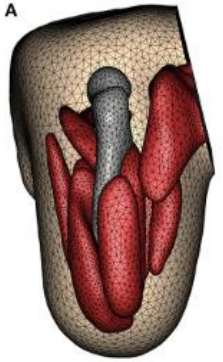
1.3.3 Modélisation de l'interaction membre résiduel/emboîture dans le cas des amputations transfémorales

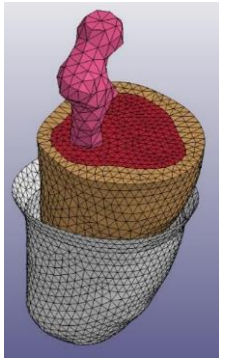
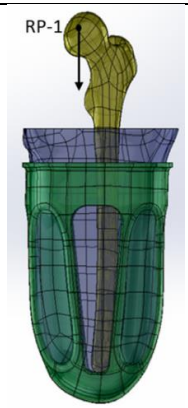
Un récapitulatif de l'ensemble des modèles de la littérature entrant dans le cadre de cette thèse sont présentés au Tableau 3.

Tableau 3 : Revue de la littérature des modèles éléments finis du membre résiduel et de l'emboiture. Lorsqu'une même équipe de recherche a publié plusieurs fois sur le sujet, les différences entre les articles sont indiquées par un « / ». LEIH : linéaire, élastique, isotropique, homogène ; visco : modélisation de la viscoélasticité ; tie : encastrement ; FEM : modèle éléments finis.

Équipe de recherche	Geometries		Materiaux		Conditions limites			Nombre de sujets	Mesures	Pressions max (kPa)	Modele
	Composants	Acquisitions	Modeles	Methodes	Donning	Chargement	Coefficient de frottement				
(Krouskop et al., 1996)	Tissus mous	Shape sensor	LEIH	Indentations, E équivalent		Profil de pression		2			
	Fémur	Ultrasons	Rigide								
(Zhang & Mak, 1996)	Tissus mous	Scan 3D	LEIH	Littérature	Déplacement radial	Effort vertical 4 N.mm-1	[0 ; 0,9]	1		[0 ; 80]	
	Fémur	CT-Scan	LEIH	Littérature							
	Emboîture		LEIH	Littérature							
(Kovacs et al., 2010; von Waldenfels et al., 2012)	Fémur	CT-scans	LEIH	Littérature	Dilatation de l'emboîture puis rétraction						
	Ischion	CT-scans	LEIH	Littérature							
	Muscle	IRM	Monney-Rivlin	Littérature							
	Graisse	IRM	Money-Rivlin	Littérature							
	Emboîture	CAO	LEIH	Littérature							

(Colombo et al., 2010, 2014, 2016)	Tissus mous	Scan 3D	LEIH/Mooney-Rivlin	Littérature / Indentations	Déplacement de l'emboîture jusqu'à la position finale	Torseur du cycle de marche (vari selon l'instant étudié) / Effort vertical : 50 % ou 100 % du poids	0,4	1	Mesures FSR	FEM = [100 ; 340] FSR = [40 ; 60]	
	Fémur	IRM	Rigide								
	Emboîture	CAO	Rigide								
(Zhang et al., 2013)	Tissus mous	CT-scans	Mooney-Rivlin	Littérature	Effort de 50 N sur l'emboîture	Chargement sur l'emboîture :pied à plat, milieu d'appui, levée talon	0,5	1		[90 ; 120]	
	Fémur	CT-scans	LEIH	Littérature							
	Emboîture	CT-scans	LEIH	Littérature							
(Lacroix et al., 2011; Ramírez et al., 2012; Restrepo et al., 2014; Henao et al., 2020)	Peau	Scans 3D	Mooney-Rivlin / Neo-Hook	Littérature	Déplacement de l'emboîture jusqu'à la position finale	Effort vertical : 50 % du poids / Effort vertical : 120 % du poids + horizontal : 7 et 10 % du poids / Simulation en dynamique des efforts durant la marche	[0,5 ; 1]	4		[82 ; 151]	
	Graisse	CT-scans	Mooney-Rivlin / Neo-Hook	Littérature							
	Muscles	CT-scans	Mooney-Rivlin / Neo-Hook	Littérature							
	Fémur	CT-scans	LEIH	Littérature							
	Emboîture	Scans 3D	LEIH	Littérature							

(Surapureddy et al., 2016)	Tissus mous	Scans 3D	Mooney-Rivlin	Littérature	Retrait des intérférences du contact	Effort vertical de 50 % du poids	0,5	1		84	
	Fémur	CT-scans	LEIH	Littérature							
	Emboîture	CAO	LEIH	Littérature							
(Van Heesewijk et al., 2018)	Tissus mous	CT-scans	Mooney-Rivlin	Littérature	Effort de 50 N sur l'emboîture	Effort vertical de 110 % du poids	0,45	1		[95 ; 365]	
	Os	CT-scans	LEIH	Littérature							
	Emboîture	CT-scans	LEIH	Littérature							
(Ramasamy et al., 2018)	Graisse	DT-IRM	Hyperélastique	Littérature	Déplacement de l'emboîture jusqu'à la position finale	Effort vertical sur le fémur de 400 N	Tie	1			
	Muscles	DT-IRM	Hyperélastique	Littérature							
	Fémur	DT-IRM	LEIH	Littérature							
	Manchon	DT-IRM	Mooney-Rivlin	Littérature							
	Emboîture	DT-IRM	LEIH	Littérature							

(Jamaludin et al., 2019)	Peau	IRM	Mooney-Rivlin, visco	Littérature		Effort vertical de 50 % du poids	0,5	1	8 capteurs triaxiaux	FEM = [10 ; 86] Capteurs = [12 ; 68]	
	Graisse	IRM	Mooney-Rivlin, visco	Littérature							
	Muscle	IRM	Mooney-Rivlin, visco	Littérature							
	Fémur	IRM	LEIH	Littérature							
	Emboîture	IRM	LEIH	Littérature							
(Sanchez-Alvarado et al., 2019)	Tissus mous	CT-scans	LEIH	Littérature	Déplacement de l'emboîture jusqu'à la position finale	Effort vertical de 100 % du poids	Contact sans frottement	1		40 (300 localement)	
	Fémur	CT-scans	LEIH	Littérature							
	Emboîture	CT-scans	LEIH	Littérature							
(Meng et al., 2020)	Tissus mous	IRM	LEIH	Littérature	Déplacement de l'emboîture jusqu'à la position finale	Effort vertical sur le fémur de 800 N	0,4	1		219	
	Fémur	IRM	LEIH	Littérature							
	Emboîture	CAO	LEIH	Littérature							

1.3.3.1 Application de la méthode des éléments finis pour la modélisation du membre résiduel fémoral

Les modèles éléments finis sont principalement employés pour comprendre les mécanismes de transmission des efforts de la prothèse au membre résiduel et/ou pour optimiser la conception de l'emboîture et ainsi réduire l'inconfort ressenti lors du port de la prothèse.

En 1996, (Krouskop et al., 1996) ont ainsi proposé une méthode de conception d'emboîture à partir de l'analyse en éléments finis du membre résiduel. Deux modèles de membre résiduel, dont la géométrie et les propriétés matériaux ont été personnalisées, soumis à un certain profil de pression prédéfini, étaient utilisés dans le but de définir la forme optimisée des emboîtures.

(Colombo et al., 2010) ont également travaillé sur un processus de conception d'emboîture numérisé incorporant la reconstruction semi-automatique des géométries, la modélisation et l'analyse éléments finis de l'ensemble du membre résiduel et de l'emboîture ainsi qu'un un module de fabrication assistée par ordinateur. Ils ont ajouté par la suite, un module d'analyse du mouvement afin de personnaliser le chargement à appliquer au modèle éléments finis. Pour cela un avatar virtuel de la personne amputée est créé à partir des données anthropométriques du sujet. La simulation de la marche du sujet est ensuite déduite de données expérimentales précédemment acquises (Colombo et al., 2013). Les actions mécaniques appliquées à l'emboîture sont ensuite calculées pour être injectées dans le modèle éléments finis. La cartographie des pressions alors obtenue en fin d'analyse sert de repère à l'orthoprothésiste qui peut, de cette manière, visualiser les zones de suppression et ajuster ses rectifications pour les réduire ou les répartir différemment. Ce processus, applicable aussi bien pour les emboîtures tibiales que fémorales, inclu également le choix des autres composants de la prothèse en fonction des données cliniques du sujet. Encore en développement, une campagne expérimentale est encore nécessaire pour valider le protocole et la modélisations (Colombo et al., 2010, 2014, 2016).

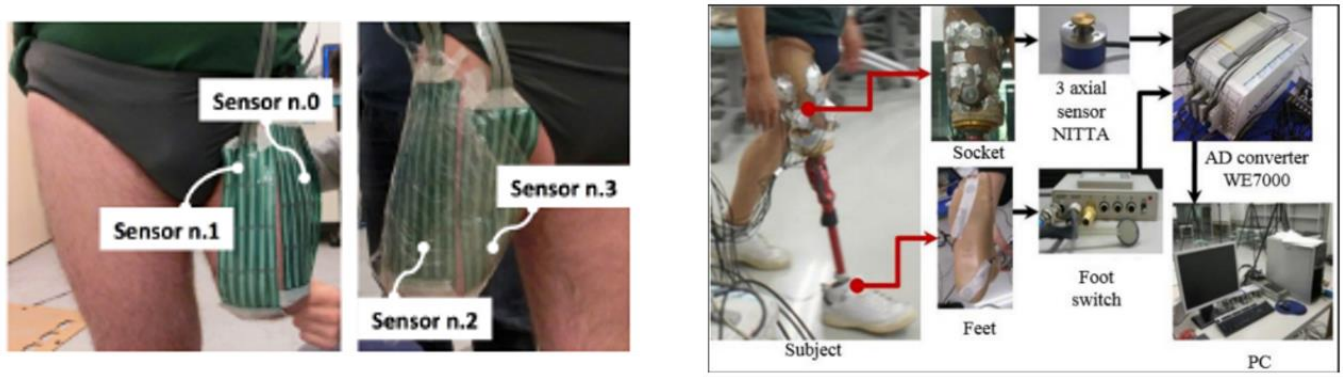
Toujours dans l'intention de concevoir des emboîtures plus confortables en apportant des données quantitatives aux orthoprothésistes, (Kovacs et al., 2010; Surapureddy et al., 2016; Sanchez-Alvarado et al., 2019) ont de même, présenté leur concept de processus d'optimisation de la géométrie de l'emboîture fondé sur la modélisation en éléments finis du membre résiduel. Ces articles n'en sont pour l'instant qu'à la phase exploratoire et dans les cas les plus avancés ne proposent que les résultats sur les répartitions de pression sans préciser de solutions pour la forme de l'emboîture.

Au-delà des rectifications à réaliser ces modèles peuvent également être mis à profit afin de comparer différentes technologies ou types d'emboîtures. À cette fin (Meng et al., 2020) ont développé un modèle de l'interaction entre le membre résiduel et une emboîture de type *compression-released stabilized*, semblable aux emboîtures Hi-Fi présentées au § 1.2.4. (Figure 21a). Les ordres de grandeur des

pressions maximales estimées à l'interface sont du même ordre de grandeur que les pressions estimées pour des emboîtures à ischion intégré ou d'autres géométries d'emboîtures sous-ischiatiques.

L'analyse par éléments finis des interactions entre le membre résiduel et l'emboîture permet donc d'estimer les contraintes à l'interface et donc potentiellement d'utiliser la cartographie de ces contraintes afin d'orienter les rectifications de forme à réaliser sur l'emboîture. Comme illustré par (Jamaludin et al., 2019) cette démarche peut également être appliquée avec pour dessein la comparaison de différentes formes d'emboîtures. En ce qui concerne les emboîtures tibiales, certaines équipes comparent également des emboîtures ayant des caractéristiques mécaniques différentes, soit en faisant varier les matériaux soit en modifiant la géométrie afin d'y ajouter des éléments souples s'adaptant aux contraintes sur le membre résiduel (Faustini et al., 2006a; Sengeh et al., 2013; Moerman et al., 2016).

Néanmoins, pour être pertinents en clinique, les modèles doivent pouvoir estimer les pressions avec une marge d'erreur acceptable (Tableau 3 - MESURES). Or, à ce jour, les rares tentatives de validation des modèles utilisés pour l'optimisation des emboitures (Figure 24 et Figure 25) n'ont pas apporté de résultats attestant de la validité des modèles dans les zones d'appuis, comme l'appui ischiatique par exemple (Colombo et al., 2016; Jamaludin et al., 2019). Il s'agit pourtant d'une zone soumise au chargement le plus important comme cela a pu être détaillé au § 1.3.2.2.



a) b)

Figure 24 : Mesures expérimentales réalisées pour valider les résultats des modèles éléments finis de (Colombo et al., 2016) *et de* (Jamaludin et al., 2019).

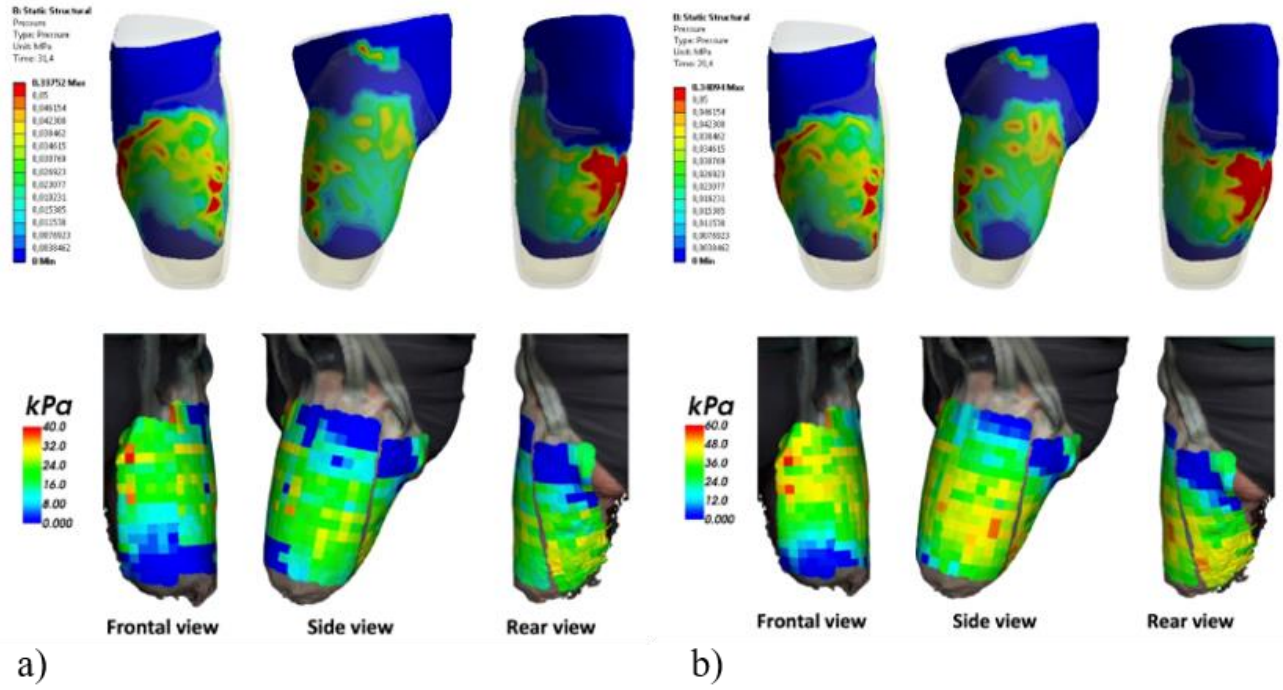


Figure 25 : Comparaison entre simulations éléments finis et mesures de pression pour un chargement équivalent à 50 % du poids du sujet (a) et un chargement égal au poids du sujet (b). D'après (Colombo et al., 2016)

Certains modèles ont toutefois permis de lever le voile sur certaines hypothèses de modélisation affectant les résultats des analyses. (Zhang, Turner-Smith, et al., 1996) se sont, entre autres, intéressés au coefficient de frottement choisit à l'interface entre les tissus mous et l'emboîture (Tableau 3 – CONDITIONS LIMITES/COEFFICIENT DE FROTTEMENT). On constate alors qu'une variation du coefficient entre l'emboîture et les tissus mous de de 1 à 0,1 entraine une augmentation de la pression appliquée sur la zone distale du membre résiduel alors que les contraintes tangentielles diminuent lorsque le coefficient diminue. Cette relation entre les contraintes tangentielles à l'interface et le coefficient de frottement a également été montrée par (Restrepo et al., 2014). Comme détaillé dans cette dernière étude le coefficient de frottement peut être impacté non seulement par les matériaux choisis pour l'emboîture ou pour le manchon mais également par la pilosité ou la transpiration du membre résiduel. Dans une autre mesure, (Ramírez et al., 2012) se sont eux intéressés au contact entre les tissus mous et les os . Ils ont alors montré que ne pas prendre en compte le glissement des tissus mous sur les os et considérer les tissus mous liés aux os induit une sous-estimation des contraintes internes à la frontière distale avec l'os. Toujours en ce qui concerne les contraintes internes dans le membre résiduel, (Ramasamy et al., 2018) ont mis en avant l'impact de la modélisation des tissus par un monobloc (Tableau 3 – GEOMETRIE/COMPOSANTS). Effectivement, ne pas distinguer les différents éléments qui composent les tissus mous et la manière dont ils sont organisés impacte l'état des contraintes dans les tissus mous. Cela conduit également à une sous-estimation des contraintes internes, particulièrement problématique pour l'étude des ulcères pression. D'autres aspects géométriques du modèle ont également une incidence sur les contraintes superficielles du membre résiduel. C'est le cas, par exemple de la longueur du fémur (Andrés Vélez Zea et al., 2015) mais également de la géométrie de l'ischion (Van Heesewijk et al.,

2018). En effet, dans les études précédemment citées, la majorité des auteurs ne modélise pas l'ischion (Tableau 3 – GEOMETRIE/COMPOSANTS). Toutefois, comme cela a été détaillé au § 1.2.1, la plupart des emboîtures contemporaines comporte un appui ischiatique qui, comme son nom l'indique, sert de support à l'ischion. Modéliser l'ischion change drastiquement la répartition de pression, puisque le maximum de pression, en général estimé au niveau distal du membre résiduel, se retrouve alors sous l'ischion (Tableau 3 - (Van Heesewijk et al., 2018)).

Par ailleurs, le choix de la tâche modélisée modifie également l'amplitude et les profils de pression à l'interface (Tableau 3 – CONDITIONS LIMITES/CHARGEMENT). Selon les cas les auteurs s'intéressent principalement à l'appui unipodal (Colombo et al., 2016) ou l'appui bipodal (Colombo et al., 2016; Surapureddy et al., 2016; Jamaludin et al., 2019). Dans de plus rares cas, les efforts correspondants à différents instants du cycle de marche sont appliqués à l'emboîture (Zhang et al., 2013). Enfin, une étude s'est également intéressée au chargement en dynamique des tissus mous au cours de la phase d'appui de la marche. La comparaison avec le modèle en statique, tend à montrer qu'une analyse en statique sous-estime les contraintes à l'interface (Henao et al., 2020).

Selon les choix de modélisation des auteurs, les pressions maximales estimées sont comprises entre (Jamaludin et al., 2019) 20 kPa et 710 kPa (Henao et al., 2020) (Tableau 3 – PRESSION MAX). Les hypothèses de modélisation ont donc un impact important sur les résultats des simulations. Il est, par conséquent, essentiel de modéliser de manière pertinente les interactions entre le membre résiduel et l'emboîture pour l'estimation des contraintes superficielles à l'interface, en particulier les pressions.

1.3.3.2 Construction des modèles éléments finis du membre résiduel et de l'emboîture fémorale

Les modèles éléments finis de l'ensemble membre résiduel/emboîture présentés dans la littérature requièrent de définir les géométries des différentes entités du modèle, de caractériser le comportement mécanique de chaque élément et enfin de choisir les conditions aux limites ainsi que le chargement.

Acquisition et reconstruction des géométries du modèle

Les modèles de membre résiduel sont généralement constitués de plusieurs éléments : les structures osseuses, se limitant le plus généralement au fémur mais pouvant inclure l'ischion ou l'aile iliaque, et les tissus mous, intégrant les muscles, la graisse et la peau individuellement ou en blocs (Tableau 3 – GEOMETRIE/COMPOSANTS).

Il est alors courant de distinguer la géométrie externe, définie par l'enveloppe externe du membre résiduel, et la géométrie interne, comprenant l'ensemble des tissus du membre. Dans certains cas, les auteurs privilégient certaines modalités d'imagerie pour reconstruire la géométrie interne et une autre modalité pour la géométrie externe (Tableau 3 – GEOMETRIE/ACQUISITIONS). Les systèmes d'imagerie

comme les *Computed-Tomography scanners* (CT-scans) sont utilisés dans le but de segmenter la géométrie interne (Kovacs et al., 2010; Lacroix et al., 2011; Ramírez et al., 2012; von Waldenfels et al., 2012; Restrepo et al., 2014; Andrés Vélez Zea et al., 2015; Sanchez-Alvarado et al., 2019) mais également parfois la géométrie externe (Zhang et al., 2013; Van Heesewijk et al., 2018). Des modalités moins irradiantes, comme les systèmes de radiographies bi-planaires EOS (Dubousset et al., 2010) peuvent également servir pour la reconstruction des géométries du membre résiduel. L'Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM) est une autre méthode d'imagerie, non-irradiante, par laquelle il est possible de distinguer à la fois les géométries internes et externes du membre résiduel (Colombo et al., 2010, 2014, 2016; Ramasamy et al., 2018; Jamaludin et al., 2019; Meng et al., 2020). L'IRM permet une distinction plus fine des tissus mous que les systèmes radiographiques sur lesquels, il sera au mieux possible de distinguer les muscles de la graisse. Les IRM ou CT-scans étant généralement réalisés avec les sujets en position allongée, il est courant de procéder aux acquisitions avec l'emboîture et/ou le manchon afin que les tissus mous aient la même géométrie que lors de l'utilisation de l'emboîture (Zhang et al., 2013; Ramasamy et al., 2018; Van Heesewijk et al., 2018). Ainsi l'état de contrainte de la configuration imagée n'est pas nul, bien que peu d'études ne cherchent pas à le quantifier. Un inconvénient commun à ces deux systèmes d'imagerie est le temps de segmentation des images (Chaibi et al., 2012; Byrne et al., 2016; Virzì et al., 2020). Il s'agit également de modalités coûteuses qui ne peuvent pas être mises à disposition des orthoprothésistes.

Pour pallier cela, plusieurs auteurs s'intéressent à d'autres systèmes plus adaptés à la pratique des orthoprothésistes. Les scanners optiques, par exemple, font partie des outils d'ores et déjà utilisés par les orthoprothésistes (Cottalorda et al., 2005) et qui peuvent être utilisés dans le cadre de la conception d'emboîtures (Colombo et al., 2010; Surapureddy et al., 2016). Les scanners 3D fournissent ainsi la géométrie externe du membre résiduel. Pour ce qui est de la géométrie interne, plusieurs auteurs s'orientent vers les technologies ultrasonores. Si cette technique n'a pas encore été mise en application pour la reconstruction du membre résiduel fémoral, (Ranger et al., 2019) ont montré la faisabilité de la méthode pour les reconstructions du membre résiduel tibial. Dans un autre contexte (Frauziols et al., 2017) ont également utilisé les ultrasons afin de construire la géométrie du mollet. Des efforts restent à fournir afin de transposer la méthode au membre résiduel fémoral pour lequel les épaisseurs de tissus mous sont généralement plus importantes et pour lequel il est nécessaire d'identifier les structures osseuses au niveau de l'ischion.

Selon la modalité d'imagerie choisie, la reconstruction des géométries peut changer. Ainsi les tissus mous peuvent être précisément différenciés les uns des autres (Ramasamy et al., 2018) ou représentés comme un monobloc. Ces mêmes tissus sont tantôt déformés par la position d'acquisition des images ou par le port de l'emboîture. Le repositionnement des géométries les unes par rapport aux autres peut également s'avérer problématique lorsque des systèmes d'imagerie différents ont servi à l'acquisition des géométries externe et interne.

Enfin, la géométrie de l'emboîture est, quant à elle, le plus souvent obtenue à partir de fichiers CAO (Kovacs et al., 2010; Surapureddy et al., 2016) ou à partir des images IRM ou CT-scans du membre résiduel (Zhang et al., 2013; Ramasamy et al., 2018). La spécificité des emboîtures en fonction des études, des sujets et des orthoprothésistes rend donc la comparaison entre les différentes études complexe. Le manchon n'est pas toujours représenté dans les modèles éléments finis et est le plus souvent fusionné avec les tissus mous.

Ainsi selon que la géométrie externe du membre résiduel et la géométrie interne de l'emboîture soient congruentes ou non une étape de *donning* doit être également modélisée pour la simulation (Lacroix et al., 2011). Le *donning* est le nom anglais donné à la phase de mise en place de l'emboîture sur le membre résiduel (Tableau 3 – CONDITIONS LIMITES/DONNING).

Outre les différences géométriques dues aux spécificités des différents sujets, une première explication des écarts de valeurs de pression entre les différentes études citées réside donc dans les différents choix de modélisation des géométries des composants du modèle.

Choix du comportement mécanique des composants du modèle

Le membre résiduel est constitué de tissus dits mous, comprenant entre autres la peau, la graisse et les muscles, et des tissus durs, les os.

L'os est généralement modélisé comme ayant un comportement linéaire élastique avec un coefficient de poisson de 0,3 et un module d'Young allant de 7,3 (von Waldenfels et al., 2012) à 15 GPa (Lacroix et al., 2011). Étant donnée la grande rigidité des structures osseuses vis-à-vis de celle des tissus mous, les os peuvent être modélisés comme ayant un comportement infiniment rigide (Colombo et al., 2016) (Tableau 3 – MATERIAUX/MODELES).

A contrario, il est d'usage de représenter les tissus mous avec un modèle non-linéaire hyperélastique (Fung, 1967). En effet, le chargement appliqué au membre résiduel induit de grandes déformations des tissus mous qui arborent ainsi un comportement non linéaire qui peut être modélisé par des lois hyperélastiques. Plusieurs lois de comportement ont été développées expérimentalement afin de coller au mieux au comportement des tissus mous en grandes déformations (Lhadi, 2015). La loi la plus utilisée afin de modéliser le comportement mécanique des tissus mous de la cuisse dans les études citées est la loi hyper-élastique de Mooney-Rivlin. Les valeurs des paramètres matériaux sont souvent choisies à partir des données de l'article de (Portnoy et al., 2009) ou d'autres données de la littérature (Untaroiu et al., 2005) (Tableau 3 – MATERIAUX/METHODES).. Ainsi les valeurs proviennent, entre autres, d'études réalisées sur des animaux (Palevski et al., 2006) ou d'études *in vivo* sur sujets humains (Hendriks et al., 2003; Hoyt et al., 2008). Hoyt et al. ont effectivement étudié la réponse mécanique de deux muscles de la cuisse, à l'état contracté, le biceps fémoral et le droit fémoral, chez des sujets non-amputés à partir de

mesures sonoélastographiques. Hendriks et al. ont quant à eux proposé des tests de succion sur les avant-bras de sujets afin d'estimer les propriétés matériaux de la peau.

Quelques auteurs ont également fait le choix de tenir compte du comportement viscoélastique des tissus mous (Ramasamy et al., 2018; Jamaludin et al., 2019). L'impact de ce choix sur les modèles n'a cependant pas été approfondi.

Par conséquent, pour les modèles éléments finis de membre résiduel de sujets amputés au-dessus du genou, les propriétés matériaux des tissus de la cuisse ne sont jamais personnalisées lorsque ces derniers sont modélisés avec un comportement non-linéaire. Krouskop et al. ont eux fait le choix de modéliser les tissus mous avec un comportement linéaire mais avec une rigidité personnalisée à partir de données ultrasonores (Krouskop et al., 1987; Malinauskas et al., 1989). Cependant le choix d'un modèle linéaire n'est pas anodin puisque les tissus mous vont subir de grandes déformations au sein de l'emboîture. Les déformations appliquées pour les mesures étaient inférieures à 20 %. De plus amples investigations sont nécessaires afin d'évaluer si ces déformations sont du même ordre de grandeur que les déformations appliquées dans l'emboîture.

La caractérisation mécanique in vivo non invasive et non destructive des tissus humain, et notamment celle des tissus mous, est donc généralement négligée dans la littérature, pourtant celle-ci peut avoir un impact significatif sur les valeurs estimées de contraintes à l'interface (Cheung et al., 2005), d'autant plus que le comportement mécanique des tissus varie selon plusieurs paramètres (Figure 26) comme le sujet, la posture ou encore le site de mesure (Mak et al., 1994; Zhang et al., 1999). Il semble donc important de pouvoir personnaliser ces propriétés matériaux tout en prenant en compte leur comportement hyperélastique.

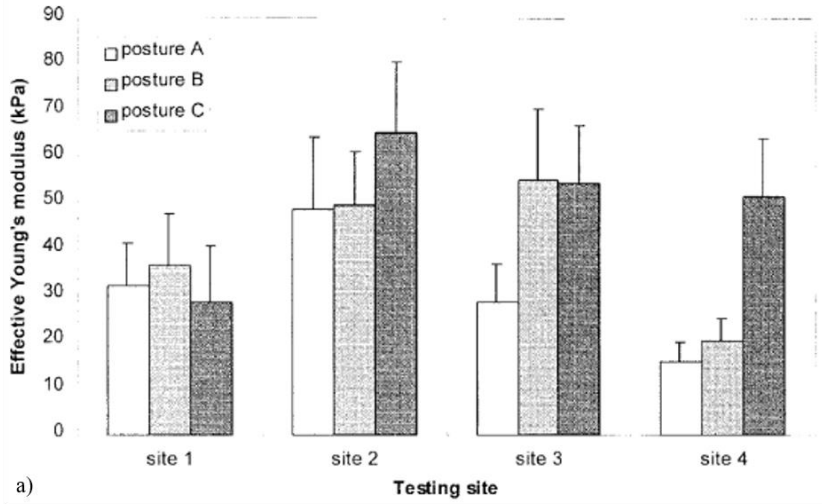


Figure 26 : Module d'Young équivalent des tissus mous, sur quatre zones distinctes du mollet, sur huit sujets pour trois postures différentes. D'après (Zhang et al., 1999).

L'emboîture est fréquemment modélisée comme ayant un comportement linéaire élastique avec un module d'Young supérieur à 1 GPa. Les propriétés matériaux peuvent être compliquées à estimer

puisqu'il s'agit de matériaux composites dont les proportions peuvent changer d'un fabricant à un autre (Silver-Thorn et al., 1997). Le choix peut s'avérer d'autant plus ardu que de nouveaux matériaux sont dorénavant utilisés pour la fabrication des emboîture avec des caractéristiques mécaniques très variées (Sengeh et al., 2013; Moerman et al., 2016) (Figure 27). L'utilisation de ces matériaux s'explique par la volonté de réduire les pressions à l'interface avec l'emboîture. Toutefois aucune étude n'a été menée sur les emboîtures fémorales afin d'évaluer l'impact du choix des matériaux de l'emboîture sur les contraintes superficielles.

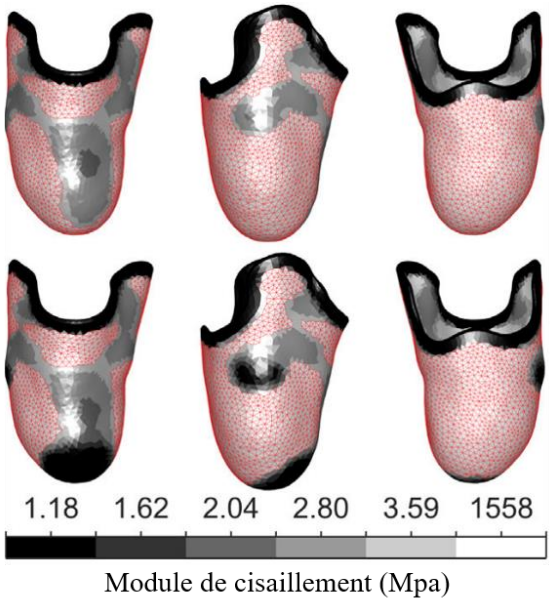


Figure 27 : Emboîture tibiale en matériaux composites dont le module de cisaillement varie en fonction de la région. D'après (Moerman et al., 2016)

Définition des conditions limites et du chargement

Les conditions aux limites du modèle sont directement impactées par les choix de modélisation géométrique. En effet, lorsque la géométrie est simplifiée certaines conditions limites ne sont plus nécessaires. On peut parler ici des conditions de contact entre les différents tissus mous lorsque les tissus sont fusionnés. Cependant, quand bien même plusieurs couches de tissus sont modélisées, les auteurs ne représentent pas non plus le glissement qui peut intervenir entre les différentes couches (Kovacs et al., 2010; Ramasamy et al., 2018). De même, le glissement entre les tissus mous et les structures osseuses n'est pas non plus pris en compte en dépit de l'impact que ce paramètre peut avoir sur les contraintes internes (Ramírez et al., 2012). Néanmoins l'incidence de ce paramètre sur les contraintes superficielles à l'interface n'a pas encore été démontré. Le frottement entre l'emboîture ou le manchon et les tissus est, à l'inverse, tout le temps pris en considération avec des valeurs de coefficient de frottement allant de 0,4 à 0,5, cette dernière valeur étant le coefficient mesuré entre la peau sous conditions normales, sans pilosité ou transpiration, et du polyéthylène (Naylor, 1955) (Tableau 3 – CONDITIONS LIMITES/COEFFICIENT DE FROTTEMENT). Néanmoins, des mesures réalisées *in vivo* entre la peau et

plusieurs matériaux utilisés pour les emboîtures indiquent qu'une plus grande plage de valeurs est possible, entre 0,24 et 1,26 (Zhang et al., 1999).

Un point jusqu'à présent négligé dans les modèles éléments finis du membre résiduel dans le cas des amputations transfémorales, est la représentation de l'articulation coxo-fémorale (Figure 28). En effet, l'ischion n'étant pas modélisé, le fémur est le plus souvent encastré (Zhang et al., 2013; Restrepo et al., 2014; Colombo et al., 2016; Van Heesewijk et al., 2018) ou contraint à un déplacement vertical (Surapureddy et al., 2016; Ramasamy et al., 2018; Jamaludin et al., 2019) (Tableau 3 – CONDITIONS LIMITES/CHARGEMENT). Pourtant des études ont montré que le mouvement relatif du fémur dans l'emboîture au cours de la marche n'est pas négligeable. En effet des rotations allant jusqu'à 10° en abduction/adduction et 14° en flexion/extension (Figure 29) ont été mesurées entre la position du fémur et de l'emboîture (Erikson et al., 1973; Convery et al., 2003; Tang et al., 2015). Le déplacement du fémur au sein de l'emboîture change localement les épaisseurs de tissus mous et peut donc avoir une influence sur les valeurs de contraintes à la surface. Néanmoins aucune étude n'a encore approfondi ce sujet.

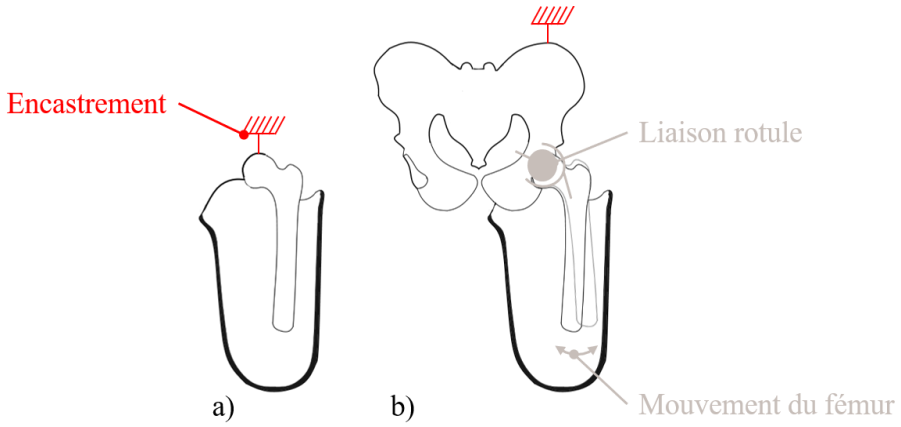


Figure 28 : Exemple de modélisation où (a) le fémur est encastré et où (b) la liaison coxo-fémorale modélisé par une rotule.

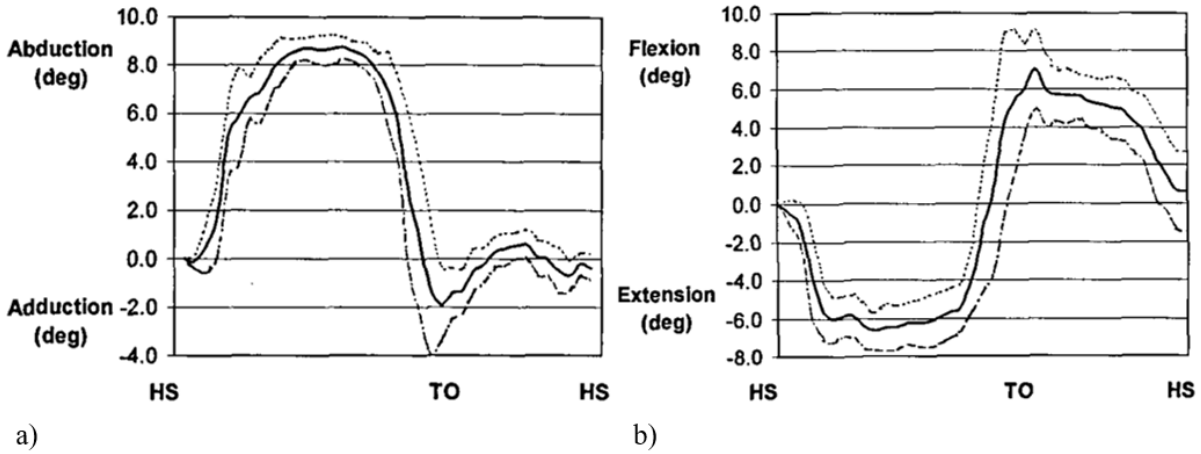


Figure 29 : Mouvement relatif du fémur dans l'emboîture au cours du cycle de marche (HS : heel strike, TO : toe off) (a) en dans le plan frontal et (b) dans le plan sagittal. D'après (Convery et al., 2000)

D'autre part, l'absence d'ischion dans les modèles entraine une modification des répartitions des contraintes entre l'emboîture et le membre résiduel. En effet, la majorité de l'effort vertical transmis du membre résiduel à l'emboîture, l'est par le biais de l'appui sous-ischiatique (Pritham, 1990). La majorité de l'effort peut donc signifier que plus de 50% du poids du sujet sera repris par cet appui. Lorsque l'ischion n'est pas représenté c'est donc la totalité de l'effort qui est transmis par le serrage de l'emboîture et sur l'extrémité distale du membre résiduel. Comme l'ont montré (Van Heesewijk et al., 2018), cela entraîne une surestimation des contraintes au niveau distal de l'emboîture, zone réputée douloureuse pour les personnes amputées (Tableau 3 - (Van Heesewijk et al., 2018)). Comme cela a été détaillé au § 1.2.1, l'appui ischiatique entre en compte dans le torseur des efforts intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin. Il ne s'agit pas là de la seule action à prendre en compte, puisque les muscles abducteurs ont un rôle important à jouer également. Pourtant les efforts musculaires ne sont jamais représentés dans les modèles éléments finis de la littérature.

Pour ce qui est du chargement, celui-ci est généralement décomposé en deux étapes : le *donning* et le chargement vertical. Le *donning* implique des non-linéarités de contact mais également de grands déplacements pour les nœuds du maillage des tissus mous, et est donc compliqué à modéliser. Pour simplifier l'analyse, certains auteurs remplacent la mise en position de l'emboîture par des contraintes en déplacement sur les nœuds à la surface des tissus mous ou de l'emboîture (Zhang & Mak, 1996; Kovacs et al., 2010; von Waldenfels et al., 2012). (Lacroix et al., 2011) ont étudié les répartitions de pression à la fin du *donning* sur cinq sujets. La pression maximale rapportée est alors de 25 Pa. À la suite du *donning*, un effort vertical est appliqué sur l'emboîture ou sur le fémur. L'amplitude de cet effort est équivalente à la moitié ou la totalité du poids du sujet dans le but de simuler un appui bipodal ou unipodal sur la prothèse. Cependant, le chargement le plus important appliqué au membre résiduel s'obtient durant le cycle de marche lors du contact avec le talon et après le milieu de la phase d'appui durant la levé du talon (Radcliffe, 1977) et non pendant la phase d'appui unipodal.

(Zhang et al., 2013) ont pris en compte les différents instants du cycle de marche via une modélisation en quasi-statique. Néanmoins l'articulation de la hanche n'étant pas représentée les valeurs de pression peuvent être faussées. Une seule étude s'est intéressée au chargement dynamique de l'emboîture durant la marche (Henao et al., 2020). Des contraintes en déplacement sont imposées au fémur afin de bloquer les translations. Les efforts et moments estimés à partir des données d'analyse du mouvement sont appliqués à l'emboîture (Figure 30). Sur les 14 sujets, le maximum de pression est entre 0% et 58 % plus élevé au cours de la marche que durant l'appui bipodal. De plus, les surfaces fortement sollicitées sont plus étendues durant la marche que pendant l'appui statique. Une comparaison avec une situation en appui unipodal aurait cependant été plus pertinente pour la comparaison avec les contraintes induites par la marche. Elle aurait permis de justifier ou d'invalider les démarches de modélisation visant à simplifier les chargements par un appui vertical. De plus, le torseur des actions mécaniques appliquées

à l'emboîture était mis à l'échelle par rapport au poids de chaque sujet et n'était donc pas complètement personnalisé.

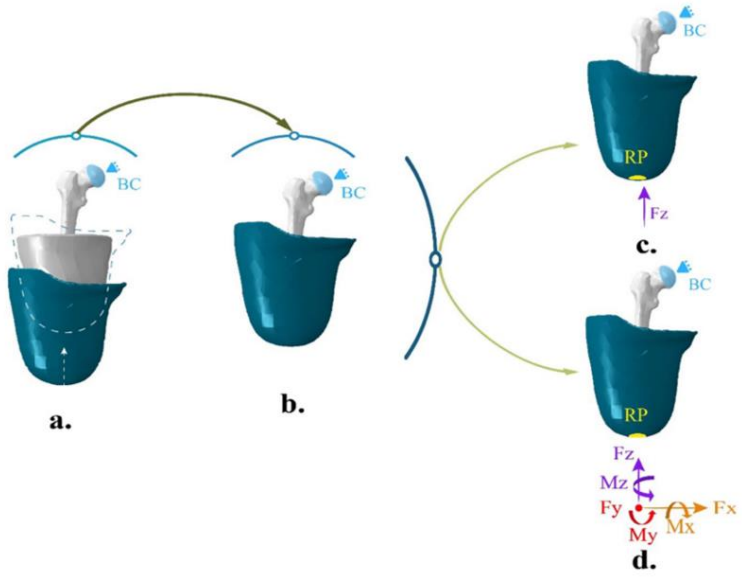


Figure 30 : Conditions limites du modèle de (Henao et al., 2020). *(a) Phase de donning, (d) application du chargement en dynamique pendant la marche, (c) application de l'effort bipodal. Issue de* (Henao et al., 2020).

1.3.3.3 Limites de la modélisation par éléments finis et validation des modèles

Le processus de construction d'un modèle en éléments finis se décompose généralement en trois parties : la reconstruction de la géométrie, la définition du comportement mécanique des composants du modèle et le choix des conditions aux limites. Chacune de ses étapes est une simplification de la réalité permettant d'y appliquer des lois mathématiques dans le but d'obtenir une estimation des contraintes du modèle, en l'occurrence, des pressions à l'interface. Cependant les hypothèses nécessaires à la simplification du modèle peuvent amener à des résultats éloignés des mesures expérimentales (Figure 25). Si certaines hypothèses ont d'ores et déjà été validées par le biais de mesures expérimentales, comme les valeurs du coefficient de frottement entre les tissus mous et l'emboîture, plusieurs aspects de la modélisation doivent encore être validés, ou leur impact quantifié.

Très peu d'études ont ainsi cherché à valider leur modèle (Colombo et al., 2016; Jamaludin et al., 2019) et les mesures expérimentales ne sont pas toujours en accord avec les modèles. Des écarts de plusieurs centaines de kPa peuvent en effet être constatés (Colombo et al., 2016) selon les zones du membre résiduel (Figure 24 et Figure 25). Néanmoins une bonne corrélation (R^2>0,8) peut exister entre les simulations et les mesures en certaines zones locales de l'interface (Jamaludin et al., 2019) situées sur la circonférence du membre résiduel. En outre, des modèles établis dans le contexte des amputations transtibiales indiquent également que les analyses par éléments finis sont à même de prédire l'apparition de lésions à la surface du membre résiduel (Cagle et al., 2018).

Il est également aisé de constater l'écart entre les profils de pression décrits au § 1.2.2 (Figure 17), corroborés par plusieurs études expérimentales (Appoldt et al., 1967, 1968; Lee et al., 1997; Kahle et al., 2014; Moineau, 2017), et les résultats des analyses de la littérature pour lesquelles le maximum de pression est estimé à l'extrémité distale de l'emboîture.

Les disparités entre les simulations et les mesures expérimentales peuvent s'expliquer par les hypothèses réalisées pour construire les modèles :

- L'absence de l'ischion ne permet pas de rendre compte de la transmission des efforts via l'appui ischiatique. Cela a pour conséquence de surestimer les contraintes distales dans l'emboîture (Tableau 3 - (Van Heesewijk et al., 2018)).
- Lorsque l'ischion est modélisé, celui-ci est fusionné avec le bassin.
- La hanche n'étant pas modélisée, l'articulation du fémur atour du centre de la tête fémorale n'est pas possible. Le mouvement relatif du fémur par rapport à l'emboîture ne se fait pas ce qui fausser l'estimation des pressions à l'interface.
- De même les efforts musculaires intervenant dans le torseur des actions intersegmentaires entre le fémur et le bassin ne sont pas modélisés.
- Les propriétés matériaux des composants du modèle, qu'il s'agisse des tissus mous ou de l'emboîture sont des valeurs génériques qui ne sont pas représentatives de la diversité des personnes amputées et des matériaux utilisables pour les emboîtures.
- Le chargement correspondant à un appui unipodal sous-estime le chargement appliqué au membre résiduel durant la marche appareillée.

Différentes approches ont été proposées dans la littérature afin de modéliser l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel. Qu'il s'agisse de la géométrie, des propriétés matériaux des tissus mous ou des conditions limites appliquées aux modèles, toutes les hypothèses réalisées entrainent des différences importantes dans les valeurs de pressions rapportées. Cependant il n'existe pas, aujourd'hui, de consensus quant aux hypothèses de modélisation à réaliser afin d'obtenir une estimation correcte des pressions à l'interface.

1.4 SYNTHESE DE L'ETAT DE L'ART ET OBJECTIFS DE LA THESE

L'analyse par éléments finis des pressions à l'interface de l'emboîture peut apporter des informations quantitatives aux orthoprothésistes afin de les aider à concevoir des emboîtures plus confortables pour leurs patients, tout en diminuant le nombre d'itérations d'emboitures provisoires (Lee, 2004). Contrairement aux méthodes expérimentales, nécessitant d'instrumenter les emboîtures, les méthodes numériques permettent d'estimer les contraintes en amont de la fabrication de l'emboîture. Plusieurs équipes se sont déjà confrontées à cette modélisation en proposant des processus de conception et fabrication d'emboîtures reposant sur la méthode des éléments finis (Krouskop et al., 1996; Colombo et al., 2010; Kovacs et al., 2010; Surapureddy et al., 2016; Jamaludin et al., 2019). Si certaines études ont mis en avant les perspectives de tels modèles pour la prédiction des lésions à l'interface (Cagle et al., 2018), la validité des résultats obtenus doit encore être évaluée en amont du déploiement clinique des modèles. Pour cela des campagnes expérimentales peuvent être conduites dans le but de comparer les pressions mesurées à l'interface avec celles estimées via l'analyse par éléments finis. Cependant, seules deux études se sont concentrées sur la validation expérimentale de leurs modèles. De plus, si les résultats obtenus sur des zones très locales situées au niveau de la diaphyse du fémur semblent prometteurs (Jamaludin et al., 2019), des résultats obtenus sur des zones plus étendues sur le membre résiduel montrent des incohérences entre les valeurs issues des modèles et les mesures réalisées (Colombo et al., 2016), notamment dans les zones d'appui telles que définies au § 1.1.3.1.

Plusieurs hypothèses, formulées pour la construction des modèles, qui nécessitent encore une validation ont ainsi pu être mises en avant lors de la revue de littérature. Dans un premier temps, la personnalisation des propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse est une des causes potentielles du désaccord entre les mesures et les simulations. Comme cela a d'ores et déjà été montré chez des sujets amputés au niveau tibial, il existe une grande diversité de caractéristiques mécaniques des tissus mous des sujets, en fonction, entre autres, de leur âge et de leur sexe (Mak et al., 1994; Zhang et al., 1999), mais cette diversité n'est pas prise en compte dans les études du membre résiduel amputé transfémoral. Les caractéristiques mécaniques des tissus mous ont néanmoins un impact non négligeable sur l'estimation des contraintes (Cheung et al., 2005).

En outre, plusieurs simplifications réalisées sont discordantes vis-à-vis de la description de l'interaction mécanique entre le membre résiduel et l'emboîture (chapitre 1.2). L'ischion, entre autres, joue un rôle prépondérant dans la transmission des actions mécaniques de l'emboiture au squelette. Pourtant l'ischion n'est pas représenté dans la majorité des études de la littérature. Dans le cas contraire, l'articulation du fémur par rapport au bassin n'est pas modélisée. Le fémur étant bloqué, le déplacement relatif du fémur par rapport au bassin n'est pas pris en compte ni l'action des muscles de la hanche, ce qui peut engendrer une surestimation des contraintes superficielles de pression à l'interface.

D'autres aspects peuvent également influencer les répartitions de pression. Les matériaux utilisés et les rectifications réalisées sur l'emboîture (Lenka et al., 2011; Steer, Grudniewski, et al., 2019), qui dépendent des choix de l'orthoprothésistes, peuvent ainsi modifier les contraintes à l'interface, comme cela a déjà pu être observé avec les emboîtures tibiales (Sengeh et al., 2013; Steer, Worsley, et al., 2019).

Ainsi, plusieurs points restent à éclaircir afin de s'assurer de la pertinence des résultats fournis par les analyses éléments finis.

Fort de ce constat, l'objectif de cette thèse est donc de concevoir un modèle élément finis de l'interaction du membre résiduel de sujets amputés au-dessus du genou et de l'emboîture, personnalisable, et d'estimer les paramètres d'entrée prépondérants dans la réponse mécanique du modèle. Ce modèle devra permettre de lever certains des verrous identifiés dans la littérature en répondants aux besoin suivants :

1) La mise en place d'un protocole de caractérisation des propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse, in vivo, afin d'alimenter un modèle éléments finis en données personnalisées.
2) La prédiction du chargement du membre résiduel dans le contexte de la marche à plat pour la construction d'un modèle élément finis du membre résiduel et de l'emboîture. En particulier, les actions des muscles de la hanche seront estimées et modélisées.
3) La construction d'un modèle éléments finis du membre résiduel et de l'emboîture pour l'estimation des pressions à l'interface. Ce modèle devra rendre compte du chargement appliqué par l'emboîture au membre résiduel. Une attention particulière sera portée sur la modélisation de l'articulation coxo-fémorale.
4) L'exploitation du modèle pour le calcul des pressions dans différentes situations.

Les points 1 et 2 sont abordés aux chapitres 0 et 2.3 de ce mémoire portant sur l'acquisition des données d'entrée pour la construction du modèle en éléments finis. Les points 3 et 4 sont détaillés aux chapitres 3.1 et 3.2 relatant les étapes de la modélisation de l'ensemble membre résiduel/emboîture ainsi que le recoupement des résultats face aux principes de la littérature, et l'exploitation du modèle éléments finis.

Ce qu'il faut retenir :

- Les pressions à l'interface sont la grandeur la plus utilisée pour l'évaluation des emboîtures.
- Les pressions peuvent être mesurées expérimentalement ou calculées numériquement.
- Les méthodes expérimentales sont lourdes et compliquées à mettre en place.
- Des analyses éléments finis peuvent être réalisées en amont de la fabrication de l'emboîture.
- Les modèles éléments finis de la littérature ne personnalisent pas les caractéristiques mécaniques hyperélastiques des tissus mous.
- La géométrie des modèles éléments finis ne prend pas en compte l'ischion. Le torseur des actions mécaniques du membre résiduel sur le bassin n'est donc pas représenté.
- Aucun auteur ne modélise l'action des muscles du torseur des actions mécaniques entre le membre résiduel et le bassin.
- Beaucoup d'hypothèses très variées sont utilisées pour construire les modèles sans avoir été validées ou évaluées.

2 CARACTERISATION EXPERIMENTALE DU MEMBRE RESIDUEL EN VUE DE L'ANALYSE PAR ELEMENTS FINIS DE L'INTERFACE AVEC L'EMBOITURE FEMORALE

2.1 BASES DE DONNEES UTILISEES

La construction d'un modèle éléments finis de l'interaction entre le membre résiduel de personnes amputées au niveau fémoral et de l'emboîture se décompose généralement en trois étapes : la reconstruction de la géométrie, la caractérisation des propriétés matériaux des composants du modèle et la définition des conditions limites. Chacune de ses étapes implique d'alimenter le modèle en données d'entrée qui peuvent être issues de la littérature ou, pour une approche personnalisée, d'acquisitions expérimentales. Dans le cadre de ce travail des approches mixtes combinant des mesures expérimentales et des analyses numériques sont proposées à partir d'information provenant de base de données acquises au cours de cette thèse mais également durant de précédentes études.

2.1.1 Description des bases de données

Plusieurs bases de données ont été exploitées durant ce travail de thèse (Tableau 4).

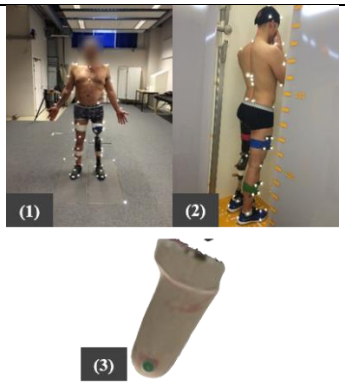
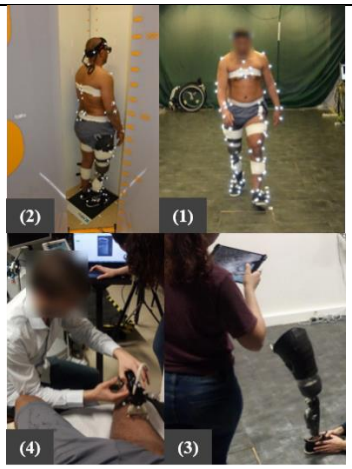
Bases de données		**BD-1**	**BD-2**	**BD-3**
Années d'acquisitions		2017	2019*	2020*
Caractéristiques	▪ Nombre de sujets ▪ Type d'amputation ▪ Poids ▪ Age ▪ Taille	▪ 7 ▪ 2 Gritti / 5 transfémoraux ▪ 71 ± 14 kg ▪ 39 ± 11 ans ▪ 1,75 ± 0,07 m	▪ 7 ▪ Non amputés ▪ 70 ± 6 kg ▪ 29 ± 7 ans ▪ 1,77 ± 0,05 m	▪ 1 ▪ Gritti ▪ 76 kg ▪ 35 ans ▪ 1,69 m
Protocoles		▪ Examen clinique ▪ Analyse quantitative du mouvement(1) ▪ Radiographies EOS(2) ▪ Acquisitions scanner optique(3)	▪ Caractérisation du comportement mécanique des tissus mous par indentation(4)	▪ Examen clinique ▪ Analyse quantitative du mouvement(1) ▪ Radiographies EOS(2) ▪ Caractérisation du comportement mécanique des tissus mous par indentation(4) ▪ Acquisitions scanner optique(3)
Exploitation		▪ Chapitre 2.3 ▪ Chapitre 3.1	▪ Chapitre 0	▪ Chapitre 0 ▪ Chapitre 2.3 ▪ Chapitre 3.1
Illustrations				

Tableau 4 : Bases de données utilisées dans ce travail de thèse issues du master recherche de Julia Facione (2017) et de deux séries d'acquisitions réalisées pendant la thèse (2019 et 2020).*

Une première base de données BD-1, antérieure au démarrage de la thèse, a été constituée dans le cadre du master de Julia Facione (2017). Constituée en partenariat avec le Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH), elle se composait de sept sujets amputés au niveau fémoral. Pour chaque sujet, des séries d'acquisitions d'analyse du mouvement de la marche à plat (1) étaient réalisées à l'aide du système Vicon (Vicon, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK). Soixante-dix marqueurs étaient positionnés sur l'ensemble des segments du corps des sujets, dont 55 uniquement sur les membres inférieurs. Des paires de radiographies (2) avec les marqueurs optoélectroniques étaient ensuite obtenues en positions debout et assise grâce au système EOS (EOS, EOS-Imaging, France). Ces analyses étaient complétées par l'acquisition de la géométrie des plâtres rectifiés ayant servi à la fabrication de l'emboiture avec un scanner optique (3) Einscan (EinScan-Pro ; Shining 3D).

Durant cette thèse, une base de données, BD-2 a également été constituée pour la caractérisation du comportement mécaniques des tissus mous de la cuisse (2019). Composée de sept sujets non amputés,

la constitution de cette base de données avait pour objectif d'évaluer le protocole proposé pour l'estimation des paramètres matériaux des tissus mous de la cuisse ainsi que l'acquisition de données de références. Les sujets étaient allongés et des indentations avec une sonde ultrasonore (SuperSonic Imaging, SuperLinearTM SL 15-4) instrumentée d'un capteur d'effort (3134 - Micro Load Cell (0-20 kg) - CZL635) étaient réalisées sur la cuisse (4).

Enfin, la base de données BD-3, également réalisée durant cette thèse avec la collaboration du CERAH, a permis l'acquisition de données supplémentaires sur un sujet amputé du genou (2020). Il s'agissait d'une combinaison des acquisitions réalisées pour BD-1 et BD-2. Quelques différences étaient à noter cependant. Tout d'abord les acquisitions pour la géométrie du membre résiduel ont été obtenues avec un scanner optique de type Structure Sensor (Structure, Occipital Inc.) et ont été réalisées sur l'emboîture ainsi que sur le membre résiduel avec et sans manchon.

2.1.2 Exploitation des différentes bases de données

Les base de données BD-1 et BD-3 ont permis de réaliser une analyse quantitative de la marche sur huit sujets amputés. Un modèle musculosquelettique du membre résiduel construit à partir de ces données est présenté au chapitre 2.3. Les données de la base de données BD-3 ont également été exploitée dans cette étude.

Les bases de données BD-2 et BD-3 ont été utilisées pour la caractérisation du comportement mécaniques des tissus mous de la cuisse chez la personne amputée et chez le sujet sain. Cette étude est détaillée au chapitre 0.

Enfin, un sujet de la base de données BD-1 amputé transfémoral a été choisi pour la conception d'un modèle élément finis personnalisable de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture (chapitre 3). Les données sur les propriétés matériaux du sujet de la base de données BD-3 étaient cependant appliquées pour cette étude puisque qu'aucune donnée pour la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous n'a été acquise acquise lors de la constitution de BD-1.

2.2 CARACTERISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE *IN VIVO* DES TISSUS MOUS DE LA CUISSE POUR LA MODELISATION ELEMENTS FINIS

2.2.1 Revue de littérature

2.2.1.1 Protocoles de caractérisation du comportement mécanique macroscopique des tissus mous *in vivo*

Les tissus mous constituent un milieu hétérogène et multi-échelle avec un comportement complexe à la fois à l'échelle microscopique (échelle moléculaire ou cellulaire), mésoscopique (échelle intermédiaire des fibres ou des capillaires par exemple) et macroscopique (échelle de l'organe). A l'échelle macroscopique, qui est l'échelle qui nous intéresse pour cette étude, les travaux de la littérature montrent que les tissus mous se comportent comme un solide à la fois anisotrope, incompressible et non-linéaire élastique (Fung, 1967; Hu et al., 2004; Bell et al., 2016) puisqu'ils peuvent subir de grandes déformations de manière réversible sans subir d'endommagement. La réponse de ces tissus à une charge dépend également de la vitesse d'application de cette charge. Ce couplage fort vient du fait qu'à l'échelle macroscopique, les tissus mous sont perfusés par le réseau sanguin et qu'à l'échelle microscopique, la matrice extra-cellulaire est perfusée par le fluide interstitiel. Dans les deux cas, cela leur confère un comportement poro-élastique qui explique, en partie, l'évolution de la réponse mécanique locale sous un chargement quasi-statique. De fait, la personnalisation des paramètres matériaux de manière non-invasive *in vivo* représente un vrai défi pour l'ensemble de la communauté scientifique

Plusieurs protocoles de personnalisation ont donc été proposés dans la littérature afin de répondre à cette problématique. On distingue les méthodes d'acquisitions qui permettent de recueillir les données expérimentales et les méthodes de calculs qui permettent d'estimer les paramètres matériaux à partir des données expérimentales.

En ce qui concerne les méthodes d'acquisitions, on ne détaillera pas les tests qui ne peuvent pas être réalisés *in vivo* tels que les tests de traction sur échantillon ex vivo décrits par (Griffin et al., 2016) par exemple.

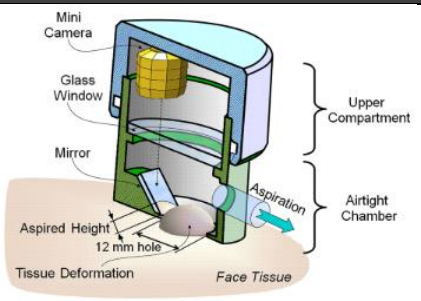
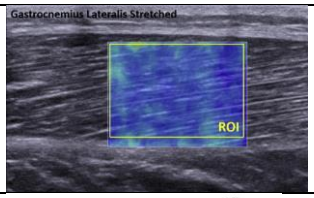
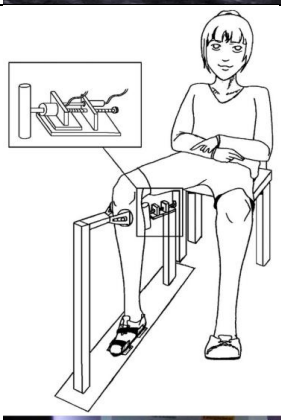
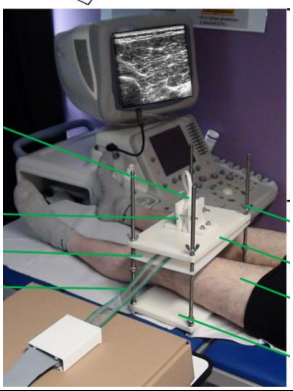
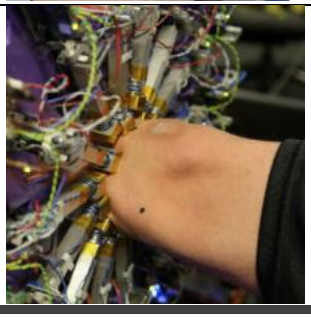
METHODES DE MESURES	SOLLICITATION	AVANTAGES	INCONVENIENTS	EXEMPLES D'APPLICATION	
Mesure d'aspiration	Traction	• Simplicité des mesures	• Amplitude des déformations faible		(Luboz et al., 2014)
Élastographie	Compression	• Temps réel	• Grandeur relative • Complexité des mesures		(Dubois et al., 2015)
Indentation unique	Compression	• Simplicité des mesures	• Valeur unique	 	(Affagard et al., 2015; Frauziols, 2016; Sadler et al., 2018)
Indentations multiples	Compression	• Surface d'acquisition importante • Simplicité des mesures	• Complexité du dispositif • Manque d'adaptation		(Sengeh et al., 2016)

Tableau 5 : Méthodes d'acquisition pour la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous in vivo.

In vivo, des dispositifs d'aspiration ont été développés (Luboz et al., 2014; Weickenmeier et al., 2015) pour solliciter les tissus mous superficiels à de la traction (Tableau 5 – Mesure d'aspiration). Pour ce faire une cellule est positionnée sur la zone à mesurer et une pression négative est générée au sein de la

cavité de la cellule. Néanmoins la sollicitation appliquée, la traction, et les efforts mis en jeux, inférieurs à 20 kPa, ne sont pas en accord avec les efforts appliqués par l'emboîture sur le membre résiduel lors du port de la prothèse.

Il est également possible d'utiliser les systèmes élastographiques pour avoir un mesure indirecte du module de cisaillement des tissus (Eby et al., 2013; Dubois et al., 2015; Kim et al., 2018) (Tableau 5 – Élastographie). Cette méthode repose sur l'estimation de la vitesse des ondes ultrasonores de cisaillement dans les tissus. Cependant le lien entre la vitesse de propagation des ondes de cisaillement et les paramètres d'élasticité (en petite et grande déformations) est fondé sur des hypothèses fortes qui ne permettent pas, aujourd'hui d'avoir une estimation quantitative précise des paramètres matériaux. Bien que prometteuse de plus amples études sont encore nécessaires afin d'appliquer cette méthode aux tissus profonds et de manière quantitative (Kim et al., 2018).

Pour ce qui est du membre inférieur la méthode d'acquisition la plus répandue est l'indentation qui consiste à appliquer un déplacement imposé à un indenteur et à mesurer, grâce à un capteur de force l'effort, appliqué sur ce même indenteur (Tableau 5 – Indentation unique). S'agissant là encore de tests non invasifs, ils peuvent aisément être réalisés *in vivo*. Ce protocole d'acquisition a, entre autres, été appliqué au mollet, au bras mais également au membre résiduel tibial (Vannah et al., 1996; Zheng et al., 1999; Han et al., 2003; Su et al., 2009; Iivarinen et al., 2014). Le déplacement des tissus mous peut alors être déduit du déplacement de l'indenteur (Samur et al., 2007) ou à l'aide de systèmes d'imagerie médicale (Su et al., 2009; Bell et al., 2016) qui permettent, dans ce cas, de distinguer les différentes couches de tissus mous. Grâce à cette méthode Mak et al. ont montré la variabilité de la réponse mécanique des tissus mous selon la zone de mesure. Il convient donc de répéter la mesure en différentes zones du membre résiduel, afin d'avoir une idée du comportement des tissus mous sur l'ensemble de la zone d'étude. Une équipe a, pour cela, développé le *FitSocket* (Tableau 5 – Indentations multiples). Il s'agit d'un anneau sur lequel sont fixés plusieurs indenteurs. En déplaçant le système le long du membre résiduel les mesures peuvent ainsi être réalisées sur toute la zone d'étude (Sengeh et al., 2016; Petron et al., 2017). D'autres systèmes permettent autrement de réaliser les indentations avec des temps d'acquisition très courts et de manière portable (Makhsous et al., 2008).

Les mesures expérimentales donnent ainsi accès à des données d'efforts appliqués sur les tissus mous et à l'amplitude du déplacement qui en découle. Deux méthodes de calcul sont principalement proposées pour en déduire les caractéristiques mécaniques des tissus mous. La méthode de calcul la plus répandue consiste à appliquer une solution analytique dérivée de la théorie du contact de Hertz (Malinauskas et al., 1989; Mak et al., 1994; Zhang et al., 1997; Goh et al., 2005). À partir de la solution analytique proposée par Hayes et al. (Hayes et al., 1972), plusieurs auteurs ont ainsi pu caractériser le comportement mécanique des tissus mous à l'aide d'un indenteur composé d'un vérin et d'un capteur d'effort, puis d'un stylo à ultrasons nommé le *Tissue Ultrasound Palpation System*.

Cependant l'application de la formule de Hayes reste restrictive quant aux hypothèses de travail. En effet cette formule était initialement introduite pour des épaisseurs fines de tissus au regard des dimensions de l'indenteur dont la géométrie était imposée (Hayes et al., 1972). Une correction de la formule de Hayes a été proposée afin de prendre en compte le rayon de l'indenteur, l'épaisseur de tissus mous indentés ainsi que la profondeur d'indentation (Zhang et al., 1997). Cependant la formule développée repose sur l'hypothèses de petites déformations et d'un comportement linéaire élastique pour le matériau. Cette méthode ne permet donc de déterminer qu'un module d'Young, ce qui ne correspond pas au comportement des tissus mous, qui sous de grandes déformations, ont un comportement non linéaire (Fung, 1967; Samani et al., 2004; Martins et al., 2006; Frauziols et al., 2016).

A contrario, les méthodes liant mesures expérimentales et modèles numériques comme les méthodes inverses permettent de prendre en compte le comportement hyperélastique des tissus (Pathak et al., 1998; Kauer et al., 2001; Lin et al., 2004; Sengeh et al., 2016; Vavourakis et al., 2016). La méthode consiste à modéliser la zone indentée ainsi que l'indenteur généralement par la méthode des éléments finis. Le chargement appliqué ainsi que le déplacement étant connus, une boucle d'optimisation est mise en place pour optimiser les valeurs des paramètres matériaux afin de minimiser l'écart entre les courbes efforts/déplacements simulées et celles mesurées.

2.2.1.2 Propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse

Rares sont les auteurs à s'être intéressés à la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous de la cuisse. Le Tableau 6, résume les études portant sur les tissus mous de la cuisse chez les sujets sains et les sujets amputés

ÉTUDE	TISSUS	REMARQUES	MODELE	PARAMETRES	NOMBRE DE SUJETS	METHODE D' ACQUISITION	METHODE DE CALCUL
(Krouskop et al., 1987)	Avant-bras Cuisse	Plusieurs états de contraction	$E = \frac{3}{2}\rho\omega^2 \frac{u_2(x_3 - x_1)}{\frac{u_1 - u_2}{x_2 - x_1} - \frac{u_2 - u_3}{x_3 - x_2}}$	E = [6,2 ; 109] kPa	6 sujets sains	Ultrasons Doppler	Analytique
(Malinauskas et al., 1989)	Cuisse	Plusieurs sites	$E = \frac{3}{2}\rho\omega^2 \frac{u_2(x_3 - x_1)}{\frac{u_1 - u_2}{x_2 - x_1} - \frac{u_2 - u_3}{x_3 - x_2}}$	E = [53,2 ; 141,4] kPa	9 sujets amputés	Ultrasons Doppler	Analytique
(Affagard et al., 2015)	Graisse, Muscles, Quadriceps, Ischio, Sartorius et Gracile	Distinction des tissus mous	Néo-Hookéen : $W = C_{10}(\bar{I_1} - 3) + \frac{1}{D}(J-1)^2$	C_{10} = [0,5 ; 21,3] kPa	1 sujet sain, sur les deux jambes	Indentation	Méthode éléments finis inverse
(Sadler et al., 2018)	Cuisse Fesses	Plusieurs sites	Mooney-Rivlin à deux paramètres : $W = C_1(\bar{I_1} - 3) + C_2(\bar{I_2} - 3)$	C_1 = [2,1.10^{-6}; 3,4] kPa C_2 = [0,7 ; 27,1] kPa	20 sujets sains	Indetation	Analytique
(Scott et al., 2020)	Cuisse Fesses	Plusieurs sites Plusieurs positions	Ogden du premier ordre : $W = \frac{\mu}{\alpha}(\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3)$	$\boldsymbol{\mu}$ = [2 ; 7] kPa α = [3 ; 13]		Indetation	Analytique

Tableau 6 : Données des paramètres matériaux de la littérature pour les tissus mous de la cuisse. E : module d'Young, u : déplacement, x : position, ρ : densité de tissus, ω : fréquence du déplacement W : densité d'énergie, $C_{10/1/2}$: paramètres matériaux, D : paramètre d'incompressibilité, I : invariants du tenseur de déformation de Cauchy, J le gradient de déformation, λ : les élongations principales, μ et α des paramètres matériaux. Les valeurs de paramètres sont les valeurs minimales et maximales des valeurs moyennes obtenues pour chaque étude.

Les lois de comportement appliquées pour représenter la réponse mécanique des tissus mous sont diverses et variées. (Krouskop et al., 1987; Malinauskas et al., 1989) ont choisi de modéliser les matériaux des tissus mous avec un modèle linéaire élastique en estimant le module d'Young à partir de mesures Doppler. Pour cela, le module d'Young est estimé en fonction du déplacement des tissus, u_i, mesuré à différentes profondeurs de tissus, x_i (Tableau 6 – MODELE). L'impact de la contraction musculaire était évalué en réalisant les mesures pour une contraction maximale des muscles de la cuisse ou de l'avant-bras ainsi que pour une contraction intermédiaire obtenue lorsque le membre en question soulevait une charge de près de 2,2 kg. Ces mesures pratiquées sur sujets sains permettent d'estimer le module d'Young moyen entre 6,2 kPa et 109 kPa sur l'ensemble des sujets et les deux sites de mesures. La valeur minimale correspond aux tissus mous relâchés tandis que la valeur maximale correspond à l'état de contraction musculaire maximale. Les mesures sur sujets amputés étaient réalisées avec les tissus au repos mais en différentes face du membre résiduel. En effet, plusieurs acquisitions étaient faites à mi-cuisse sur les faces antérieure, postérieure, latérale et médiale du membre résiduel. Les résultats indiquent que le module d'Young des tissus mous de la face postérieure était significativement plus élevé, 141,4 kPa que celui des faces antérieure, 57,9 kPa, et latérale, 53,2 kPa. Il était également plus élevé, mais pas significativement, que le module calculé pour la face médiale, 72,3 kPa. Pour ces deux études les mesures étaient réalisées pour des déformations de tissus allant jusqu'à 20 %. De plus amples

données sont nécessaires pour s'assurer que le modèle proposé est en accord avec les déformations subies par les tissus mous du membre résiduel au cours de la marche appareillée.

(Sadler et al., 2018; Scott et al., 2020) ont également évalué les paramètres matériaux des tissus mous de la face postérieure de la cuisse en différentes zones d'indentations et pour différentes positions. La loi constitutive de Mooney-Rivlin à deux paramètres était mise en application pour l'une de ses études (Sadler et al., 2018). Les paramètres étaient déterminés de manière analytique à partir d'acquisitions d'indentation (Tableau 6 – MODELE). Pour les petites déformations, un module d'Young était également estimé à partir des données expérimentales. Des différences significatives étaient rapportées pour les paramètres de la loi de Mooney-Rivlin entre les sujets masculins et les sujets féminins, pour qui les paramètres C_1 et C_2 étaient significativement plus faibles. Pour les deux sexes, des différences significatives étaient relevées entre les différentes zones d'indentation. Les paramètres ainsi estimés étaient compris entre $2{,}1.10^{-6}$ kPa et 3,4 kPa pour C_1 et 0,7 kPa et 27,1 kPa pour C_2. Le module d'Young était lui compris entre 12 et 47 kPa. Un modèle de Ogden était utilisé dans la deuxième étude (Scott et al., 2020) (Tableau 6 – MODELE). Les deux paramètres matériaux estimés étaient μ, grandeur homogène à une contrainte, et α un paramètre sans dimension. Les acquisitions étaient réalisées avec les sujets dans différentes postures : assis, à genou en appui sur les mains, et allongés sur le ventre. Les valeurs le plus faibles de μ, entre 2 kPa et 4 kPa, étaient rapportées pour la position allongée. Ces valeurs étaient également associées aux valeurs de α les plus importantes, entre 10 et 13. Il n'y avait pas de différence significative entre les deux autres positions. De plus, il n'y avait pas non plus de différence significative de la valeur de μ selon la zone d'indentation pour une position donnée. Cependant, la valeur de α était sensiblement plus faible pour les mesures distales par rapport aux mesures proximales. La principale limite de cette étude réside dans l'estimation de l'épaisseur initiale de tissus mous avant indentation pour le calcul des déformations. En effet, cette grandeur était déduite de la circonférence de la cuisse au niveau de la zone d'indentation à partir de données issues de la littérature. La marge d'erreur sur l'estimation de ce paramètre induisait des variations paramètres matériaux estimés pouvant allées jusqu'à 6 kPa (Sadler et al., 2018).

Il est possible d'estimer les épaisseurs de tissus à partir de systèmes d'imageries. (Affagard et al., 2015) ont mis à profit l'imagerie ultrasonore afin de caractériser le comportement mécanique des tissus mous de la cuisse. Pour cela les tissus étaient comprimés entre deux plaques dont une était instrumentée d'une sonde ultrasonore. Un capteur permettait de récupérer l'effort appliqué aux deux plaques. Une méthode inverse était ensuite mise en œuvre pour minimiser l'écart entre le champ de déplacement obtenu par corrélation d'image avec les images ultrasonores de l'indentation et le champ de déplacement simulé par un modèle éléments finis. Les paramètres matériaux étaient donnés pour la graisse et le muscle séparément. Le paramètre C_{10} était ainsi plus faible pour la graisse que pour le muscle passant de 0,64 kPa à 11,6 kPa. Les mêmes paramètres étaient également fournis pour les différentes loges musculaires

identifiées sur l'imagerie ultrasonore. Pour les différents muscles la valeur de C_{10} était comprise entre 11,7 kPa pour le quadriceps et 21,3 pour le sartorius et le gracile.

Les études de la littérature permettent d'établir que les paramètres matériaux des tissus mous de la cuisse sont dépendants de plusieurs facteurs comme le sexe de la personne, l'activité musculaire des tissus, la localisation de la zone d'indentation, la position du sujet durant les acquisitions. Ces résultats sont d'ailleurs en accord avec d'autres données obtenues en d'autres zones du corps, (Mak et al., 1994; Zhang et al., 1997) ayant également mis en évidence l'impact de l'âge des sujets.

Un module de cisaillement équivalent peut être calculé pour chacune des études précédentes afin de faciliter la comparaison des valeurs entre les études à partir des formules décrites par (Mavko et al., 1998) (Équation 23). Dans certains cas, un coefficient de Poisson de 0,49 est supposé pour les études n'indiquant qu'un module d'Young. Ainsi, le module de cisaillement équivalent estimé avec les valeurs fournies par (Krouskop et al., 1987; Malinauskas et al., 1989) est compris entre 2,0 kPa et 47,4 kPa. Les valeurs proposées par les études de (Sadler et al., 2018; Scott et al., 2020) impliquent un module de cisaillement équivalent allant de 7,4 kPa à 54,2 kPa. Enfin, le module équivalent de la graisse estimé par (Affagard et al., 2015) s'élève à 1,0 kPa, celui du muscle étant alors de 23,2 kPa. Les modules de cisaillement ainsi estimés sont donc dans les mêmes ordres de grandeurs pour l'ensemble des études.

Les mêmes ordres de grandeurs sont également donnés pour des études réalisées sur d'autres zones du corps. (Zhang et al., 1997) rapportent ainsi un module de cisaillement équivalent compris entre 3,5 kPa et 30,0 kPa sur les tissus mous du mollet pour différents sujets avec des variations des sites de mesures et des positions d'acquisition. En moyenne le module de cisaillement équivalent estimé à partir de l'étude de (Avril et al., 2010) sur le mollet s'élève à 22,6 kPa pour les muscles. Enfin (Tran et al., 2007) rapporte un module de cisaillement équivalent moyen de 7,2 kPa estimés pour les muscles de l'avant-bras.

Du fait de la variabilité des paramètres matériaux, qui est fonction du sujet, de la zone d'indentation ou encore de la position, il semble essentiel de pouvoir estimer ces paramètres de manière spécifique pour chaque cas d'étude. Il existe de surcroît un manque de données concernant la population des personnes amputées transfémorales, en particulier en ce qui concerne la caractérisation du comportement hyperélastique des tissus mous.

Cependant comme cela a pu être montré par les études précédentes il est tout à fait possible de mettre en place un protocole combinant des mesures expérimentales d'indentation et les méthodes numériques inverses dans le but d'estimer ces paramètres matériaux. Les objectifs de la présente étude étaient donc les suivants :

- Définir un protocole adapté à la caractérisation des tissus mous du membre résiduel de personnes amputées au-dessus du genou.

- ➲ Mettre en place une méthode inverse permettant d'estimer les valeurs des paramètres matériaux des tissus mous de la cuisse.
- ➲ Acquérir des données de référence sur sujet sains ainsi que des données sur un sujet amputé.

2.2.2 Travail personnel : Caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous de la cuisse.

2.2.2.1 Introduction

La personnalisation des propriétés matériaux des tissus mous *in vivo* demeure complexe pour la communauté scientifique, particulièrement pour les régions avec des grandes épaisseurs de tissus pour lesquelles des systèmes d'imageries peuvent être nécessaires (Affagard et al., 2015; Sadler et al., 2018).

Les tests d'indentation sont une des méthodes employées pour la caractérisation mécanique des tissus permettant de collecter le déplacement des tissus soumis à un chargement donné (Pathak et al., 1998; Zheng et al., 1999; Sadler et al., 2018) (§2.2.1.1). Le couplage des méthodes expérimentales d'indentation et des méthodes numériques de modélisation éléments finis permettent ainsi de prendre en compte le comportement hyperélastique des tissus (Tableau 5). Ces modèles ont, entre autres, été mis en application pour l'identification des paramètres constitutifs des tissus mous du mollet (Zheng et al., 1999; Frauziols, 2016; Sengeh et al., 2016). Les études portant sur la cuisse sont cependant plus rares étant donnée la difficulté d'acquérir des données avec de grandes épaisseurs de tissus mous (Tableau 6). Quelques protocoles ont également été proposés pour les tissus mous de la régions pelvienne, pour laquelle les épaisseurs de tissus mous mises en jeux sont proches de celles de la cuisse (Linder-Ganz et al., 2007; Macron et al., 2018).

Ce chapitre résume les résultats obtenus au cours de deux campagnes expérimentales conduites durant ces travaux de thèse. La première étude dont les principaux aspects sont exposés ci-après a été publiée dans *Journal of Biomechanical Engineering* et est disponible en version intégrale en Annexe C. Il s'agissait d'une étude réalisée pour la définition du protocole expérimental et l'acquisition de données de références. La deuxième étude portait sur la caractérisation des matériaux des tissus mous du membre résiduel d'un sujet amputé du genou. Les données sont présentées dans le même chapitre afin de permettre la comparaison entre les données de référence et du sujet amputé.

2.2.2.2 Matériel et méthodes

Matériel

Un indenteur portable (Figure 31) a été conçu en combinant un capteur de force de 200 N (3134 - Micro Load Cell (0-20 kg) - CZL635) et une sonde ultrasonore linéaire de fréquence 8 MHz (SuperSonic

Imaging, SuperLinearTM SL 15-4). L'ensemble était maintenu par une poignée réalisée en impression 3D. Les données d'efforts étaient acquises via l'amplificateur (Sparkfun, SEN-13879) du capteur d'effort relié à une carte Arduino (Arduino, UNO REV 2 V4.0). Les vidéos ultrasonores étaient visualisées tout au long des phases de chargement et déchargement, et enregistrées, grâce à un *framegrabber* (Epiphan DVI2USB 3.0) à partir du flux vidéo de l'élastographie Aixplorer (Aixplorer, SuperSonic Imagine, France). Le *framegrabber* est un appareil électronique permettant de récupérer les images d'une vidéo analogique ou numérique.

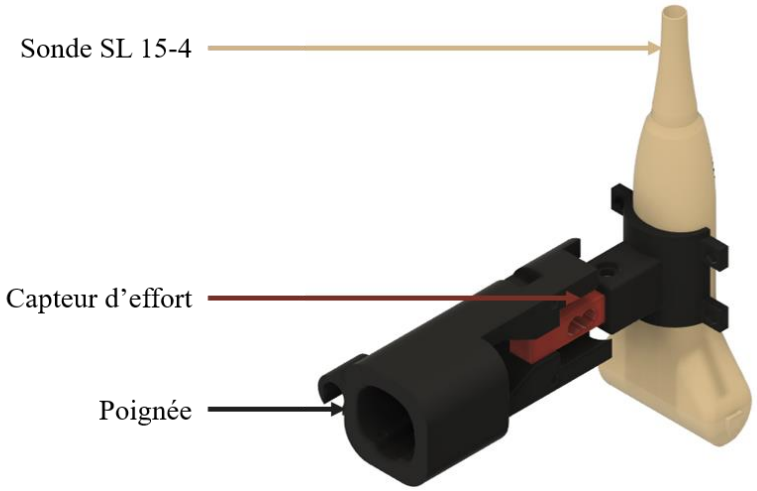


Figure 31 : Montage de l'indenteur réalisé en combinant un capteur de force et une sonde ultrasonore.

L'évaluation de la précision du montage est décrite en Annexe B

Acquisitions sur sujets asymptomatiques

Sept sujets non amputés ont participé à l'étude pour la construction de la base de données BD-2 (§ 2.1) servant de référence pour l'estimation des paramètres matériaux de la cuisse. Ces acquisitions ont été réalisées après approbation du Comité de Protection des Personnes (CPP NX06036)

Le protocole expérimental consistait en l'indentation des tissus mous du membre résiduel à l'aide du montage précédemment décrit dans deux configurations : les muscles au repos et les muscles contractés (Figure 32a et Figure 32b). En effet, comme l'ont montré (Krouskop et al., 1987), la contraction musculaire a un impact sur la réponse mécanique des tissus mous. Dans le cadre de l'étude de l'interaction entre les tissus mous et un dispositif médical, tel que l'emboîture, il faut pouvoir caractériser le comportement mécanique des tissus durant la contraction musculaire, les prothèses du membre inférieure étant principalement utilisées lors de tâches telles que la marche appareillée. Afin de vérifier la possibilité de mesurer l'impact de la contraction musculaire sur les paramètres matériaux avec le protocole proposé, des séries d'indentations étaient réalisées sur la cuisse du sujet allongé mais ayant les jambes en dehors de la table de mesure (C). Il était demandé aux sujets de maintenir les jambes à l'horizontal (Figure 32b). Des temps de repos de plus de deux minutes étaient respectés entre chaque série d'indentations afin de ne pas tétaniser les muscles de la cuisse. Au contraire, durant la configuration

avec les muscles au repos, les jambes des sujets reposaient également sur la table de mesure et il était demandé aux sujets de rester détendus durant les indentations (R).

Deux opérateurs étaient chargés de procéder aux indentations. Trois séries de dix cycles d'indentation étaient réalisées par chacun des opérateurs et dans les deux configurations d'études. Les cinq premières indentations permettaient de mettre en condition les tissus mous.

Les indentations étaient réalisées sur la zone 1 du membre résiduel (Figure 32e), positionnée approximativement au milieu de la face antérieure de la cuisse. Pour positionner la sonde de cette manière, l'opérateur mesurait la distance entre les reliefs latéraux du grand trochanter et des condyles du fémur. Le milieu de la cuisse était alors défini comme le milieu de cette distance. La position de la sonde selon l'axe médio-latéral était ensuite corrigée afin d'afficher le contour du fémur au centre de l'image ultrasonore. Avant le début de chaque série de dix indentations, la sonde était donc positionnée sur le membre résiduel afin de vérifier le positionnement du fémur sur l'image ultrasonore et de procéder à la tare du capteur d'effort.

Une épaisse couche de gel était appliquée sur la zone de mesure dans le but de visualiser le contour osseux sur les images ultrasonores avant le début des acquisitions et sans déformer les tissus mous. Afin de limiter l'impact de la vitesse d'indentation sur les mesures (Zheng et al., 1999; Tönük et al., 2003), les dix acquisitions faites par série de mesure devaient durer entre 50 s et 60 s. D'autres consignes étaient indiquées à l'opérateur : la sonde devait demeurer perpendiculaire au fémur grâce au retour visuel du *framegrabber* et ne devait pas glisser de la zone prédéfinie. En termes de profondeur, les indentations étaient réalisées dans la limite de confort du sujet sans autre consigne.

Acquisitions sur sujet amputé

Les données acquises au cours de cette étude font référence à celles de la base de données BD-3 (§ 2.1).

Deux configurations étaient également investiguées durant cette étude. La configuration de référence était semblable à la configuration au repos (R) détaillée précédemment (§ 2.2.2.2 - Acquisitions sur sujets asymptomatiques): le sujet était allongé sur la table de mesure et il lui était demandé de rester détendu durant les acquisitions (Figure 32c). Comme cela a été détaillé au paragraphe 2.2.1.2 (Malinauskas et al., 1989) ont montré que la réponse mécanique des tissus mous différait d'une acquisition à l'autre en faisant varier la zone d'indentation autour de la circonférence du membre résiduel. Dans le cadre de cette étude, plusieurs zones d'indentations étaient également définies, cette fois-ci le long de la diaphyse fémorale afin de vérifier la variation de la réponse mécanique des tissus mous le long du membre résiduel (Figure 32f). La première zone (1) était définie sur le milieu de la face antérieure du membre résiduel. La localisation de la zone était définie comme le milieu de la distance mesurée entre le relief osseux du grand trochanter et l'extrémité distale du membre résiduel. Une seconde zone (2) était définie 4 cm au-dessus de la première. De même une troisième zone (3) était

positionnée 4 cm en-dessous de la première. Une dernière zone (4) était également positionnée au même niveau que la zone 1 mais sur le flan médial du membre résiduel afin de comparer également les paramètres matériaux en différentes zones sur la circonférence du membre résiduel.

Une deuxième configuration, spécifiquement étudiée pour l'application à la modélisation éléments finis de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture, était également définie et pour laquelle les mesures étaient réalisées avec le manchon positionné sur le membre résiduel (M) (Figure 32d). En effet, Le manchon n'étant généralement pas modélisé dans les modèles éléments finis, il était préférable d'estimer la réponse mécanique globale de l'ensemble tissus mous et manchon pour cette application. Dans cette configuration, seule la zone 1 était indentée. En plus de celui appliqué sur le manchon, du gel était également ajouté entre le manchon et la peau du sujet.

L'étude sur sujet sains, ayant montré la répétabilité inter et intra opérateur, seul un cycle d'indentation était effectué par un opérateur pour chacune des zones et configurations. Concernant les temps d'acquisition, la position et l'orientation de la sonde, les mêmes consignes que celles imposées précédemment devaient être respectées par l'opérateur (§ 2.2.2.2 - Acquisitions sur sujets asymptomatiques).

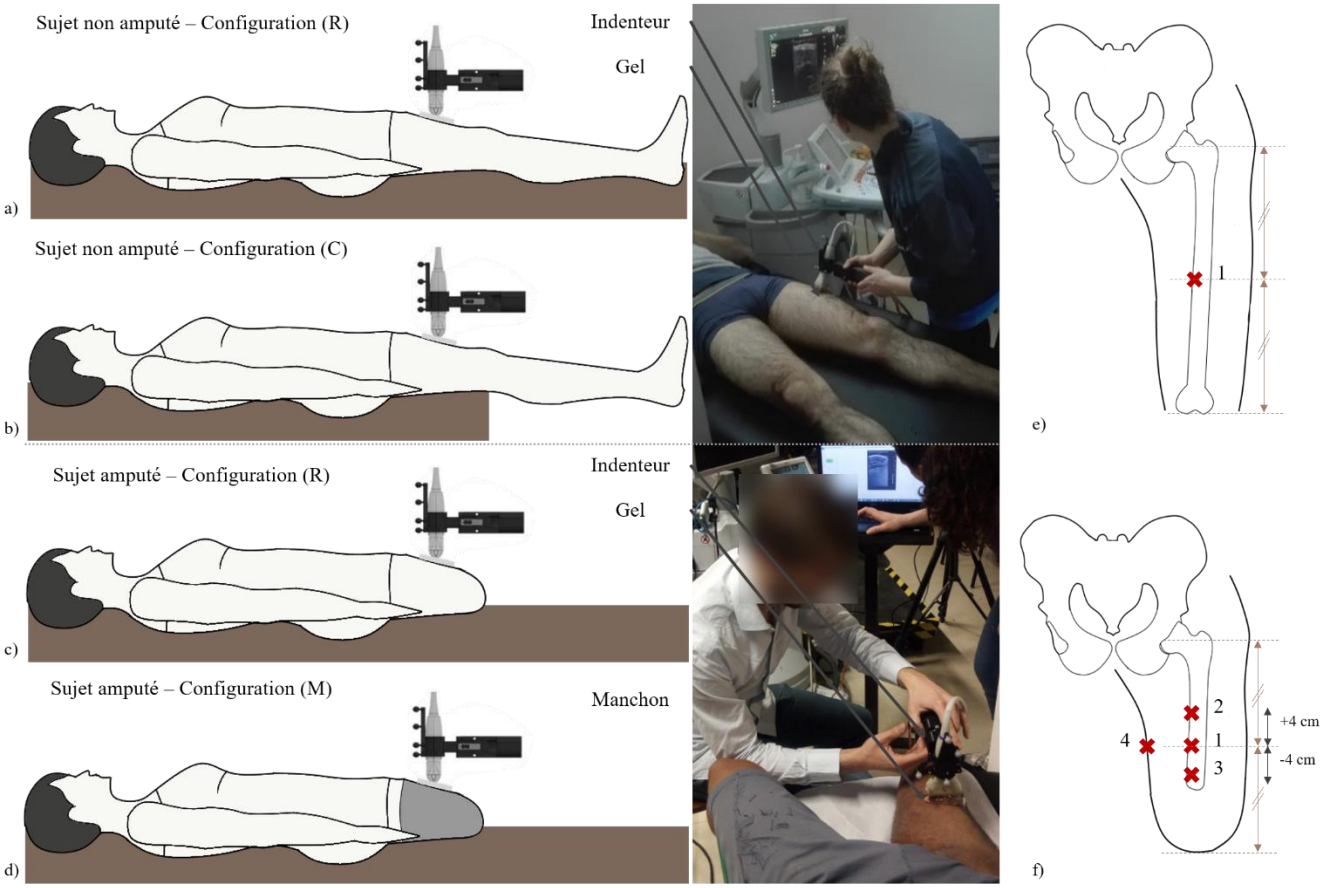


Figure 32 : Mise en place des acquisitions d'indentations pour les sujets non amputés dans la configuration de référence (R) (a) et dans la configuration contractée (C) (b) ainsi que pour le sujet amputé dans la configuration de référence (R) (c) et dans la configuration avec manchon (M) (d). Les croix rouges numérotées de 1 à 4 correspondent aux différents sites d'indentation (e et f).

Traitements des données

Les données recueillies étaient post-traitées sur Matlab (MATLAB R2014b The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).

Pour estimer l'épaisseur des tissus mous dans la configuration non déformée, une région d'intérêt contenant le contour osseux, était manuellement définie sur la première image des vidéos ultrasonores. Les valeurs des pixels en dehors de la région d'intérêt étaient fixées à zéro. Un seuillage de l'intensité de l'image, dont la valeur était également fixée manuellement selon la vidéo, était ensuite appliqué afin de corriger automatiquement la position de la région d'intérêt en fonction de la position du contour osseux. Une image binaire était obtenue à la suite du seuillage dans la zone d'intérêt, le contour osseux étant alors défini en blanc sur les images ainsi filtrées (Figure 33b). Le pixel le plus proche de la sonde, détecté sur les images, était utilisé afin de définir la position du contour et donc également de positionner la région d'intérêt.

Pour chaque image la position du fémur sous la sonde, et donc l'épaisseur de tissus mous associée, était la distance verticale minimale entre le contour osseux détecté et le bord haut de la première image. À l'exception du premier cycle d'indentation pour lequel une importante épaisseur de gel était présente, la sonde ultrasonore était en contact avec la peau tout au long des cycles d'indentation. Le déplacement de la sonde par rapport à l'os à l'instant t était donc calculé comme étant la valeur de l'épaisseur initiale de tissus à laquelle était soustraite la valeur mesurée à l'instant t. L'épaisseur initiale de tissus mous était mesurée manuellement par un opérateur sur la première image de chaque acquisition vidéo, avant seuillage, entre le point le plus haut du contour osseux visible sur l'image et la frontière entre la peau et le gel (Figure 33a).

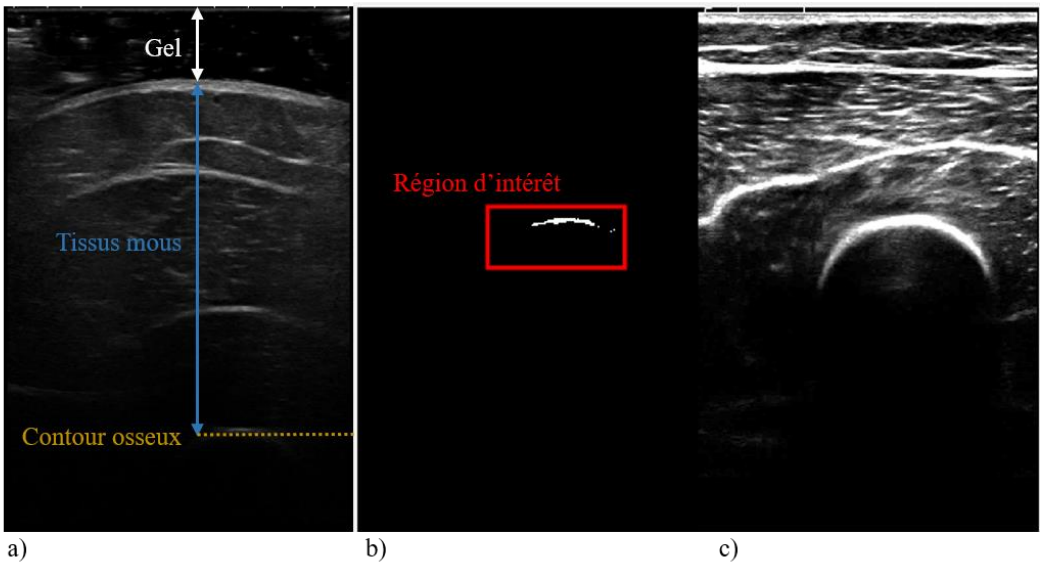


Figure 33 : Détection du contour osseux sur les images ultrasonores. (a) Image initiale permettant d'identifier l'épaisseur initiale de tissus mous. (c) Image binaire obtenue après seuillage de l'image (b) et définition de la région d'intérêt autour du contour osseux ainsi détecté.

Une détection de crêtes était utilisée afin de définir les limites entre les cycles de chargement et déchargement sur les données d'effort et de déplacement (Figure 34). Seules les phases de chargement des cinq derniers cycles de chaque acquisition étaient ainsi utilisées afin de tracer les courbes d'efforts en fonction du déplacement de la sonde. Les courbes aberrantes induites par un glissement de la sonde ou par une mauvaise détection du contour osseux sur les vidéos ultrasonores étaient manuellement exclues.

La sonde était maintenue en contact avec la peau de la cuisse tout le long des indentations afin de ne pas perdre le signal du fémur sur les images ultrasonores. Ainsi en dehors du premier cycle d'indentation la distance mesurée entre la sonde et le contour osseux était toujours inférieure à l'épaisseur de tissus mous. En outre, un effet de succion dû à la présence de gel entre la peau et la sonde pouvait amener un effort négatif sur le capteur d'effort lors des phases de déchargement et donc au début des phases de chargement. Cet effort négatif pouvait également être expliqué par une mauvaise orientation de la sonde au début de la phase de mise en place des actions mécaniques. De fait, les courbes expérimentales ne débutaient pas nécessairement au point (0, 0) (Figure 36). Pour la comparaison avec le modèle éléments finis un offset des courbes était réalisé afin d'avoir un effort positif sur l'ensemble du chargement et la comparaison avec les courbes simulées était réalisée sur la plage de valeur de déplacement mesurée de la sonde. La valeur la plus faible d'effort était alors fixée à zéro, et l'ensemble de la courbe était ainsi décalée de cette valeur d'offset.

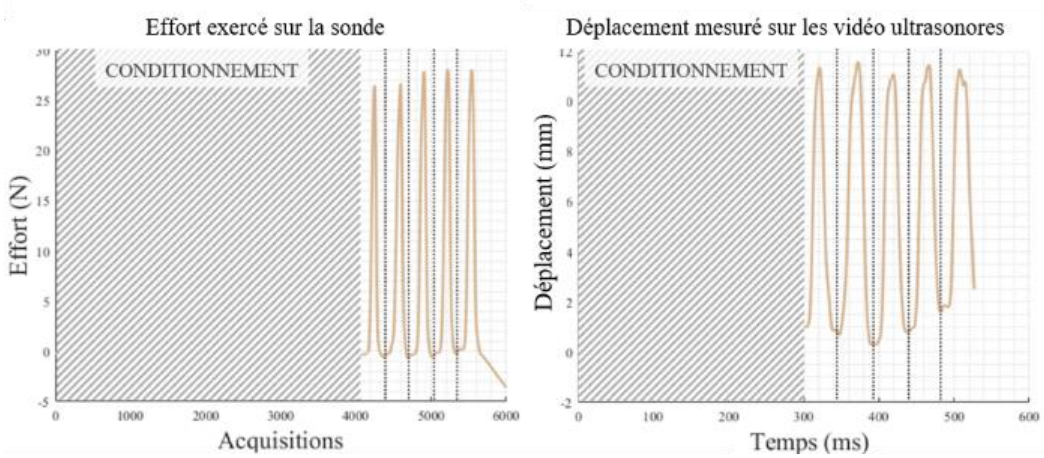


Figure 34 : Courbes expérimentales obtenues en effort et déplacement. La zone hachurée masque les cycles ayant servi au conditionnement des tissus. Les traits verticaux indiquent les limites entre les différents cycles de chargement/déchargement.

Modélisation en éléments finis de la cuisse

Des modèles éléments finis étaient conçus sur ABAQUS FE Analysis software (ABAQUS Inc., Providence, RI, USA) pour représenter chacune des situations d'étude afin de personnaliser les propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse.

Chaque modèle comportait un composant représentant l'extrémité de la sonde, obtenue à partir des fichiers CAO fournis, ainsi qu'un composant reproduisant la zone indentée.

Afin de faciliter la modélisation mais également de réduire les temps de calculs, la cuisse était modélisée comme un cylindre creux. La longueur du cylindre était choisie égale à trois fois la longueur de la sonde, 55 mm, afin de limiter les effets de bords. Au centre du cylindre de tissus mous, était construit un cylindre elliptique dont les paramètres étaient les paramètres moyens estimés sur les radiographies sur l'ensemble des sujets (grand axe de dimension 37 mm et petit axe 31 mm) servant à définir une frontière rigide avec les tissus mous en lieu et place du fémur. L'épaisseur de tissus mous était donc délimitée par la distance entre le cylindre extérieur et le cylindre intérieur. Le rayon du cylindre extérieur était défini en fonction de l'épaisseur initiale estimée sur les images ultrasonores. Pour les mesures réalisées sur la face antérieure du membre résiduel le rayon du cylindre extérieur était donc égal à l'épaisseur de tissus mous estimée à laquelle était ajouté le demi grand axe du cylindre intérieur. À l'inverse, pour la mesure réalisée sur la face médiale du membre amputé le rayon du cylindre extérieur était égal à l'épaisseur mesurée ajoutée au demi petit axe du cylindre intérieur. En ce qui concerne les modèles des acquisitions faites dans la configuration (C) ou (M), seule l'épaisseur de tissus mous permettait de les différencier des acquisitions de la même zone dans la configuration (R).

Les tissus mous étaient ici modélisés comme un solide homogène et isotrope. De plus afin de réduire les temps de calculs, deux plans de symétrie étaient utilisés. La géométrie était discrétisée sur ABAQUS avec des éléments hexaédriques à interpolation linéaire et en formulation mixte déplacement-pression, ou formulation hybride (C3D8H) (Figure 38a). La taille des mailles était comprise entre 6 et 12 mm. Une attention particulière était portée sur le nombre de maille sous la zone d'indentation (Figure 38). En outre pour le sujet amputé, le manchon n'était pas modélisé, l'épaisseur choisie pour définir le rayon du cylindre de tissus mous englobait donc l'épaisseur de tissus mous ainsi que l'épaisseur du manchon relevées sur les vidéos ultrasonores.

Les nœuds du maillage en contact avec le cylindre du fémur étaient encastrés à leur position initiale. La sonde était définie comme un objet rigide et le contact avec la peau était considéré sans frottement du fait de la présence de gel. Un déplacement radial de 17 mm était imposé à la sonde.

Les critères de convergence par défaut du logiciel étaient appliqués pour une résolution implicite de l'analyse en grande déformation avec le solveur ABAQUS/Standard.

Modèle constitutif des tissus mous

L'hypothèse formulée ici consistait à décrire le comportement mécanique des tissus mous comme hyper élastique suivant une loi de Ogden de premier ordre (Ogden, 1972) :

Équation 14 : $U = \frac{2\mu}{\alpha^2}\left(\bar{\lambda}_1^{\alpha} + \bar{\lambda}_2^{\alpha} + \bar{\lambda}_3^{\alpha} - 3\right) + \frac{1}{D}(J^{el} - 1)^2$

U étant la densité de l'énergie de déformation, les λ sont les élongations principales, J^{el} est le ratio de volume déformé sur le volume non déformé, D est le paramètre d'incompressibilité, μ le module de cisaillement et α un paramètre caractéristique du matériau. Afin de s'assurer une réponse mécanique physiquement viable il convenait de vérifier que U est positive pour toutes déformations non nulles.et donc que μ était positif. D a été estimé à partir de la formule de (Mott et al., 2008) en considérant un coefficient de Poisson de 0,45 (Équation 15). Les tissus mous étant quasi-incompressibles, le coefficient de Poisson a été choisi suffisamment proche de la valeur 0,5 tout en permettant la convergence des analyses éléments finis.

Équation 15: $D \approx \frac{3(1-2\nu)}{\mu(1+\nu)}$

Les valeurs des paramètres matériaux μ et α ont été optimisés avec la fonction fmincon de MATLAB. Une contrainte a été ajoutée afin de vérifier que le module de cisaillement était toujours positif (Allen et al., 1996). L'erreur au sens des moindres carrés entre les courbes expérimentales de force/déplacement et les courbes simulées a été utilisée comme fonction coût pour l'optimisation du modèle. L'erreur était calculée avec la courbe moyenne pour chaque site d'indentation et chaque configuration. En ce qui concerne les courbes simulées, le déplacement ainsi que l'effort était calculé à partir du déplacement et de l'effort résultant récupérés au point de référence de la sonde, définie comme un objet rigide. L'effort résultant était multiplié par quatre du fait des deux plans de symétrie (Figure 38). Les valeurs initiales de paramètres pour tous les sites et les deux configurations valaient 1,0 kPa pour le module de cisaillement et 30 pour le paramètre α.

En ce qui concerne les données sur sujets non amputés, une analyse statistique de type ANOVA à deux facteurs répétée était réalisée afin d'étudier l'impact des opérateurs et de la contraction musculaire sur la réponse mécanique des tissus mous.

2.2.2.3 Résultats

Courbes expérimentales

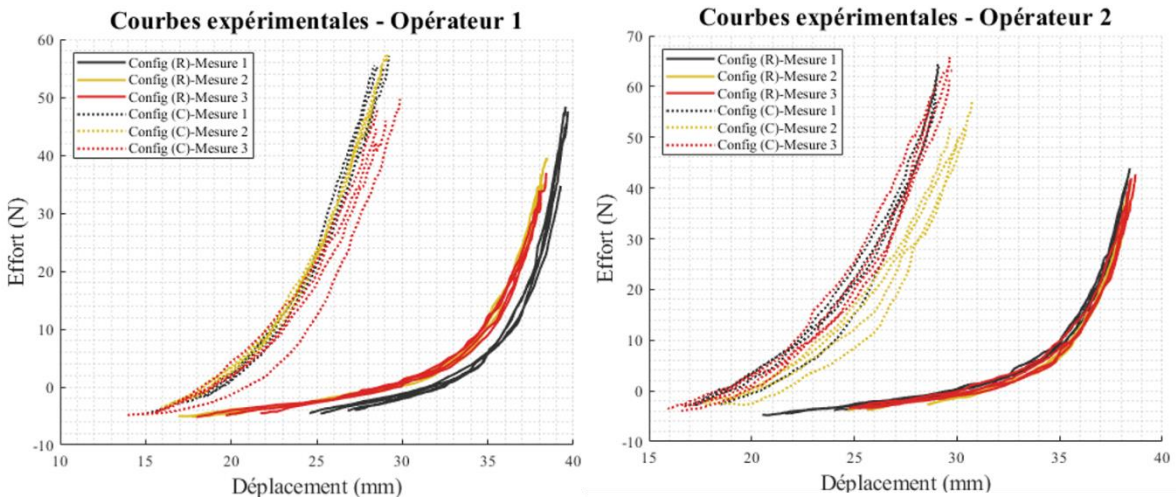


Figure 35 : Courbes expérimentales d'effort-déplacement pour les deux opérateurs dans les configuration (R) et (C) pour un des sujets non amputés. Chaque cycle d'indentation réalisé par l'opérateur est représenté par une couleur différente.

Le Tableau 8 récapitule les résultats obtenus pour la configuration repos de référence (R) ainsi que la configuration contractée (C) pour la population de sujets non amputés. Il s'agit des valeurs calculées après optimisation des modèles éléments finis sur les courbes expérimentales moyennes pour chaque opérateur. Les courbes de la Figure 35 permettent de visualiser les mesures faites pour un sujet par plusieurs opérateurs pour plusieurs cycles et dans les deux configurations de mesure sur sujet non amputé. Pour les deux opérateurs l'erreur aux moindres carrés maximale estimée entre les courbes expérimentales était de 9,3 N dans la configuration (R) et de 12,3 N dans la configuration (C).

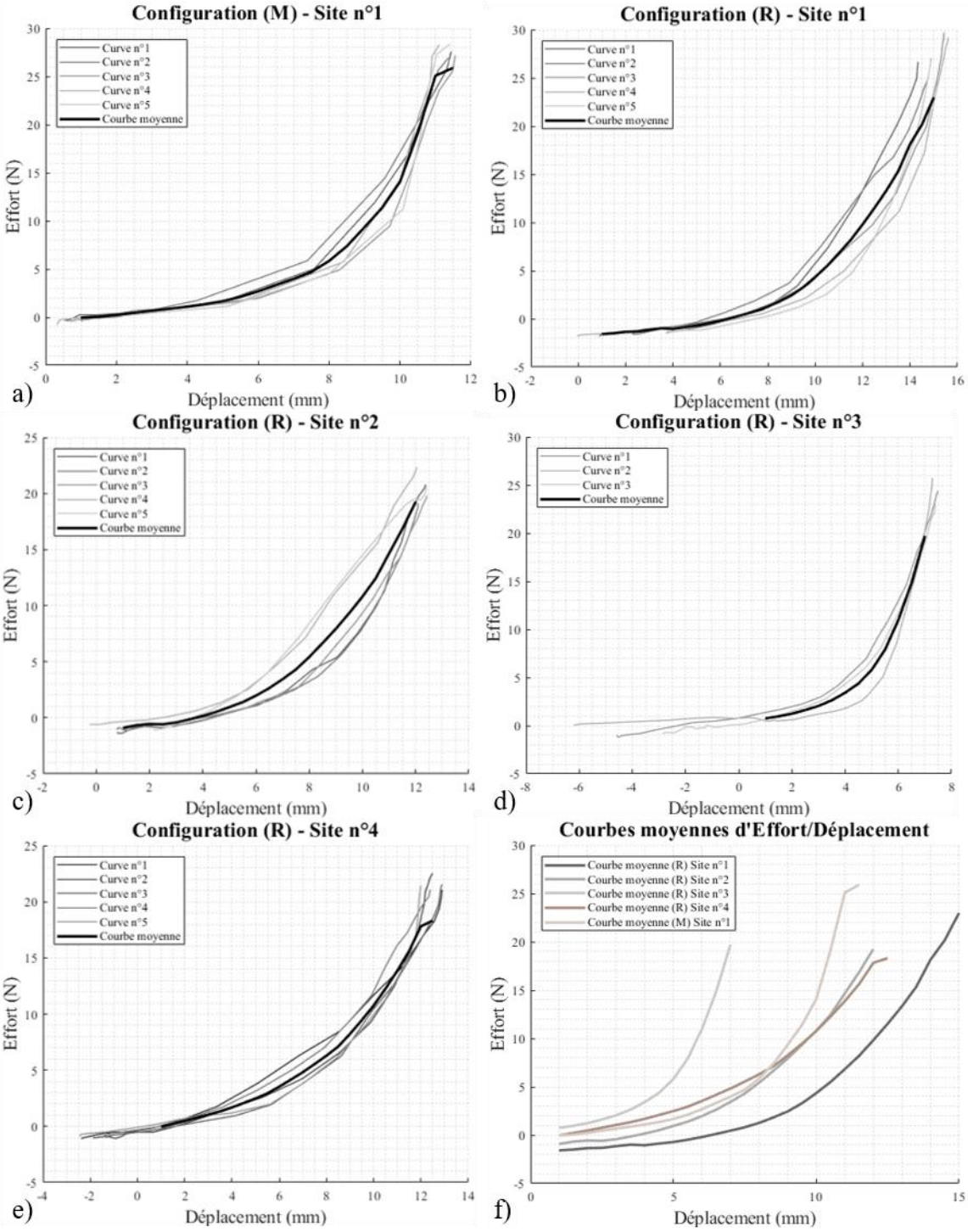


Figure 36 : Ensemble des courbes expérimentales d'effort/déplacement pour la configuration (M) (a) et la configuration (R) pour les quatre sites d'indentation (b-e) pour les mesures réalisées avec le sujet amputé. Les courbes moyennes des réponses par site et configuration sont présentés en (f). Pour la figure (d), deux courbes aberrantes ont préalablement été exclues.

Les courbes expérimentales obtenues pour le sujet amputé sont présentées pour chaque site d'indentation et dans les deux configurations étudiées (R) et (M) (Figure 36). Des réponses différentes selon les sites d'indentation mais également selon la configuration de mesure étaient visuellement perceptibles. Seuls les sites 2 et 4 semblaient avoir une réponse similaire. Les épaisseurs initiales de tissus mous ainsi que

les valeurs des paramètres matériaux personnalisés sont indiquées dans le Tableau 7. La comparaison avec les courbes obtenues pour les sujets non amputés est présentée à la Figure 37.

Sites	Configurations					
	(R)			(M)		
	Épaisseurs (mm)	μ (kPa)	α	Épaisseurs (mm)	μ (kPa)	α
1	42	5,7	11	42	11,7	11
2	31	6,5	11			
3	28	30,2	12			
4	35	12,4	11			

Tableau 7 : Récapitulatif des épaisseurs de tissus mous mesurées avant déformation sur les images ultrasonores pour chaque configuration et chaque site d'indentation, ainsi que des paramètres matériaux obtenus après optimisation dans les cas des mesures réalisées avec le sujet amputé.

Sujets	Configurations					
	(R)			(C)		
	Épaisseurs (mm)	μ (kPa)	α	Épaisseurs (mm)	μ (kPa)	α
1	52	1,75	10	53	13,19	2
		1,86	10		13,98	3
2	41	4,24	11	50	9,95	5
		4,33	11		9,25	7
3	50	2,00	10	51	8,48	10
		2,00	10		12,88	10
4	49	4,30	8	56	9,95	7
		3,43	8		7,31	12
5	46	4,68	11	52	8,90	13
		4,31	11		11,93	10
6	44	1,94	10	44	25,5	12
		1,36	8		29,36	10
7	51	3,86	10	51	14,72	11
		3,91	9		15,33	12
Sujet amputé	42	5,7	11			

Tableau 8 : Récapitulatif des épaisseurs de tissus mous mesurées avant déformation sur les images ultrasonores pour chaque configuration, ainsi que des paramètres matériaux obtenus pour les deux opérateurs après optimisation dans les cas des mesures réalisées sur les sujets non amputés ainsi que sur le sujet amputé.

Après comparaison avec les résultats de l'étude sur sujets sains, il apparaissait également que les tissus mous du sujet amputé affichaient un comportement plus raide que ceux des sujets sains (Figure 37). En outre, plus la zone d'indentation était proche de l'extrémité distale du membre résiduel, plus les tissus affichaient un comportement raide. Les amplitudes des efforts appliqués étaient également plus faibles

pour le sujet amputé. En effet, durant l'étude sur sujets sains, il a été montré qu'un effort autour de 30 N suffisait à capturer le comportement hyperélastique des tissus mous. De fait, afin de limiter l'inconfort ressenti par le sujet, les indentations sur sujet amputé étaient réalisées avec une plus faible amplitude.

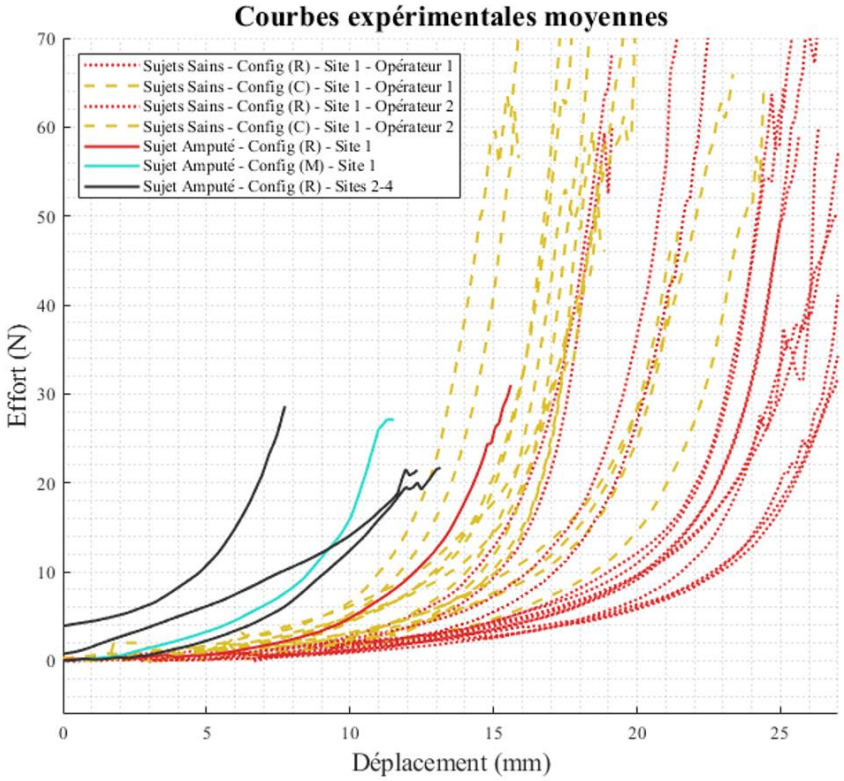


Figure 37 : Courbes expérimentales d'effort/déplacement obtenues pour l'ensemble des sujets non amputés (pointillés) ainsi que pour le sujet amputé (traits pleins).

Identification des paramètres constitutifs

Les valeurs des paramètres identifiés sont indiquées aux Tableau 7 et Tableau 8. Les temps d'optimisation étaient inférieurs à 30 min pour chaque courbe étudiée. L'écart maximal entre les courbes expérimentales et les courbes simulées d'effort/déplacement mesuré avec l'erreur aux moindres carrés était de 6,1 N tandis que l'erreur moyenne était de 2,3 N. La Figure 39 illustre pour un des sujets non amputés l'écart entre les courbes expérimentales et les courbes simulées obtenues dans les deux configurations (R) et (C) et pour les deux opérateurs.

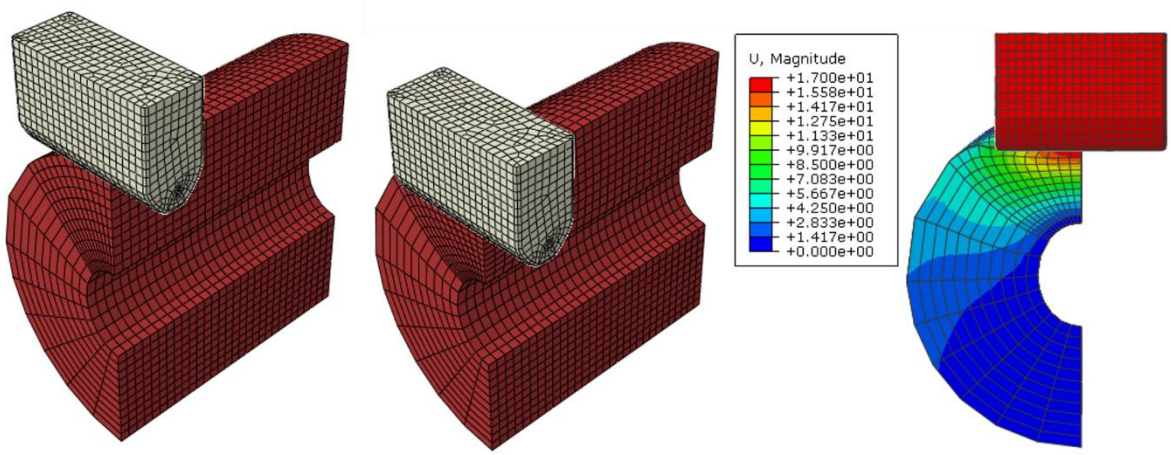


Figure 38 : (a) Modèle avant déformation pour l'identification des propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse. (b) Modèles après application d'un déplacement de 17 mm sur la sonde. (c) Déplacement des tissus mous induit par l'indentation.

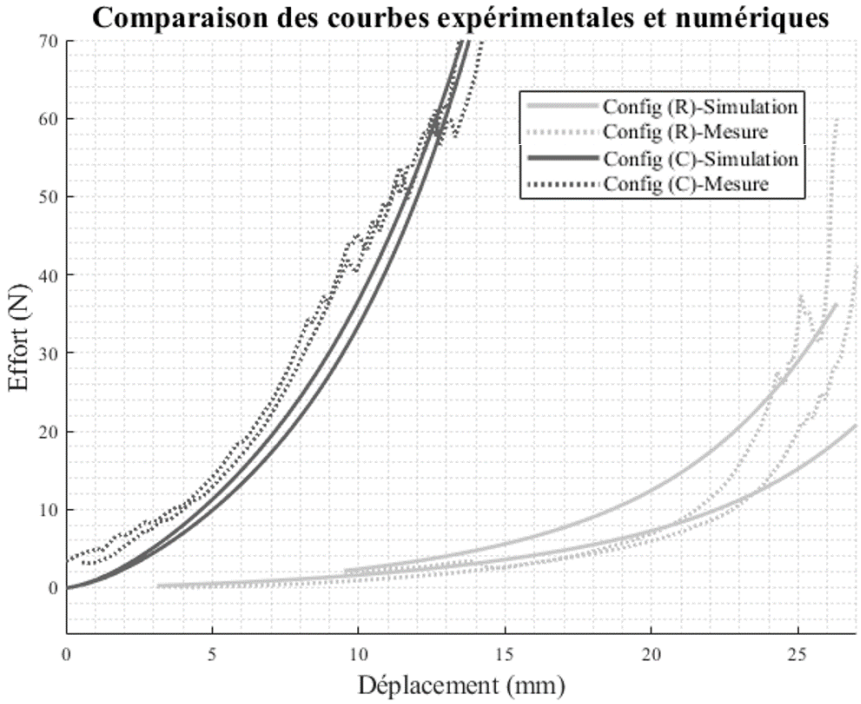


Figure 39 : Comparaison des courbes expérimentales (pointillés) et des courbes simulées (traits pleins) pour la configuration (R) (gris clair) et la configuration (C) (gris foncé) pour les deux opérateurs dans le cas d'un des sujets non amputés.

En ce qui concerne les sujets non amputés, le module de cisaillement moyen pour le premier opérateur était de 3,3 ± 1,3 kPa et de 13, ± 6,0 kPa pour les configurations (R) et (C) respectivement. La valeur du paramètre α était en moyenne égale à 10 ± 1 pour la configuration (R) et 9 ± 4 pour la configuration (C) respectivement. Concernant le deuxième opérateur, dans la configuration (R), les valeurs moyennes de μ et de α étaient respectivement de 3,0 ± 1,3 kPa et de 10 ± 1. Dans la configuration (C), ces valeurs évoluaient pour atteindre 14,3 ± 7,2 kPa et de 9 ± 3. L'analyse statistique révèlait que le changement d'opérateur n'avait pas un impact significatif sur la valeur du module de cisaillement ($p = 0,32$), contrairement au changement d'état musculaire des quadriceps ($p<0,01$).

Pour ce qui est du sujet amputé, on constate de fortes variations du module de cisaillement en fonction de la zone étudiée. La valeur du module de cisaillement de la zone 1 pour le sujet amputé sans manchon (R) était de 5,7 kPa et la valeur du paramètre α est égale à 11. La valeur du paramètre α, variait entre 11 et 12 en fonction de la zone d'indentation contrairement au module de cisaillement. La valeur maximale du module de cisaillement était mesurée sur la zone la plus distale du membre résiduel, 30,2 kPa tandis que la valeur minimale correspondait aux mesures réalisées en zone 1, 5,7 kPa. En outre, l'ajout du manchon induisait des valeurs de module de cisaillement plus importantes, 11,7 kPa au lieu de 5,7 kPa. Le déplacement simulé des tissus mous engendré par l'indentation est illustré à la Figure 38.

2.2.2.4 Discussion

Cette étude présente une nouvelle méthode combinant la modélisation élément finis et des mesures d'indentation réalisées à l'aide d'une sonde ultrasonore instrumentée par un capteur d'effort pour l'identification des propriétés matériaux des tissus mous du membre résiduel fémoral. Dans la littérature, peu d'auteurs personnalisent les paramètres matériaux des tissus mous lors de la conception de leurs modèles éléments finis, car rares sont ceux à mettre en place les protocoles nécessaires à la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous. La tâche est d'autant plus ardue lorsque de grandes épaisseurs de tissus sont en jeu, comme cela peut être le cas pour la cuisse (Affagard et al., 2015). En effet, il convient pour cela d'estimer l'épaisseur initiale de tissus mous avant déformation, ce qui nécessite en règle générale l'utilisation de systèmes d'imagerie complexes comme les IRM ou les CT-scans. Une alternative est présentée ici, reposant sur l'imagerie ultrasonore, plus abordable et simple d'utilisation, pour la personnalisation des propriétés matériaux des tissus mous grâce à l'application de la loi constitutive d'Ogden.

L'ensemble du protocole, de la mise en place des mesures expérimentales aux simulations éléments finis, a été pensé afin de simplifier et réduire au maximum le temps de génération des résultats dans le dessein de faciliter son transfert en routine clinique. Des précédentes études ont ainsi montré la faisabilité des montages portables, reposant sur la technologie ultrasonore, pour évaluer le comportement mécanique des tissus mous de manière répétable (Mak et al., 1994; Zhang et al., 1997). Les mesures ont été réalisées plusieurs fois par deux opérateurs afin d'évaluer la répétabilité du protocole. Les résultats montrent ainsi une bonne répétabilité inter et intra opérateur.

Les mesures ont été effectuées dans différentes configurations. Pour les sujets sains des acquisitions avec les muscles au repos mais également avec les muscles contractés ont été menées. Les mesures au repos ont été réalisées selon le même protocole sur le membre résiduel d'un sujet amputé du genou avec et sans manchon.

La moyenne (± l'écart type) du module de cisaillement estimée pour les sujets sains au repos était de 3,2 ± 1,3 kPa. À titre de comparaison, le module de cisaillement au repos du sujet amputé était au

minimum de 5,7 kPa et en moyenne de 9,1± 3,0 kPa. Il est néanmoins nécessaire d'inclure plus de sujets amputés à l'étude avant de conclure sur les différences entre sujets sains et sujets amputés.

L'activité musculaire avait également un impact significatif sur la valeur du module de cisaillement chez les sujets non amputés (μ_{repos} = 3,2 ± 1,3kPa contre $\mu_{contracté}$= 13,7 ± 6,5 kPa). Le module de cisaillement était ainsi compris entre 7 et 29 kPa. Les résultats montrent que la contraction musculaire induisait un comportement plus raide des tissus mous. (Krouskop et al., 1987) ont également obtenus des résultats différents en fonction de l'état d'activation des muscles sous la zone indentée, qu'il s'agisse de l'avant-bras ou de la cuisse. Le module de cisaillement moyen estimé au repos était de 2 kPa contre 35 kPa pour un effort musculaire maximal. Les écarts mesurés dans ce chapitre étaient moins importants cependant il n'était pas demandé aux sujets de contracter les muscles au maximum mais simplement de maintenir leur jambe à l'horizontal. L'utilisation d'un dynamomètre à pression durant les acquisitions pourrait permettre de quantifier l'effort isométrique développé par les muscles pour les mesures afin de quantifier plus finement l'impact de la contraction musculaire sur les paramètres matériaux des tissus mous. Néanmoins ces résultats permettent d'ores et déjà de statuer sur l'importance de caractériser le comportement mécanique des tissus dans une configuration en accord avec l'application que l'on veut avoir des mesures. Dans le cadre de la marche, où les muscles du membre résiduel sont fortement sollicités, il est donc important de reproduire cette activité musculaire pour réaliser les mesures.

Ainsi pour l'étude de l'interaction entre l'emboîture et le manchon au cours de la marche amputée, il semblait nécessaire d'accéder aux propriétés matériaux des tissus mous dans la configuration contractée également. Un protocole adapté pour les sujets amputés a aussi été conçu pour la caractérisation des tissus mous dans une configuration contractée. Un dynamomètre mesurait l'effort exercé par le membre résiduel sur une corde pendant les indentations, permettant ainsi d'estimer la contraction des muscles fléchisseurs de hanches. Cependant aucune donnée n'a encore pu être enregistrée pour cette configuration.

L'impact du manchon sur la réponse mécanique de l'ensemble tissus mous et manchon a également été investigué et semble indiquer que le port du manchon rigidifie l'ensemble ($\mu_{manchon}$ = 11,7 kPa contre $\mu_{sans\ manchon}$ = 5,7 kPa). Le manchon a, entre autres, pour fonction de diminuer localement les déformations sous les zones d'appuis de l'emboîture afin de réduire les pressions locales, par exemple sous l'ischion. Pour le modèle utilisé dans le but de personnaliser les paramètres matériaux avec manchon, les géométries des tissus mous et du manchon ont été fusionnées. En effet, dans le but de simplifier les modèles éléments finis de l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel et ainsi de réduire les temps de calcul, les manchons ne sont généralement pas représentés. Il convenait donc de caractériser le comportement mécanique non pas des tissus mous et du manchon de manière distincte mais bien de l'ensemble tissus mous et manchon.

Le site d'indentation avait également un impact sur la réponse mécanique des tissus mous puisque le module de cisaillement variait entre 5,7 et 30,2 kPa pour un coefficient α compris entre 11 et 12. (Malinauskas et al., 1989) rapportent quant à eux un module de cisaillement équivalent compris entre 17,7 kPa et 41,1 kPa sur les différentes faces du membre résiduel pour une même hauteur d'indentation sur une moyenne de neuf sujets. Les valeurs fournies étaient donc plus importantes que celles de la présente étude mais l'écart entre ces valeurs est le même, autour de 25 kPa, dans les deux études. En particulier la valeur de module équivalent mesurée pour la face antérieure était de 19,3 kPa et celle de la face médiale de 24,1 kPa. Tout comme dans l'étude de (Malinauskas et al., 1989) une augmentation du module de cisaillement était constatée dans les résultats de ce chapitre entre celui de la face antérieure, de 5,7 kPa et celui de la face médiale, de 12,4 kPa. Les différences d'ordre de grandeur peuvent s'expliquer par des différences entre les zones de mesures des deux études. En effet, dans les deux cas la zones était approximativement localisée au milieu du membre résiduel sur chacune des faces. Cependant la prise de mesure pour localiser ce milieu n'est pas précisée dans l'étude de (Malinauskas et al., 1989). De plus, selon la longueur du fémur résiduel, le milieu du membre résiduel ne correspond pas à la même zone de la diaphyse fémorale d'un sujet à un autre. En outre la position du sujet était différente dans les deux études. Un harnais permettait de réaliser les mesures sur un sujet en position debout dans l'étude de (Malinauskas et al., 1989). Comme l'ont montré (Scott et al., 2020), la position du sujet a un impact sur les mesures. Des mesures réalisées sur le mollet ont ainsi montré des écarts de près de 10 kPa sur le module de cisaillement équivalent entre des acquisitions réalisées dans la position debout et la position assise. Cependant, contrairement au passage à la position assise, le changement entre la position debout et la position allongée implique principalement un changement de l'action de la gravité sur les tissus mous, et non de l'élongation des muscles ce qui pourrait induire des écarts moins importants que ceux présentés par (Scott et al., 2020). Enfin, l'étude présentée dans ce chapitre n'a été menée que sur un sujet amputé contrairement à l'étude de (Malinauskas et al., 1989) qui résume les résultats obtenus sur neufs sujets amputés.

Les variations de paramètres matériaux en différentes zones du membre résiduel peuvent s'expliquer par plusieurs facteurs. Cela peut, entre autres, être dû à la répartition graisseuse au sein du membre résiduel, au glissement des loges musculaires au cours des indentations ou encore à l'adaptation des tissus mous à l'amputation et au port de la prothèse. En effet dans des conditions optimales les tissus sont à même de s'adapter pour mieux supporter les charges qui leur sont appliquées (Sanders et al., 1995). Les variations de module observées pourraient donc s'expliquer par le fait que lors d'une désarticulation de genou, les condyles sont conservés et l'appui distal est privilégié dans l'emboiture.

D'autres études portant sur la caractérisation des tissus mous de la cuisse sur sujets sains et sujets amputés ont été détaillées précédemment (§ 2.2.1.2). Encore une fois les résultats sont exprimés en termes de module de cisaillement équivalent afin de faciliter la comparaison. En ce qui concerne les tissus mous de la cuisse les valeurs de module de cisaillement équivalent étaient comprises entre 1 et 54

kPa (Krouskop et al., 1987; Malinauskas et al., 1989; Affagard et al., 2015; Sadler et al., 2018; Scott et al., 2020). Dans la présente étude les valeurs de module de cisaillement étaient comprises entre 1 et 30 kPa sur l'ensemble des sujets dans la configuration au repos.

Afin de consolider les conclusions fournies par cette étude, et notamment la comparaison entre la population de sujets amputés et la population de sujets sains, une plus grande cohorte de sujets amputés est nécessaire. En outre, des mesures sur le membre controlatéral des sujets amputés permettraient d'estimer l'impact de l'amputation sur les paramètres matériaux du membre résiduel.

Plusieurs aspects de l'étude présentée ici ont pu influencer les valeurs des paramètres matériaux estimées. D'une part, pour ce qui est des données expérimentales, plusieurs paramètres de l'indentation n'ont pas été contrôlés afin d'avoir un protocole le plus simple possible. La vitesse d'indentation, l'orientation et la position de la sonde n'étaient pas fixées et seules quelques instructions étaient fournies à l'opérateur. Si l'étude sur sujets sains atteste de la répétabilité des résultats obtenus avec ce protocole, l'influence de ces paramètres sur la réponse mécanique des tissus mous a toutefois été démontrée dans d'autres études (Zhang et al., 1997; Tönük et al., 2003). D'autre part le positionnement de la sonde par rapport au fémur n'étant pas guidé, des glissements de la sonde ont pu également intervenir durant les indentations. En outre, la modélisation éléments finis représente l'axe de la sonde aligné avec le grand axe ou le petit axe du fémur, ce qui ne se vérifie pas précisément sur les vidéos ultrasonores. L'orientation de la sonde lors des phases de chargement des tissus mous pouvait induire un effort négatif mesuré par le capteur d'effort. Un offset des courbes devait donc être appliqué dans le but d'exploiter les courbes expérimentales pour l'optimisation du modèle éléments finis. Pour limiter ces erreurs d'orientation pouvant perturber les mesures, un niveau à bulle pourrait être ajouté à la sonde afin de fournir un retour visuel de son orientation à l'opérateur durant les acquisitions. De plus le déplacement initial des courbes expérimentales n'était jamais nul puisque la sonde était toujours enfoncée dans les tissus mous lors des acquisitions. La comparaison entre les courbes expérimentales et les courbes numériques était donc réalisée uniquement sur la plage de déplacement des courbes expérimentales. La zone de déplacement comprise entre zéro et le point de départ de la courbe expérimentale n'était donc pas utilisée pour l'optimisation des paramètres matériaux. Cette approche a pu induire un biais dans l'estimation de ces paramètres notamment en induisant une sous-estimation du module de cisaillement. Une autre approche aurait consisté à modéliser les tissus mous dans une configuration préchargée correspondant au point de départ de la courbe expérimentale et non à la configuration non déformée, avant chargement des tissus mous de la cuisse. D'autre part, l'impact de la présence du manchon sur la précision des mesures ultrasonores réalisées n'a pas été évalué.

Enfin dans l'étude présentée ici, la géométrie de la cuisse était volontairement simplifiée afin de réduire les temps de calcul mais également rendre possible sa modélisation uniquement à partir de l'imagerie ultrasonore, en paramétrant sa géométrie mais également en fusionnant l'ensemble des tissus mous. Les

valeurs présentées ici ne donc sont qu'une approximation permettant de modéliser le comportement des tissus mous pour une application précise : la modélisation éléments finis de l'interaction entre les tissus mous et l'emboîture. En effet, pour s'intéresser plus précisément au comportement des tissus mous, il aurait fallu prendre en compte les différentes couches de tissus mous et estimer pour chacune d'entre elles des paramètres matériaux. De plus le modèle présenté ici ne rend pas non plus compte du glissement relatif entre les tissus mous ni de leur viscoélasticité. Cependant, en première approche, cette modélisation est cohérente pour l'étude des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture.

En définitive, le protocole présenté ici permet, grâce à la combinaison d'un montage expérimental portable et de l'imagerie ultrasonore, d'estimer le comportement mécanique des tissus mous du membre résiduel en différents sites et dans différentes configurations. En particulier, les résultats de cette étude peuvent être utilisés pour la conception d'un modèle élément finis du membre résiduel fémoral et de l'emboîture.

2.2.3 Conclusion

Très peu d'auteurs ont fait le choix de personnaliser les propriétés mécaniques des tissus mous pour la modélisation éléments finis du membre résiduel fémoral. Pour ce qui est du contact entre l'emboîture et le membre résiduel, les tissus mous sont soumis à de grandes déformations, notamment durant la marche, et l'acquisition de données en accord avec ce contexte peut s'avérer compliquée, en particulier pour les zones avec de grandes épaisseurs de tissus mous. L'imagerie ultrasonore offre une alternative aux systèmes d'imagerie classiques permettant de faire l'acquisition des épaisseurs et du déplacement des tissus mous en temps réel. Le protocole proposé dans cette étude se base donc sur l'alliance de l'imagerie ultrasonore et des méthodes numériques pour l'estimation des paramètres matériaux des tissus mous avec comme objectif la modélisation éléments finis du membre résiduel. Les données expérimentales récupérées ont ainsi été utilisées pour optimiser les valeurs des paramètres matériaux dans une méthode inverse. Cette méthode a ainsi été appliquée sur une cohorte de sujets sains (BD-2 § 2.1.1) ainsi que sur un sujet amputé (BD-3 § 2.1.1). Bien que peu d'études aient portées leur attention sur la personnalisation du comportement mécanique des tissus mous, ces données impactent significativement la réponse du modèle. Il convient donc de les estimer en amont de la modélisation. Cependant, d'autres paramètres peuvent potentiellement avoir un impact sur les pressions à l'interface bien que cet impact n'ait pas encore été investigué, en l'occurrence les conditions limites du modèle.

Ce qu'il faut retenir :

- Peu d'auteurs de la littérature se sont intéressés à la personnalisation des caractéristiques matériaux des tissus mous de la cuisse ou du membre résiduel dans le cas des amputations transfémorales.
- Cette étude atteste de la faisabilité de l'estimation des caractéristiques mécaniques des tissus mous du membre résiduel pour la modélisation éléments finis de l'interface entre le membre amputé et l'emboîture.
- Une analyse statistique a permis de mettre en avant l'impact significatif de la contraction musculaire sur les paramètres matériaux des tissus mous pour la population de sujets non amputés.
- Le changement d'opérateur n'avait pas d'impact significatif sur les résultats.
- Les valeurs du module de cisaillement changeaient en fonction de la zone d'indentation.
- L'ajout du manchon augmentait la valeur du module de cisaillement.

2.3 CARACTERISATION DU CHARGEMENT EXERCE SUR LE MEMBRE RESIDUEL

2.3.1 Revue de littérature : Estimation du torseur des actions mécaniques du membre résiduel sur le bassin pour la prédiction des efforts des muscles de la hanche

2.3.1.1 Introduction

En ce qui concerne les modèles éléments finis de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture, aucune des études décrites au § 1.3.3 ne modélise le torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin en rendant compte de l'ensemble des actions intervenant dans ce torseur, notamment au cours de la marche appareillée (chapitre 1.2). À ce titre il convient de distinguer d'une part la considération de la dynamique dans les actions mécaniques appliquées et d'autre part la répartition du torseur des actions intersegmentaires entre le segment associé au bassin et le membre résiduel parmi les différentes structures anatomiques du système.

En ce qui concerne la dynamique du système, celle-ci n'est, en règle générale, par prise en compte dans les modèles éléments finis du membre résiduel. En effet, comme cela a été détaillé au § 1.3.3.2, seul le fémur et les tissus mous localisés sous l'articulation de la hanche sont généralement considérés dans la modélisation. Le chargement se résume alors, la plupart du temps, à un effort vertical équivalent à 50 % ou 100 % du poids du sujet appliqué au fémur, lorsque l'emboîture est encastrée, ou à l'emboîture lorsque le fémur est encastré. Ces valeurs sont d'ailleurs souvent simplifiées, pour être égales à 400 N et 800 N, afin de permettre la comparaison des résultats avec les autres articles de la littérature ayant appliqué le même chargement (Colombo et al., 2010, 2016; Safari et al., 2015; Surapureddy et al., 2016; Ramasamy et al., 2018; Van Heesewijk et al., 2018; Jamaludin et al., 2019). Néanmoins ce chargement ne rend pas compte du chargement maximal appliqué au membre résiduel lors de l'utilisation de la prothèse. En effet le chargement est plus important durant la marche appareillée, en comparaison de l'appui bipodal ou unipodal, en raison de la dynamique du système, notamment au début de la phase d'appui prothétique lors de l'attaque du talon, mais également à la fin de la phase d'appui prothétique lors de du décollement du talon (Radcliffe, 1955). Quelques études se sont tout de même intéressées au chargement appliqué par l'emboîture au membre résiduel au cours de la marche appareillée (Zhang et al., 2013; Henao et al., 2020) (§ 1.3.3.2). Il est en effet possible de calculer les torseurs des actions mécaniques intersegmentaires entre les segments du membre prothétique et du membre résiduel au cours de la marche, par exemple en appliquant la méthode de la dynamique inverse à l'issu d'une analyse quantitative de la marche.

Concernant les rares études ayant considéré la dynamique du système, l'absence du bassin et des structures musculaires de la modélisation ne permet pas de rendre compte de la distribution du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin entre les différentes actions mécaniques (Figure 40).

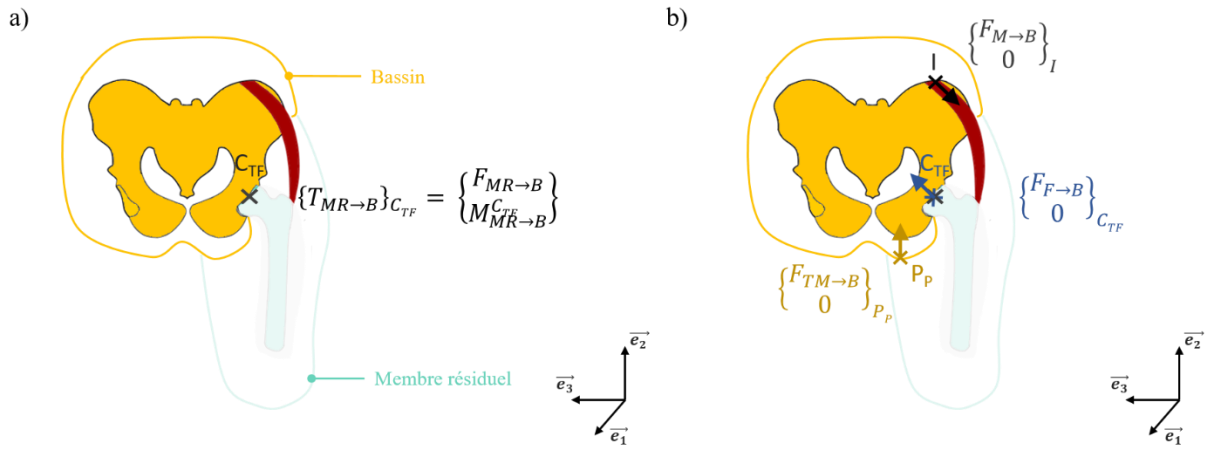


Figure 40 : (a) Torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le segment du bassin appliqué au centre de l'articulation de la hanche, C_{TF}. (b) Distribution du torseur précédent en différentes actions mécaniques : l'action de contact des tissus mous ($F_{TM\to B}$) exprimé au point d'appui de l'ischion sur le support ischiatique de l'emboîture, Pp, l'action de contact du fémur, ($F_{F\to B}$), exprimé au centre de la liaison de la hanche, C_{TF}, les actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel, ($F_{TM\to B}$), exprimés aux points d'insertions des muscles, I. Les actions de contacts sont ici supposées inclure un moment négligeable à leur point d'application. Les actions ligamentaires sont négligées ici.

Effectivement compte tenu de la modélisation mécanique de l'interaction du membre résiduel et de la prothèse présentée au § 1.2.1 (Figure 14 et Figure 15) le choix de la répartition du torseur des actions mécaniques du membre résiduel sur le bassin parmi les actions musculaires et les actions de contact a un impact sur les répartitions de pression à l'interface avec l'emboîture, qui peuvent donc être faussée si la distribution de ce torseur n'est pas respectée. En outre, la répartition de ce torseur peut être prise en compte dans la modélisation éléments finis en représentant les efforts des muscles de la hanche. L'estimation de ces forces n'est pas directe et nécessite la construction d'un modèle musculosquelettique du membre résiduel. La difficulté réside alors dans la personnalisation de ces modèles musculosquelettiques mais également dans la prise en compte de la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique des emboîtures pour le calcul des actions musculaires.

2.3.1.2 Estimation du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le segment associé au bassin

Une des méthodes les plus utilisées pour la détermination des actions intersegmentaires est la dynamique inverse (Chèze, 2014). Une méthode alternative reposant sur la mesure des efforts appliqués à l'emboîture via un capteur triaxial a également été proposée dans la littérature (Frossard et al., 2003).

La dynamique inverse consiste à estimer les actions mécaniques entre les segments corporels en isolant successivement ces segments et en appliquant les lois de la mécanique à ces sous-systèmes isolés. Ainsi,

connaissant la cinématique du segment, ses caractéristiques inertiels et les actions mécaniques externes qui s'appliquent notamment à l'initiation de la chaine d'isolement au contact entre le pied et le sol, il est possible de calculer le torseur d'actions mécaniques du segment sus-jacent sur le segment isolé par une méthode récursive. Dans le contexte de la marche appareillée, la chaîne à étudiée permet donc à partir de l'action du sol sur le pied prothétique de déterminer successivement l'action du pied prothétique sur le tibia prothétique exprimée au centre de la cheville, l'action du tibia prothétique sur l'emboîture exprimée au centre du genou prothétique, l'action de l'emboîture sur le membre résiduel et enfin l'action du membre résiduel sur le bassin exprimée au centre de la tête fémorale.

Les calculs de dynamique inverse nécessitent l'acquisition des donnée expérimentales généralement obtenues par des systèmes optoélectroniques, considérés comme le *gold standard* pour l'analyse quantitative du mouvement. Des caméras à infrarouges permettent de suivre la position de marqueurs réfléchissants positionnés sur les segments étudiés (Figure 41). Le corps est modélisé comme une chaîne de segments rigides dont les déplacements sont déduits des positions des marqueurs à chaque instant de l'acquisition.

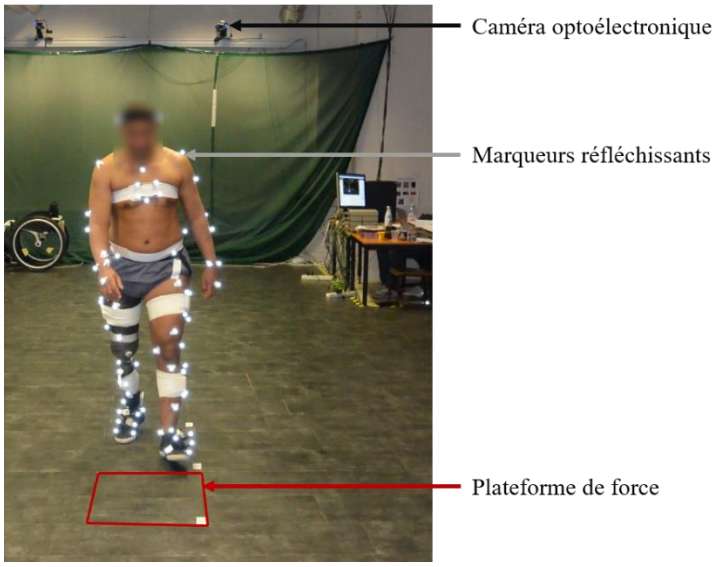


Figure 41 : Salle d'analyse quantitative du mouvement équipée d'un système de mesure optoélectronique et de plateformes de force.

Les caractéristiques inertielles, en particulier les masses, positions des centres de masse et matrices d'inerties des segments, sont quant à elles déduites de modèles géométriques (Jensen, 1978) ou anthropométriques (Winter, 2009).

Enfin le chargement externe est le plus souvent mesuré à l'aide de plateformes de force (Figure 41) qui mesurent directement le torseur de l'action mécanique de contact entre le pied et le sol.

Une approche alternative consiste à utiliser des capteurs d'effort permettant de réaliser une mesure directe des efforts intersegmentaires (Frossard et al., 2003). Si cela n'est pas envisageable pour les membres non-amputés, la méthode se prête bien à la mesure du torseur des actions mécaniques

intersegmentaires du le tibia prothétique sur l'emboîture (Figure 42). Cette technologie pourrait permettre de réaliser des mesures en conditions réelles pour les situations de la vie courante à condition de concevoir un montage permettant la fixation du capteur sur la prothèse. En outre, cette méthode a également été mise à profit afin d'estimer les erreurs des résultats issus de la dynamique inverse (Frossard et al., 2011; Koehler et al., 2014).

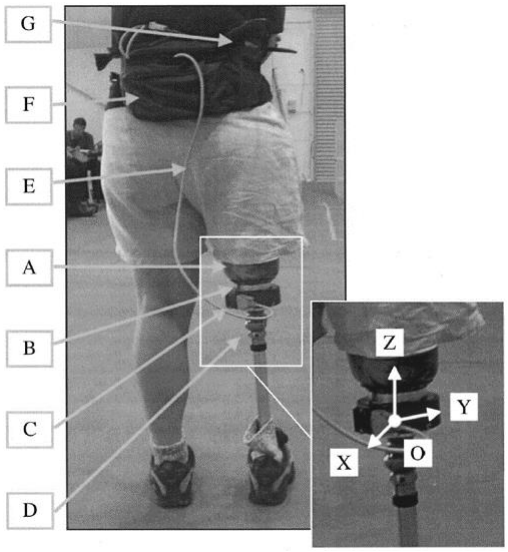


Figure 42 : Montage d'un capteur de force (B) entre le tibia prothétique (D) et l'emboîture (A). Issue de (Frossard et al., 2003)

Ces méthodes permettent ainsi d'estimer les différents torseurs des efforts intersegmentaires entre les segments du membre du côté prothétique.

Le torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin est un torseur résultant de plusieurs actions de différentes natures (§ 1.2.1) : les efforts de contact avec les tissus mous ainsi que les efforts de contact avec le fémur, les efforts ligamentaires, généralement négligés, et enfin les efforts musculaires. Comme expliqué précédemment, la répartition de ce torseur, et notamment la part de ce torseur reprise par les muscles et par l'appui ischiatique, peut modifier la répartition de pression à l'interface. Pour rendre compte de cette répartition, il est par exemple possible d'estimer les efforts musculaires dans le membre résiduel, par exemple grâce à la construction d'un modèle musculosquelettique.

2.3.1.3 Estimation des actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel

De manière non invasive, l'activité électrique des muscles peut être enregistrée avec des électromyogrammes (EMG) (Jaegers et al., 1996; Hong et al., 2005; de Cerqueira et al., 2013; Wentink et al., 2013). À partir des signaux des EMG, il est possible d'estimer la force développée par les muscles (Bogey et al., 2005), cependant, ces mesures ne sont possibles que pour les muscles superficiels (Konrad, 2006). Par ailleurs, les mesures peuvent être soumises aux artefacts de tissus mous, à la contamination croisée des voies, ou *cross-talk*, et sont par nature bruitées. Cela implique nécessairement de filtrer les

données afin de les rendre exploitables (Türker, 1993). En outre, dans le cas des mesures sur sujets amputés, le lien entre activité électrique et force développée par le muscle peut être ténu à définir.

Il est autrement possible de concevoir un modèle musculosquelettique du membre résiduel et du bassin afin de prédire numériquement les efforts musculaires des muscles s'insérant sur le bassin et le fémur (Figure 43). Dans le contexte de la marche appareillée, la personnalisation des données de ces modèles ainsi que l'impact des efforts repris par l'appui ischiatique sur le calcul des actions des muscles n'ont été que peu ou pas approfondis dans la littérature.

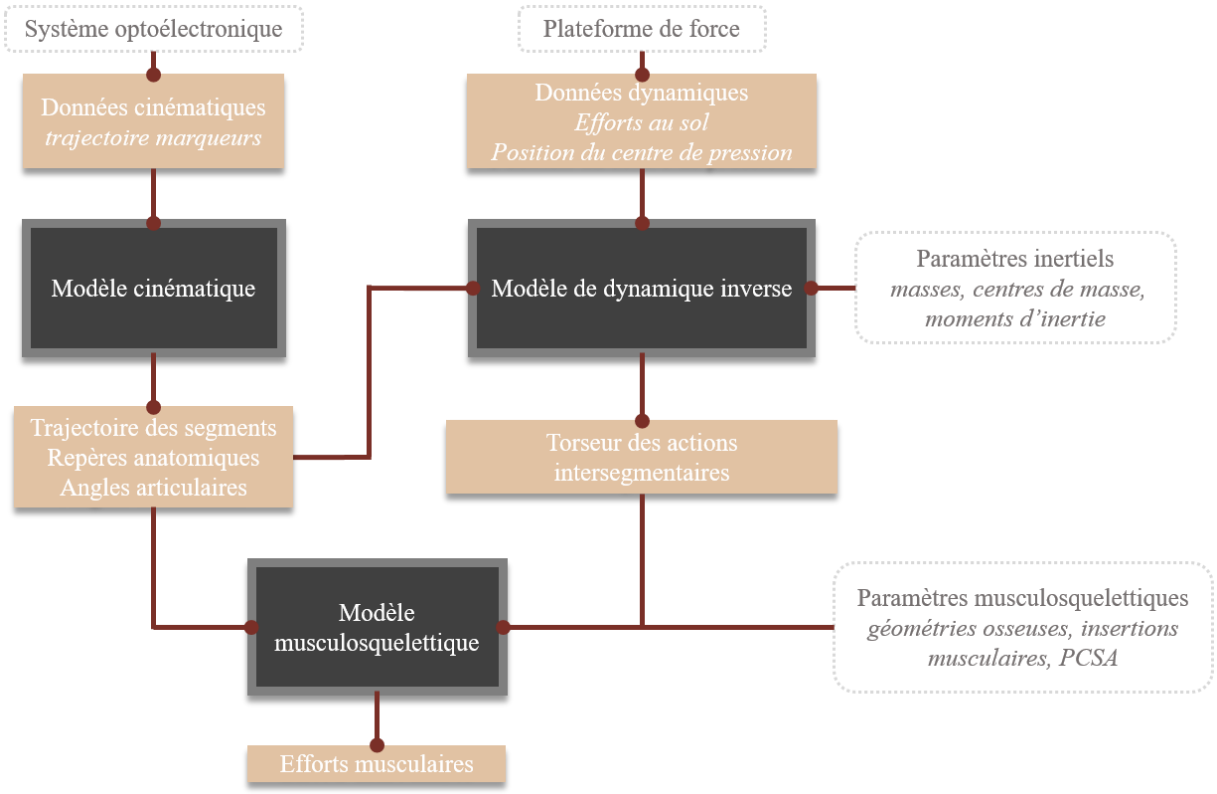
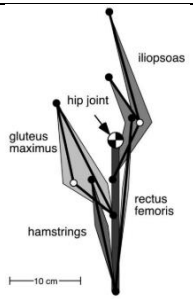
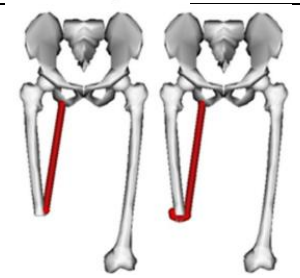


Figure 43 : Estimation des efforts musculaire à partir d'un modèle musculosquelettique. PCSA : physiological cross-sectional area. Adaptée de (Camomilla et al., 2017)

La mise en place de ces modèles nécessite de décrire la géométrie musculaire du système étudié qui inclue notamment les muscles représentés dans le modèle ainsi que leurs insertions et points de passage par rapport aux géométries osseuses. Les muscles sont alors représentés par des éléments filaires passant par les différents points d'insertion et de passage qui permettent ainsi de déterminer les bras de levier associés à chaque muscle par rapport au centre de l'articulation étudiée. De là, le moment du torseur des actions mécaniques de la liaison d'intérêt peut être décomposés en différents moments musculaires induits par les forces développées par les muscles à chaque instant. Les modèles comportant généralement bien plus de muscles que de degrés de libertés au niveau de l'articulation, le système est sous-contraint. Pour pouvoir calculer les moments musculaires, et donc en déduire les efforts de chacun des muscles à chaque instant, une méthode couramment utilisée consiste à appliquer une technique d'optimisation. Cette optimisation repose sur la minimisation d'une fonction coût pouvant être, par

exemple, la somme des forces musculaires développées par les muscles. Selon les modèles choisis il peut être nécessaire d'estimer d'autres paramètres musculaires afin d'ajouter des contraintes à l'optimisation ou de modifier la fonction coût, comme la longueur des tendons, l'effort isométrique maximal lié à la section transverse du muscle ou *Physical Cross Sectional Area* (PCSA), l'angle de pennation des fibres musculaires ou encore la longueur des fibres musculaires. En outre, d'autres contraintes sont généralement précisées par les courbes tension active-longueur et tension passive-longueur des muscles ainsi la courbe tension-longueur des tendons (Delp et al., 1995).

Quelques modèles musculosquelettiques de personnes amputées au-dessus du genou sont décrits dans la littérature (Tableau 9). En l'état, les résultats sont cependant difficilement exploitables pour l'estimation des efforts des muscles s'insérant sur le membre résiduel, puisque rares sont les études à présenter précisément les efforts obtenus pour l'ensemble des muscles. En outre, les différentes hypothèses de modélisation peuvent conduire à des résultats contradictoires.

ARTICLES	MUSCLES	GEOMETRIES MUSCULAIRE	PERSONNALISATION	DEGRES DE LIBERTE DE HANCHE	TACHE ETUDIEE	NOMBRE DE SUJETS	RESULTATS	MODELES
(Bae et al., 2007)	• Vaste latéral • Grand adducteur • Semi-membraneux et chef court du biceps fémoral • Droit fémoral, sartorius, gracile, semi-tendineux, chef long du biceps fémoral et tenseur du fascia lata	Filaire	• CT-scans pour le fémur • IRM pour l'attache distale des muscles	• Flexion / extension • Abduction /adduction • Rotation interne / externe	• Marche • Montée d'escalier • Descente d'escalier	8 sujets amputés 10 sujets non amputés	• Forces musculaires des muscles fléchisseurs et extenseurs semblables entre les sujets non amputés et les sujets amputés. • Efforts des muscles adducteurs plus importants chez les sujets amputés durant la phase pendulaire. • Effort des abducteurs plus faible chez les sujets amutés duranr la phase d'appui.	
(Suzuki, 2010)	• Iliopsoas • Droit fémoral • Grand fessier • Ischiojambiers	Filaire	• IRM	• Flexion / extension	• Phase pendulaire de la marche	1	• Les réglages des composants prothétiques, comme le frottement du genou, modifie les forces musculaires durant la phase pendulaire.	
(Ranz et al., 2017)	• Grand adducteur • Droit fémoral • Chef long du biceps fémoral • Gracile • Sartorius • Tenseur du fascia lata	Filaire	X	• Flexion / extension • Abduction /adduction • Rotation interne / externe	• Marche	X	• Le biceps fémoral ainsi que le tenseur du fascia lata sont moins sollicités pour les fémurs longs que pour les fémurs courts. • La localisation de l'insertion distale des muscles sur l'extrémité distale du fémur a peu d'influence sur le calcul des moments nets des muscles à la hanche. • La modélisation de l'ostéomyoplasite modifie le calcul du moment net des muscles à la hanche.	

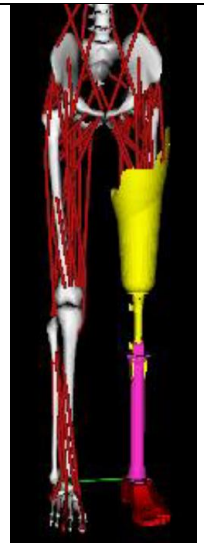
(Mohamed , 2018)	• Moyen fessier • Petit fessier • Semi-membraneux • Semi-tendineux • Chefs long et court du biceps fémoral • Sartorius • Moyen adducteur • Court adducteur • Grand adducteur • Pectiné • Grand fessier • Iliaque • Psoas • Carré fémoral • Muscles jumeaux • Piriforme • Droit fémoral • Erecteur de rachis • Oblique interne et externe	Filaire	X	• Flexion / extension • Abduction /adduction • Rotation interne / externe	• Marche	2 sujets amputés 15 sujets non amputés	• Moment de flexion à la hanche plus élevé chez les sujets amputés que chez les sujets sains du côté prothétique. • Moment d'abduction à la hanche plus faible chez les sujets amputés que chez les sujets sains du côté prothétique. • Efforts musculaires plus faibles chez les sujets amputés que les sujets non amputés du côté prothétique à l'exception de l'effort du grand adducteur.	
(Harandi et al., 2020)	• Moyen et petit fessiers • Grand fessier • Ischiojambiers • Chef court du biceps fémoral • Grand, moyen et court adducteur, pectiné, carré fémoral • Iliopsoas • Muscles jumeaux • Piriforme • Court fibulaire • Long fibulaire • Droit fémoral • Sartorius • Tenseur fascia latae • Erecteurs du rachis • Oblique interne et externe	Filaire	• Mise à l'échelle d'un modèle générique pour chaque segment à partir des positions des marqueurs optoélectroniques • Attache distale des muscles amputés sur le l'extrémité distale du fémur coupé	• Flexion / extension • Abduction /adduction • Rotation interne / externe	• Marche	6	• La prothèse est l'élément avec le plus d'impact sur l'accélération du centre de masse selon l'axe antéro-postérieur et l'axe vertical. • Le moyen fessier est l'élément contribuant le plus à l'accélération du centre de masse selon l'axe médio-latéral. • Efforts musculaires plus important dans le membre controlatérale que le membre résiduel durant la phase d'appui.	

Tableau 9 : Modèles musculosquelettiques de membre résiduel fémoral

La modélisation musculosquelettique, en trois dimensions, du membre inférieur appareillé est généralement composée du pied et du tibia prothétiques ainsi que de l'emboîture, du fémur et du bassin. La liaison entre le pied et le tibia prothétiques peut être modélisée par une liaison de type joint de cardan, la liaison entre le tibia et l'emboîture par une liaison pivot et la liaison de la hanche par une liaison rotule. En ce qui concerne la liaison entre le fémur et l'emboîture, l'approche la plus commune consiste à considérer une liaison rigide entre ces deux segments.

Peu d'études rapportent de manière détaillée l'ensemble des efforts musculaires estimés durant la marche pour les muscles étudiés. En outre, les muscles représentés dans les modèles diffèrent d'une étude à l'autre (Tableau 9 - MUSCLES) ce qui complique la comparaison quantitative des résultats.

Concernant les études portant sur l'ensemble du cycle de marche, ces dernières permettent de conclure qualitativement que les efforts des muscles adducteurs de hanche sont plus importants pour les populations de sujets amputés que pour les populations de sujets sains durant la phase pendulaire. Au contraire durant la phase d'appui, les muscles abducteurs de hanche sont moins sollicités chez les sujets amputés que chez les sujets sains. Ceci peut s'expliquer par le fait que le moment de d'abduction de hanche des sujets amputés durant la phase d'appui est plus faible que chez les sujets sains (Heitzmann et al., 2020). En ce qui concerne les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, si certaines études ne révèlent pas de différences entre les sujets sains et les sujets amputés (Bae et al., 2007), d'autres auteurs indiquent des efforts plus faibles chez les sujets amputés (Mohamed, 2018).

Ces différences peuvent, entre autres, s'expliquer par les différences dans les hypothèses de modélisation comme le choix des muscles et de leur rôle sur la mobilité de la hanche ou encore le choix des insertions distales des muscles. En effet, si (Bae et al., 2007) ont pris en compte la réorganisation distale des insertions musculaires impliquée par l'ostéomyoplastie pratiquée lors de l'amputation, ça n'est pas le cas de (Mohamed, 2018; Harandi et al., 2020) qui ont fixés les muscles à l'extrémité distale du fémur. Or (Ranz et al., 2017) ont notamment mis en évidence l'impact de la modélisation de l'ostéomyoplastie sur l'estimation des moments nets musculaires à la hanche. D'autres paramètres ont été investigués dans cette étude. Par exemple, dans le cas où les muscles sont fixés aux structures osseuses, la localisation de l'insertion sur l'extrémité distale du fémur n'a qu'un faible impact sur le calcul des moments nets musculaires à la hanche.

On peut également supposer que la personnalisation des paramètres musculaires de modélisation comme la PCSA des muscles, peut avoir une influence sur les résultats. Si la plupart des études citées précédemment utilisent des données de la littérature pour définir les paramètres musculaires, (Suzuki, 2010) ont, eux, fait le choix de personnaliser la PCSA des muscles à partir d'images IRM du membre résiduel. En effet, du fait de l'atrophie des muscles s'insérant sur le membre résiduel la PCSA des muscles s'insérant sur le membre résiduel est généralement plus faible que celle du membre controlatéral.

Par ailleurs si les paramètres inertiels, masses, centres de masse et moments d'inertie des différents segments prothétiques sont utilisés pour les calculs de la dynamique inverse dans l'ensemble des études de la littérature, aucune d'entre elles ne considère la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique pour le calcul des actions musculaires. La partie suivante détaille donc une étude portant sur l'estimation des efforts musculaires du membre résiduel pendant la marche chez des sujets amputés au niveau fémoral.

2.3.2 Travail personnel : Modélisation musculosquelettique du membre résiduel et du bassin de sujets amputés au niveau fémoral et évaluation de l'impact de l'appui ischiatique sur l'estimation des efforts musculaires

2.3.2.1 Introduction

Comme cela a été détaillé au chapitre 1.2, la transmission de la résultante des efforts appliqués par l'emboîture jusqu'au squelette de la personne amputée ne peut être réalisée sur l'extrémité distale du membre résiduel, cette zone étant trop douloureuse pour qu'un chargement externe y soit appliqué. La solution pour transmettre cet effort a donc été d'utiliser l'ischion comme zone d'appui. C'est pour cela que les emboîtures classiques sont dotées d'un support ischiatique (Figure 12). La résultante des efforts transmis par cet appui au bassin, par le biais des tissus mous, génère, entre autres, dans le plan frontal un moment d'abduction au niveau de l'articulation de la hanche au même titre que les efforts développés par les muscles s'insérant sur le membre résiduel (§1.2.1). La répartition du torseur des actions mécaniques à la hanche, et en particulier la portion du moment d'abduction de hanche attribuée à la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique, n'est cependant pas clairement définie dans la littérature. S'il est entendu que la majorité de l'effort vertical est transmis au bassin pas le biais de l'appui ischiatique (Radcliffe, 1955; Pritham, 1990), la part exacte de la résultante des efforts transmis par l'appui n'est pas connue. Pourtant le moment à la hanche induit par ces efforts a un impact direct sur l'amplitude des actions développés par les muscles.

Comme cela a été détaillé au paragraphe précédent l'estimation expérimentale des efforts musculaires peut s'avérer ardue, les mesures EMG ne permettant d'avoir accès qu'aux muscles superficiels du membre résiduel. La construction d'un modèle musculosquelettique du membre amputé est couramment utilisée pour l'estimation de ces efforts pendant la marche. Cependant parmi les études de la littérature, aucune ne prend en compte la contribution des actions mécaniques reprises par l'appui ischiatique sur le moment d'abduction du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre la cuisse et le bassin. Les objectifs de cette étude étaient donc de concevoir un modèle musculosquelettique du membre résiduel fémoral et du bassin à partir de données d'analyse quantitative du mouvement déjà acquises

(BD-1/BD-3 - § 2.1) et d'exploiter ce modèle afin de quantifier l'impact de la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique sur les efforts musculaires.

2.3.2.2 Matériel et méthodes

Calcul du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin

Le volontaire de la base de données BD-3, ainsi que les sept volontaires de la base de données BD-1 (§ 2.1), soit sept hommes et une femme, amputés transfémoraux (5 sujets) ou désarticulés du genou (3 sujets) d'âge moyen 43 ± 10 ans, ont été inclus dans cette étude. La durée minimale depuis l'amputation avant les acquisitions était de 3 ans. Les acquisitions étaient réalisées dans le cadre du CPP NX06036. Pour ces acquisitions, 55 marqueurs (Figure 44) étaient positionnés sur les membres inférieurs afin de définir sept segments, supposés rigides selon le protocole décrit par (Goujon-Pillet et al., 2008).

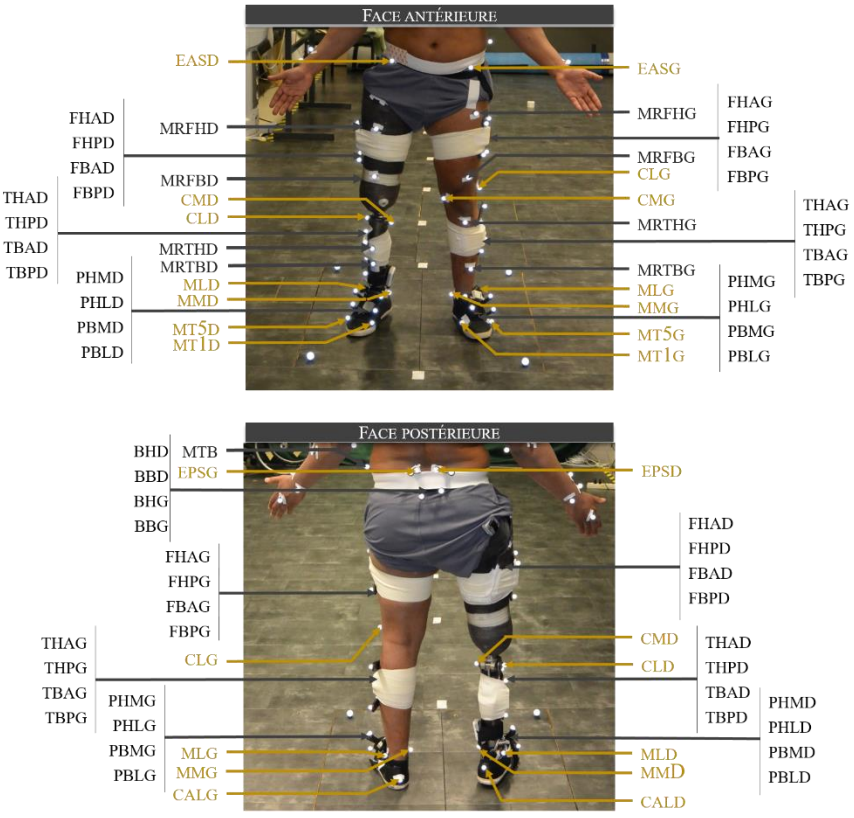


Figure 44 : Marqueurs utilisés sur les membres inférieurs pour l'analyse quantitative du mouvement de la marche appareillée. Jaune : marqueurs anatomiques, Noir : marqueurs techniques.

Les acquisitions étaient réalisées grâce à 13 caméras VICON (Vicon, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) réglées à une fréquence de 100 Hz ainsi que quatre plateformes de forces AMTI (AMTI Advanced Mechanical Technology, Inc, Massachussetts, OR6-5) insérées dans le sol de la salle d'essai. Les données cinématiques et des plateformes de forces étaient synchronisées. Il était demandé aux volontaires de marcher en ligne droite sur sol plat, à leur vitesse de confort. Les données acquises via les plateformes de force et les caméras étaient, par la suite, traitées sur MATLAB (MATLAB R2014b

The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States) pour calculer la cinématique ainsi que la dynamique inverse du modèle. En particulier le mouvement du fémur dans l'emboîture était estimé via une méthode décrite par (Panhelleux et al., 2019) détaillée en

Annexe E. À partir de ces données il a donc été possible d'extraire le torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin (§ 2.3.1.2).

Construction d'un modèle musculosquelettique personnalisé du membre résiduel et du bassin – Modèle musculaire générique amputé

Le modèle musculosquelettique a été conçu avec MATLAB à partir d'un modèle OpenSim, en l'occurrence le modèle Gait 2354_simbody (Delp et al., 2007), pour la définition des insertions et points de passage musculaires.

Seuls les muscles agissant sur la hanche ont été conservés. L'ensemble des muscles conservés et leurs actions sur les degrés de libertés de la hanche sont présentés à l'Annexe A. Le modèle était ainsi composé des muscles suivants : le grand adducteur, le chef long du biceps fémoral, les muscles jumeaux (regroupés en un seul faisceau), le grand fessier, le moyen fessier, le gracile, l'iliaque, le pectiné, le piriforme, le psoas, le carré fémoral, le droit fémoral, le sartorius, le tenseur du fascia lata. Les moyen et grand fessiers ont chacun été séparés en trois faisceaux distincts, comme cela a été proposé dans le modèle Gait 2354_simbody.

Les points d'insertion de ces muscles ont été définis de la même manière que dans le modèle Gait 2354_simbody vis-à-vis des segments osseux. Les points de passage étaient donc définis dans le repère fémur ou dans le repère bassin.

Construction d'un modèle musculosquelettique personnalisé du membre résiduel et du bassin - Géométries osseuses

Une paire de radiographies a été acquise pour chaque sujet grâce au système de radiographies bi-planes EOS (EOS, EOS-Imaging, France) avec les marqueurs optoélectroniques définis précédemment en place. Les radiographies ainsi acquises ont permis la reconstruction des différents segments osseux, en particulier des fémurs sains et des bassins (Mitton et al., 2006; Chaibi et al., 2012). Les géométries personnalisées des structures osseuses ont été construites à partir de modèles paramétriques génériques dont les paramètres ont été identifiés par un opérateur sur les radiographies. Dans le cadre de ce travail, les points d'insertions des muscles définis au § (2.3.2.2 - Modèle musculaire générique amputé) du modèle ont été ajoutés aux nœuds des maillages génériques du bassin et du fémur utilisés pour procéder aux reconstructions.

La géométrie du fémur sain était répliquée et symétrisée pour définir la géométrie de la partie résiduelle du fémur amputé. La position de ce fémur a été adaptée manuellement pour que les contours de cette géométrie projetés sur les radiographies correspondent aux contours observés visuellement (Figure 45a). Ces fémurs ont ensuite été coupés au niveau de l'amputation (Figure 45b) défini par un plan horizontal dont la distance par rapport au centre de la tête fémorale était mesurée sur les radiographies.

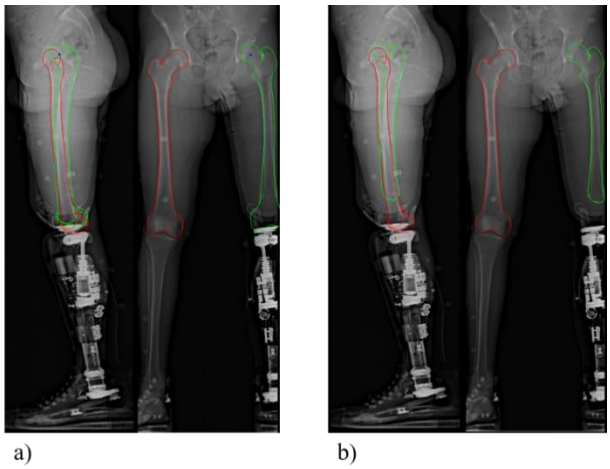


Figure 45 : Recalage des reconstructions du fémur (a) afin d'obtenir le fémur du côté amputé (vert). (b) Le fémur est ensuite coupé à la hauteur de l'amputation évaluée sur les radiographies.

Ce niveau d'amputation a également été utilisé afin de catégoriser les membres résiduels selon leur longueur par rapport au membre non amputé. Les sujets ont été séparés en trois catégories : les membres résiduels courts, pour lesquels la longueur du fémur amputé était inférieure à 50 % de la longueur du fémur sain, les membres résiduels moyens, avec une longueur de fémur amputé comprise entre 50 % et 80 % du fémur sain, et enfin les membres résiduels longs, qui constituaient le groupe de personnes désarticulées du genou pour lesquels la diaphyse fémorale était entièrement conservée (Figure 46).

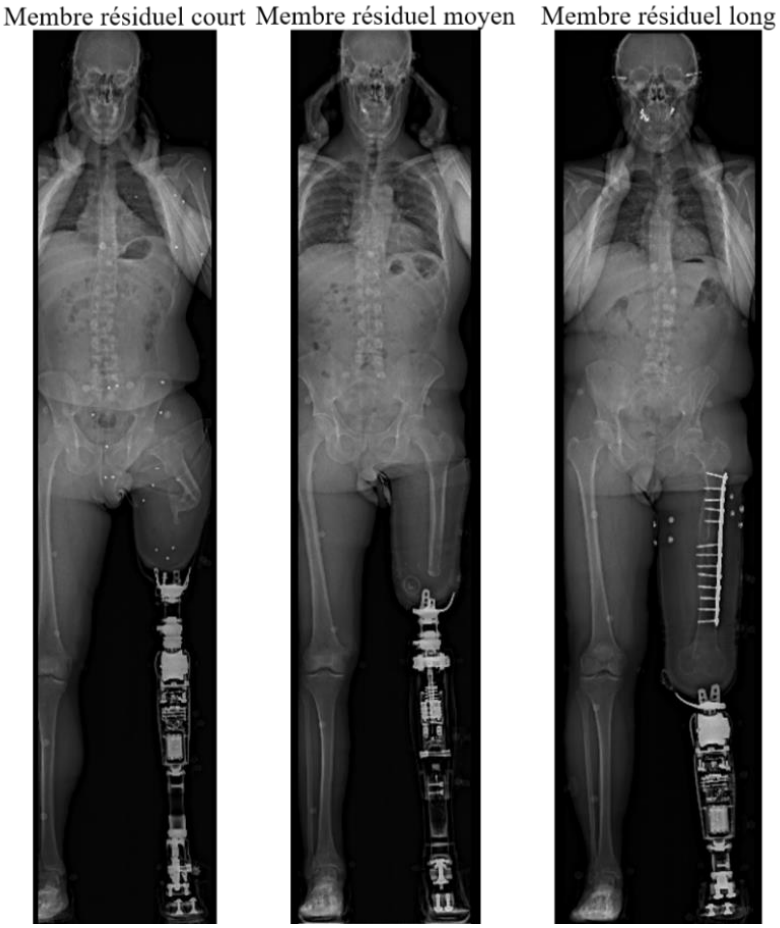


Figure 46 : Radiographies de sujets ayant des membres résiduels courts, moyens et longs.

Construction d'un modèle musculosquelettique personnalisé du membre résiduel et du bassin - Personnalisation du modèle

Une transformation de krigeage a été calculée entre les géométries osseuses génériques du bassin et du fémur et les géométries personnalisées. À cette fin, un tiers des nœuds des maillages du bassin et du fémur, aléatoirement répartis sur l'ensemble des surfaces, a été utilisé comme points de contrôle pour le krigeage (Figure 47a). Cette transformation a par la suite été appliquée aux insertions musculaires définis sur le modèle osseux générique, décrit au § 2.3.2.2 - Géométries osseuses, afin d'obtenir les insertions musculaires personnalisées avec la géométrie osseuse personnalisée (Figure 47a et Figure 47b).

Le fémur amputé obtenu par le processus décrit au § 2.3.2.2 - Géométries osseuses, a, par la suite, été substitué au fémur sains et les insertions musculaires situées sous le niveau de l'amputation ont été rattachées à l'extrémité distale du fémur (Figure 47c).

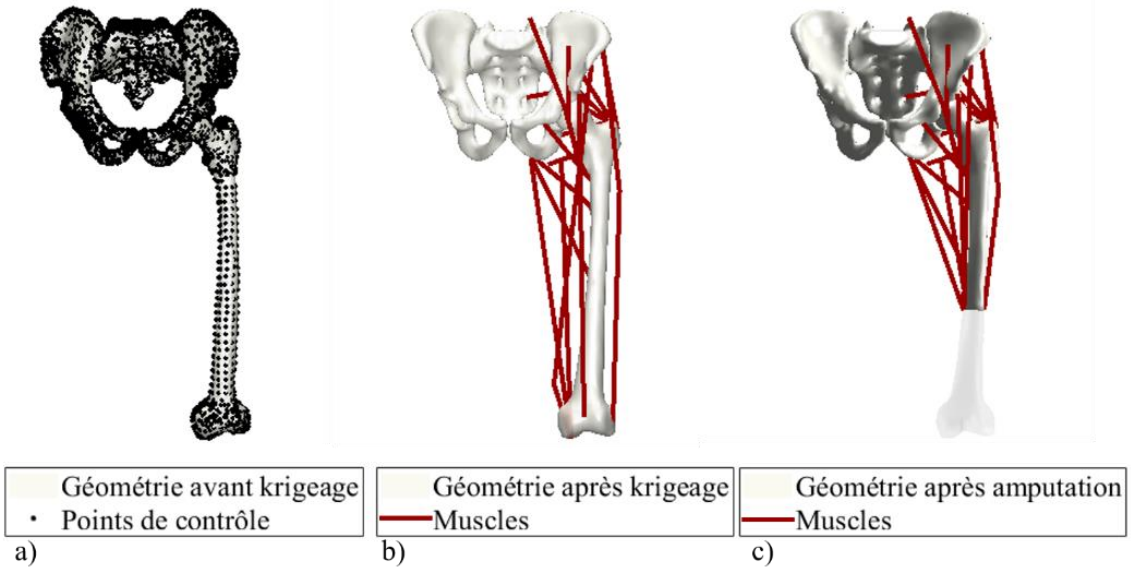


Figure 47 : Personnalisation de la géométrie. Des points de contrôle sont définis sur les géométries osseuses (a). La transformation de krigeage entre la géométrie osseuse générique de EOS et la géométrie osseuse personnalisé (b) permet de définir les insertions musculaires personnalisées. Une dernière étape consiste à couper le fémur à la hauteur de l'amputation et à insérer les muscles en dessous de ce niveau sur l'extrémité distale du fémur coupé.

Les modèles musculosquelettiques personnalisés sont présentés à la Figure 50.

Optimisation statique

L'effort et le moment du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment du bassin exprimé au centre de la tête fémorale sont distribués entre les actions musculaires, les actions ligamentaires, et les actions de contact. Bien que les actions ligamentaires soient négligées dans cette approche, du fait de l'important nombre de muscles du modèle, 18, le modèle est sous-contraint. On a en effet plus d'inconnus que d'équations. Une des méthodes de résolution consiste à

appliquer une démarche d'optimisation comme l'optimisation statique dont le but est de minimiser une fonction coût à chaque pas de temps tout en respectant un certain nombre de critères. La méthode présentée ici a été inspirée des travaux de (Crowninshield et al., 1981) et reposait sur la minimisation de la somme des ratios des efforts musculaires développés sur les efforts isométriques maximaux Équation 16).

Équation 16 : (3) $J(x) = \sum_{i=1}^{n} \left(\frac{F_i}{F_i^{max}}\right)^2$

Avec x le vecteur des n efforts musculaires F_i à déterminer. F_i^{max} l'effort isométrique maximal. Dans le contexte de la marche asymptomatique, en négligeant le moment des actions de contact de la liaison de la hanche, ainsi que les celui des actions ligamentaires il venait alors :

Équation 17 : $M_{CTF} = \sum_{i=1}^{n} \overrightarrow{F_i} \wedge \overrightarrow{r_i}$

Avec r_i, le bras de levier entre le point d'application de l'effort F_i et le centre de la tête fémorale et M_{CTF} le moment au centre de l'articulation de la hanche, en l'occurrence le centre de la tête fémorale. En décomposant ce moment selon les trois directions de l'espace, il venait :

Équation 18 : $\begin{cases} \begin{pmatrix} r_{abd1} & \cdots & r_{abdn} \\ r_{rot1} & \cdots & r_{rotn} \\ r_{flex1} & \cdots & r_{flexn} \end{pmatrix} \times x = \begin{bmatrix} M_{abd} \\ M_{rot} \\ M_{flex} \end{bmatrix} \\ 0 \leq x \leq F^{max} \end{cases}$

Ici r_{abdi}, r_{roti}, r_{flexi} correspondaient respectivement aux bras de leviers du muscle i pour l'abduction/adduction, la rotation interne/externe et la flexion/extension de la hanche. M_{abd}, M_{rot}, M_{flex} étaient les trois moments d'abduction/adduction, de rotation et de flexion/extension du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le segment associé au bassin, exprimés au centre de la tête fémorale. Les critères de l' Équation 18 signifiaient d'une part que chaque muscle développant un effort de traction, $F_{i'}$, et présentant un bras de levier, r_i, avec le centre de l'articulation, entraînait au niveau de cette articulation un moment M_i. De plus, il a également été supposé ici que l'effort développé par chaque muscle sur les structures osseuses était nécessairement un effort de traction. Cela impliquait que l'effort F_i était nécessairement positif ou nul. En outre, une autre hypothèse formulée ici consistait à dire que l'effort F_i ne pouvait pas dépasser l'effort isométrique maximal du muscle F_i^{max}.

Dans notre cas, les valeurs des efforts isométriques maximaux étaient proportionnelles aux PCSA des muscles définis dans le modèle Gait 2354_simbody. Les moments d'abduction/adduction et de flexion/extension du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment du bassin exprimé au centre de la tête fémorale, ont été calculés durant l'analyse quantitative du mouvement (§2.3.2.2 - Calcul des torseurs intersegmentaires). Les bras de leviers ont été calculés selon la méthode décrite par (Zajac et al., 1989). Pour évaluer le modèle, les bras de leviers d'un sujet désarticulé du genou ont été comparés avec les bras de levier exportés du modèle Gait 2354_simbody. Pour cela, les bras de leviers ont été calculés pour des valeurs d'angles de hanche comprises entre -120 ° et +120 °, successivement dans le plan sagittal et dans le plan frontal.

La contrainte décrite à l'Équation 18 a initialement été pensée pour la marche asymptomatique. Comme cela a été détaillé au chapitre 1.2, les efforts musculaires ne sont pas les seuls efforts à intervenir dans le calcul du moment résultant du torseur des actions mécaniques du membre résiduel sur le segment associé au bassin exprimé au centre de la tête fémorale. En effet, la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique est une action mécanique non négligeable intervenant dans ce torseur (Équation 19) puisqu'elle permet théoriquement de transmettre plus de 50 % de l'effort vertical appliqué par l'emboîture au membre résiduel (Radcliffe, 1955; Pritham, 1990) (§ 1.2.1). Dans le cadre de cette étude ce n'est pas la résultante de l'effort repris par l'appui ischiatique qui importait, mais bien le moment à la hanche induit par cette résultante. En particulier, ces efforts ont, ici, été supposés engendrer uniquement un moment d'abduction (Équation 20).

Équation 19 : $$\begin{cases} \{T_{MR\to B}\}_{CTF} = \left\{\vec{F}_{MR\to B} \quad \vec{M}^{CTF}_{MR\to B}\right\} \\ F_{MR\to B_{vertical}} \geq 0{,}5 \times F_{Hanche_{vertical}} \end{cases}$$

Sans plus de données, il n'était pas possible de savoir précisément quelle était la part du moment d'abduction net à la hanche induit par la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique. Il a donc été supposé que ce moment, $M^{CTF}_{MR\to B_{abd}}$, était compris entre 0 % et 100 % du moment d'abduction de la hanche, $M^{CTF}_{Hanche_{abd}}$ (Équation 20).

Équation 20 : $M^{CTF}_{MR\to B_{abd}} = k \times M^{CTF}_{Hanche_{abd}},\ k \in [0\,;1]$

Pour simplifier les notations, M_i désigne pour la suite la i[ème] composante du moment du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment associé au bassin exprimé au centre de la tête fémorale, $M^{CTF}_{Hanche_i}$. En outre, en première approximation le moment de rotation de la hanche n'a pas été considéré pour le calcul des efforts musculaires. La nouvelle contrainte était donc la suivante Équation 21 :

Équation 21 : $$\begin{cases} \begin{pmatrix} r_{abd1} & \cdots & r_{abdn} \\ r_{rot1} & \cdots & r_{rotn} \\ r_{flex1} & \cdots & r_{flexn} \end{pmatrix} \times x = \begin{bmatrix} (1-k)M_{abd} \\ 0 \\ M_{flex} \end{bmatrix},\ k \in [0\,;0{,}5\,;1] \\ 0 \leq x \leq F^{max} \end{cases}$$

D'autres contraintes ont été ajoutées au calcul des bras de leviers. En effet, le calcul de certains bras de levier pouvait amener à des incohérences. À titre d'exemple, le muscle gracile était un des muscles participant à la flexion de hanche. Néanmoins, sur une certaine plage d'angles, le bras de levier induit par la position du muscle pouvait engendrer un moment d'extension (Figure 48). Pour pallier ce problème, les bras de levier ont été fixés à zéro lorsque ceux-ci impliquaient un moment inverse à celui normalement prévu pour le muscle.

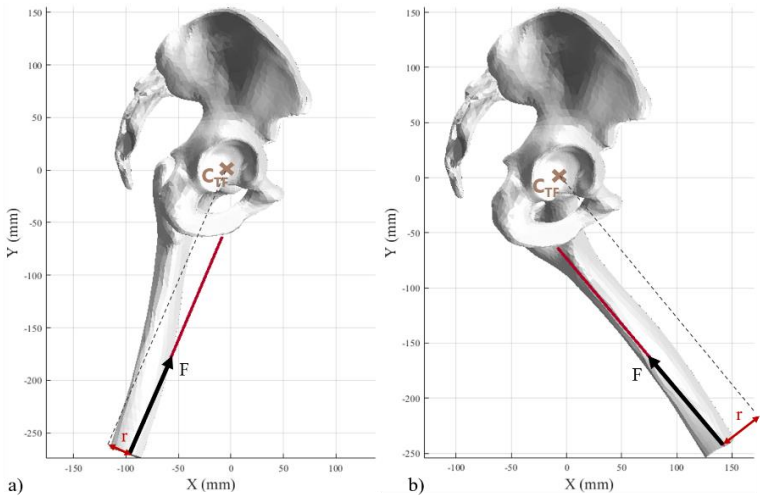


Figure 48 : Bras de levier du muscle gracile dans deux positions de hanche : en extension (a) et en flexion(a). Lorsque la hanche est en flexion, par exemple de 50° (b), le bras de levier calculé pour cette position de muscle implique un moment d'extension de hanche ce qui va à l'encontre du rôle de fléchisseur du gracile. Dans ce cas le bras de levier était forcé à la valeur nulle.

2.3.2.3 Résultats

Torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment associé au bassin estimé au centre de la hanche

Les moments d'abduction/adduction et de flexion/extension au centre de l'articulation de la hanche sont présentés pour chaque sujet à la Figure 49. Durant la phase d'appui, à l'exception de l'attaque de talon, dans le plan frontal, le moment était principalement un moment d'abduction. Dans le plan sagittal, l'appui débutait par un moment d'extension de hanche, pour finir avec un moment de flexion.

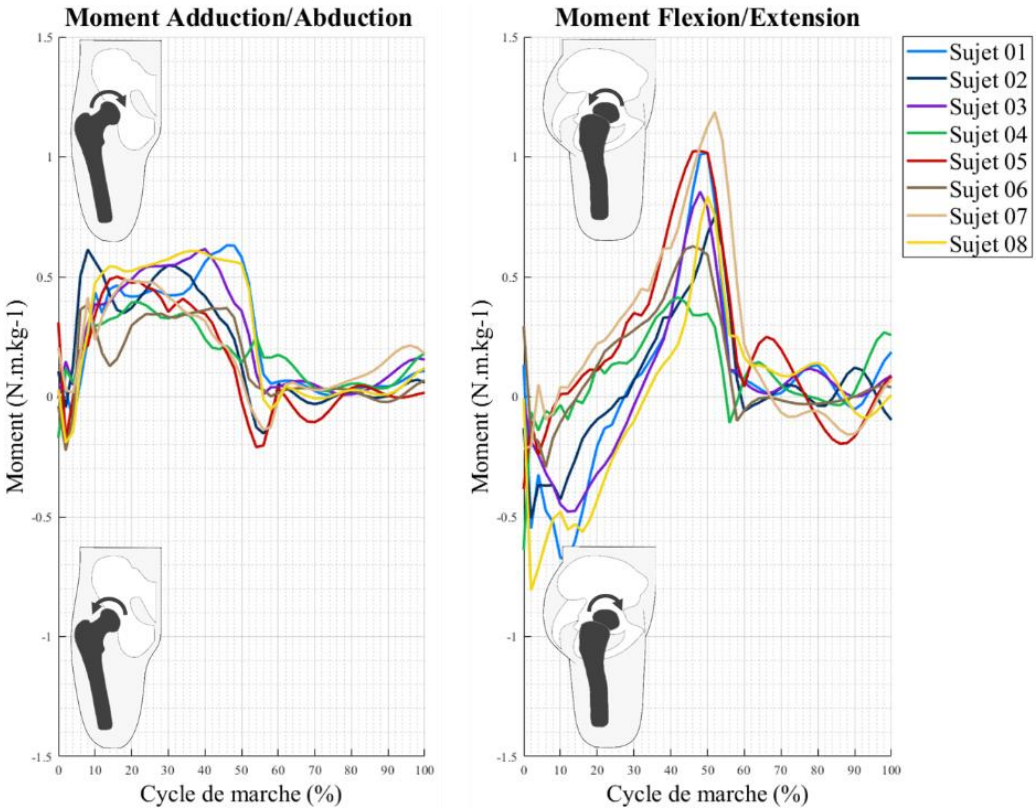


Figure 49 : Moments résultants d'abduction et de flexion de la hanche exprimés au centre de la tête fémorale obtenus grâce à la méthode de la dynamique inverse pour les huit sujets de l'étude.

Personnalisation du modèle musculosquelettique

L'ensemble des modèles musculosquelettiques obtenus durant cet étude sont illustrés à la Figure 50.

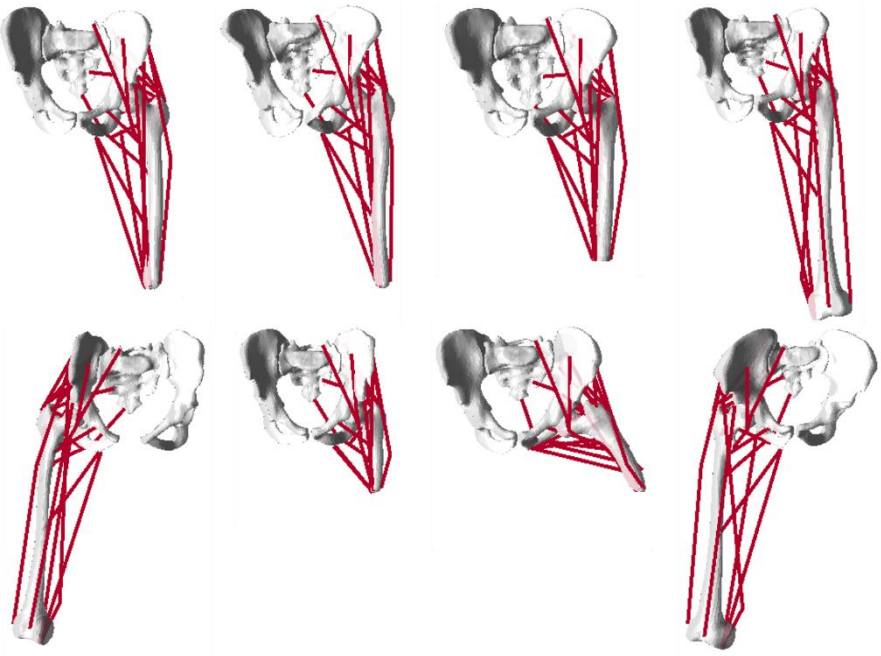


Figure 50 : Modèles musculosquelettiques des membres résiduels et bassins des sujets de la base de données BD-1 et BD-3.

L'évaluation du calcul des bras de levier du modèle musculosquelettique par rapport aux bras de leviers d'OpenSim sont présentés dans le plan sagittal à la Figure 51 et dans le plan frontal à la Figure 52.

Dans le plan sagittal, les bras de leviers obtenus étaient visuellement en accord avec ceux exportés depuis OpenSim, la principale différence étant que dans le cas de cette étude, les bras de leviers induisant des moments inverses à ceux prévus pour le muscle étaient associés à une valeur nulle. Dans le plan frontal des écarts plus importants étaient visibles entre les deux modèles.

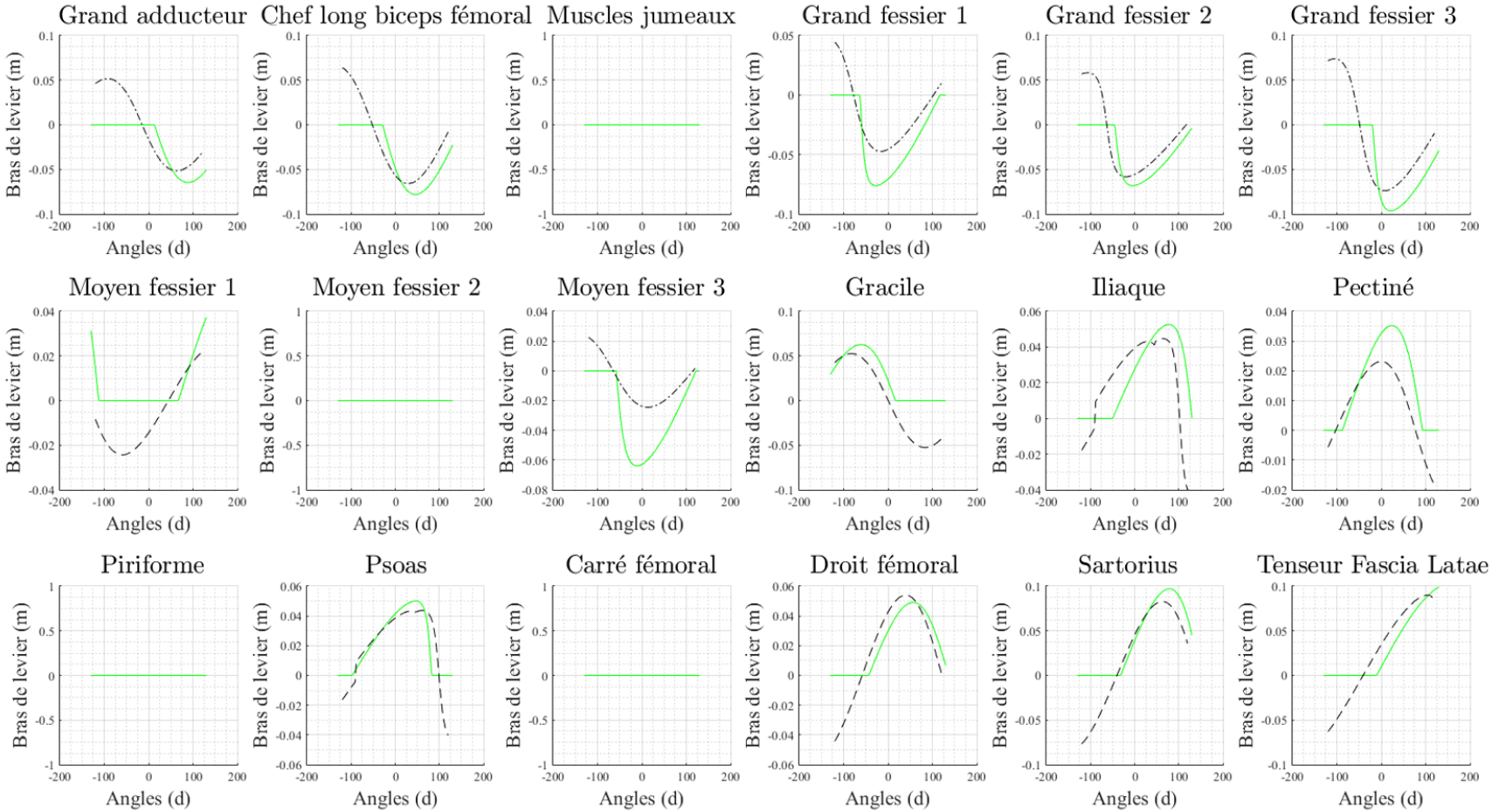


Figure 51 : Comparaison de l'estimation des bras de leviers par OpenSim (en noir) et de l'estimation du modèle musculosquelettique de l'étude pour un sujet désarticulé du genou de la base BD-1 (en vert) dans le plan sagittal.

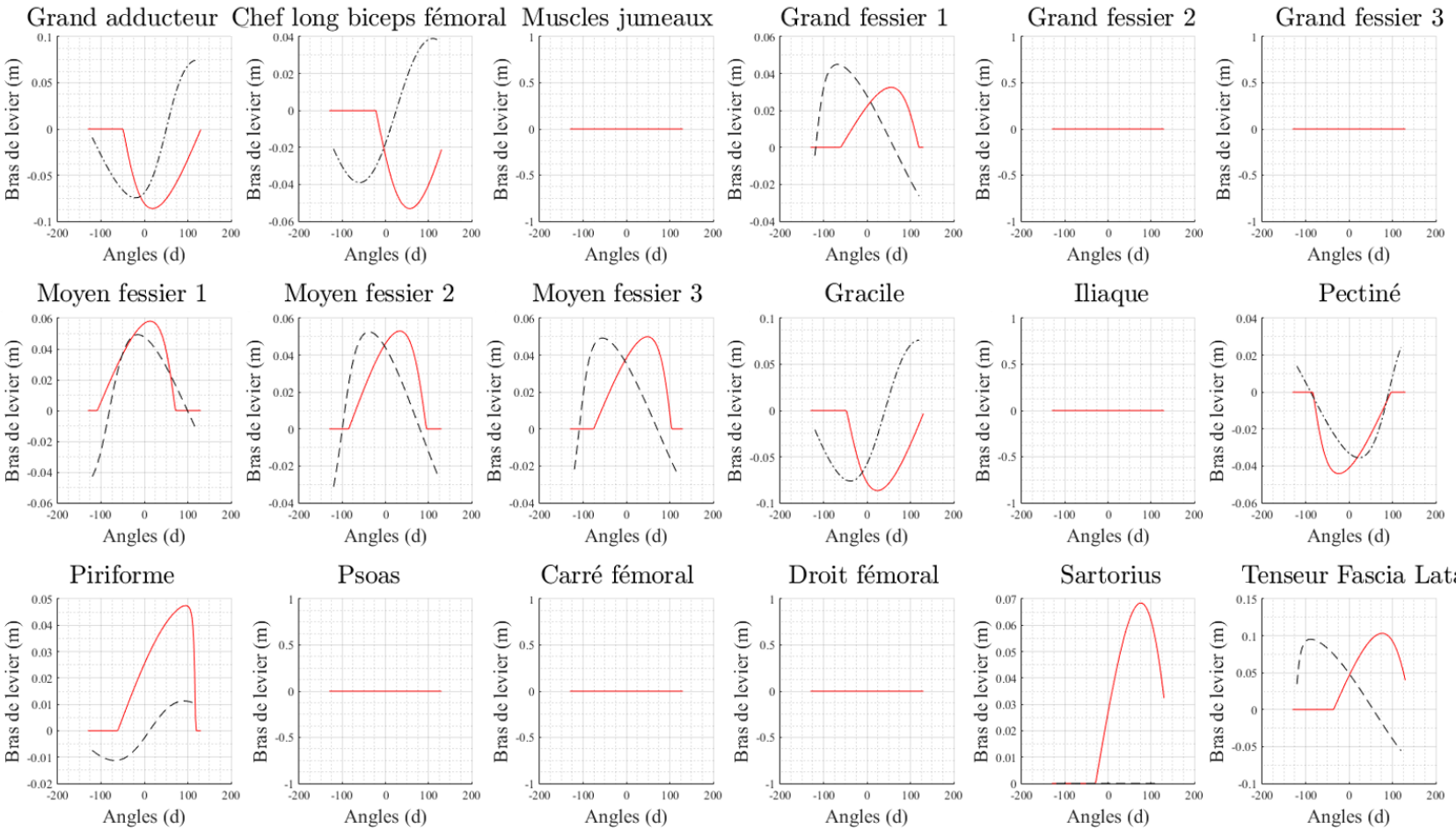


Figure 52 : Comparaison de l'estimation des bras de leviers par OpenSim (en noir) et de l'estimation du modèle musculosquelettique de l'étude pour un sujet désarticulé du genou de la base BD-1 (en rouge) dans le plan frontal.

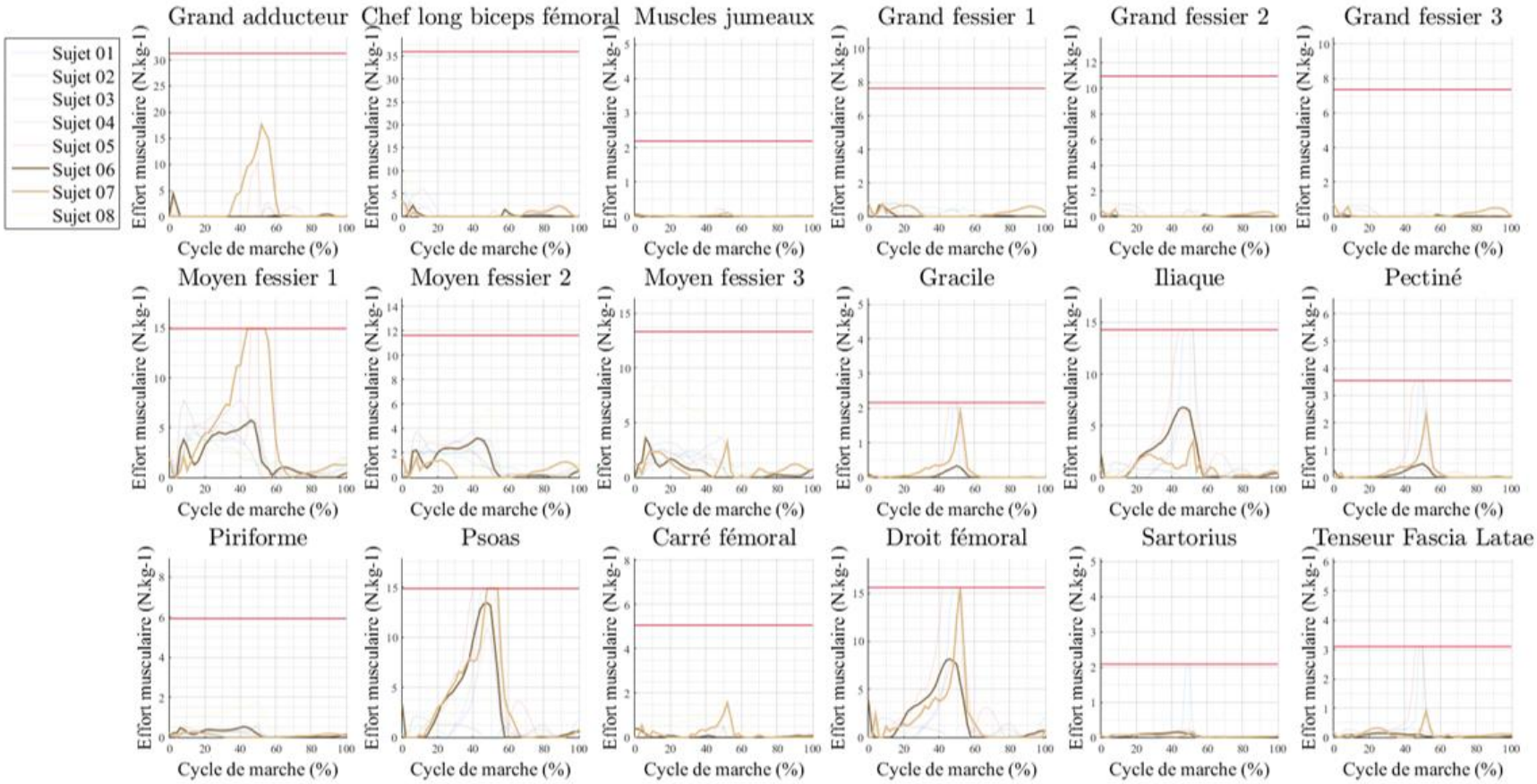


Figure 53 : Estimation des efforts musculaires des muscles de la hanche après optimisation statique. Les courbes non grisées correspondent aux sujets ayant un membre résiduel court. Ici, le moment d'abduction induit par l'appui ischiatique n'est pas pris en compte pour le calcul des efforts. Le trait horizontal rouge indique l'effort isométrique maximal tel que défini dans OpenSim.

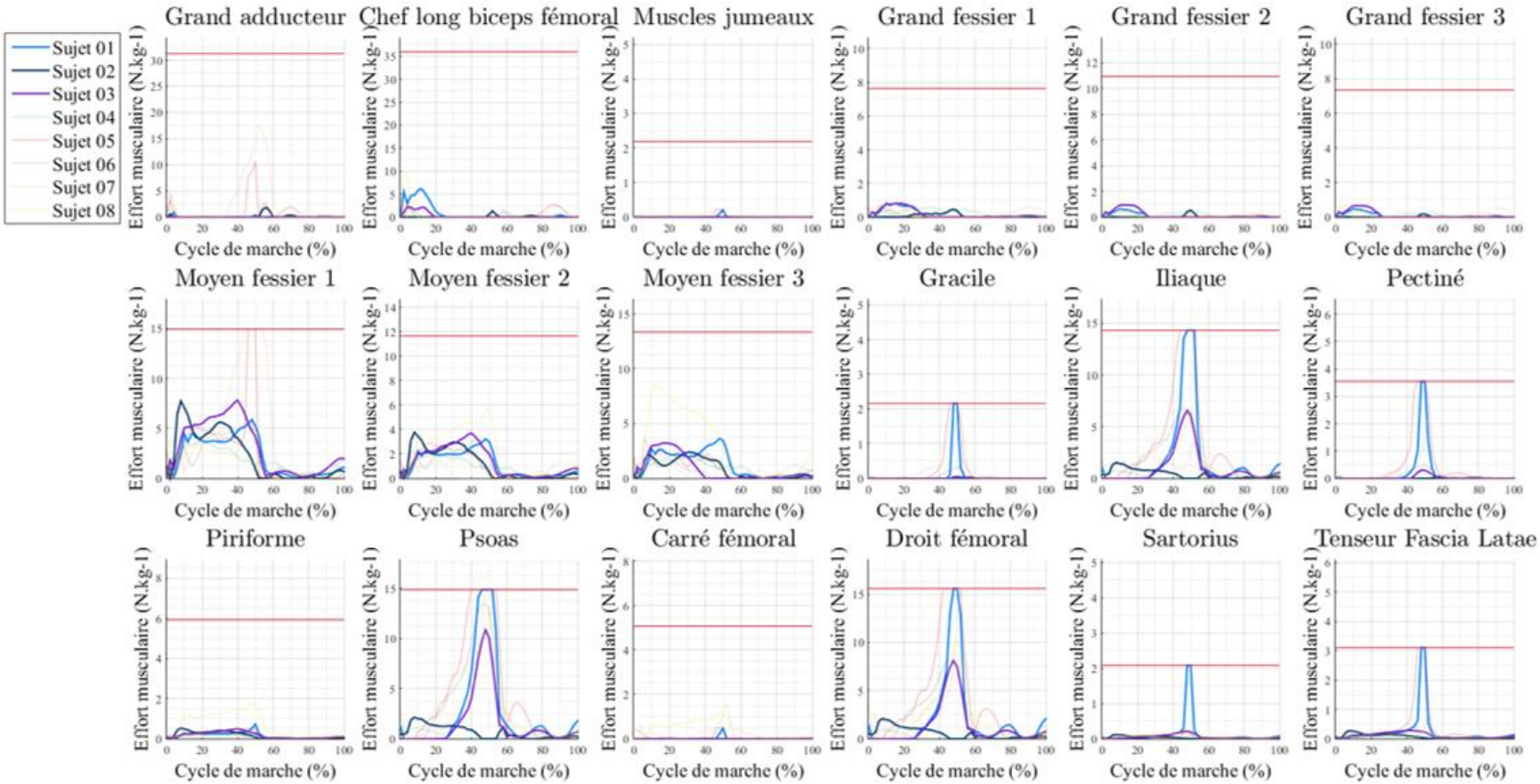


Figure 54 : Estimation des efforts musculaires des muscles de la hanche après optimisation statique. Les courbes non grisées correspondent aux sujets ayant un membre résiduel moyen. Ici, le moment d'abduction induit par l'appui ischiatique n'est pas pris en compte pour le calcul des efforts. Le trait horizontal rouge indique l'effort isométrique maximal tel que défini dans OpenSim.

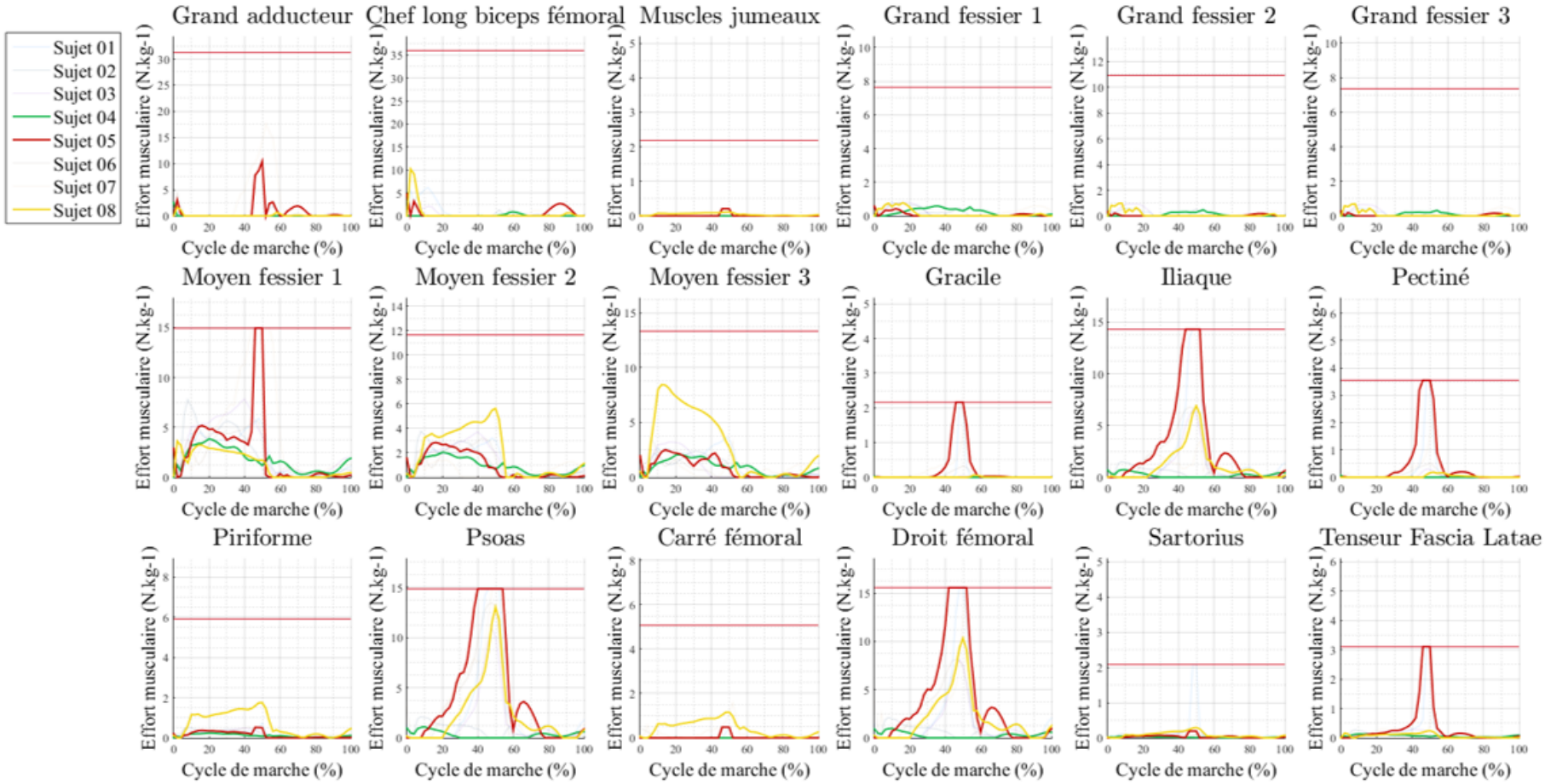


Figure 55 : Estimation des efforts musculaires des muscles de la hanche après optimisation statique. Les courbes non grisées correspondent aux sujets ayant un membre résiduel long. Ici, le moment d'abduction induit par l'appui ischiatique n'est pas pris en compte pour le calcul des efforts. Le trait horizontal rouge indique l'effort isométrique maximal tel que défini dans OpenSim.

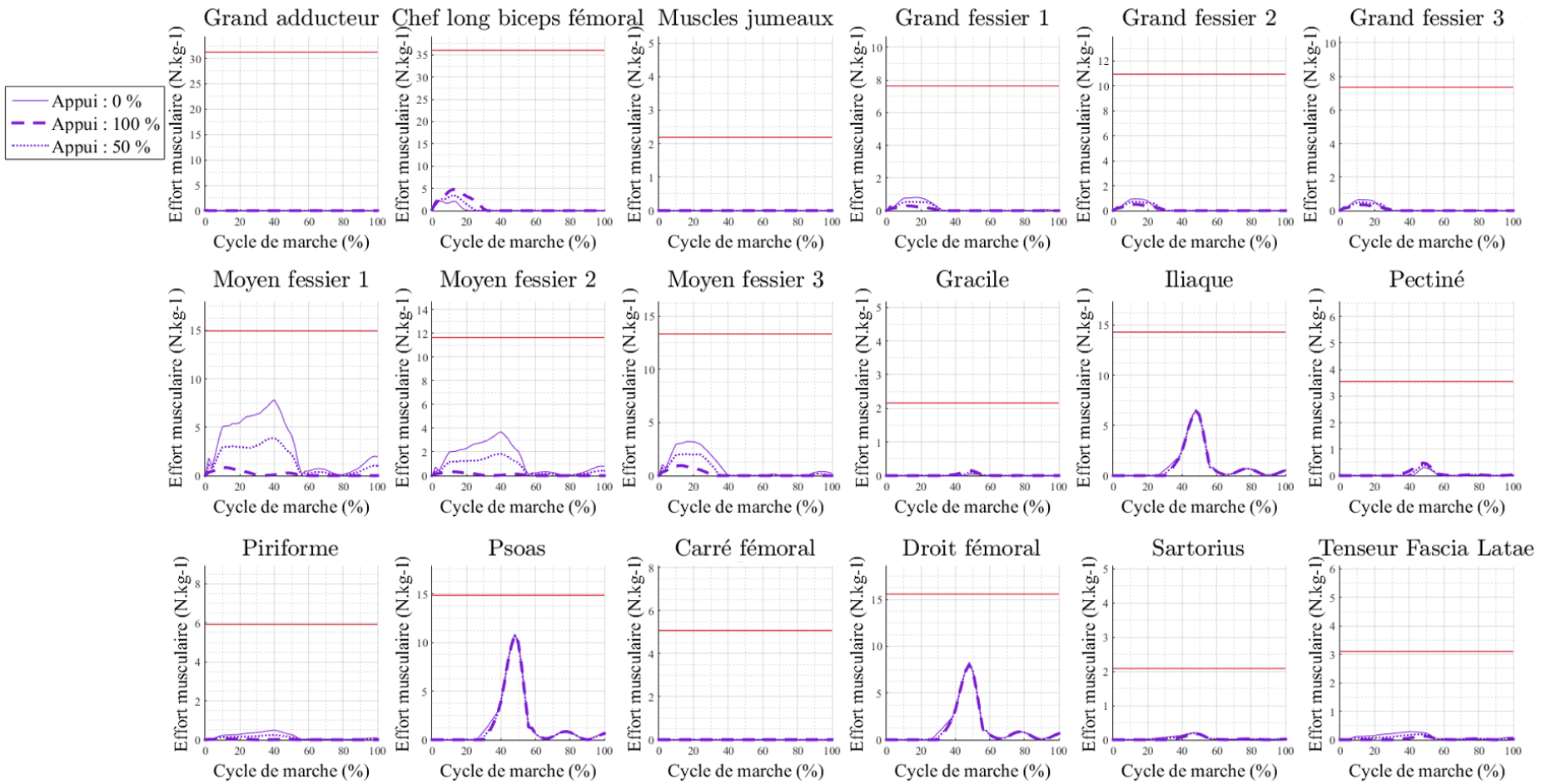


Figure 56 : Efforts musculaires estimés pour le sujet 03 (membre résiduel moyen), pour trois conditions d'appui : 0 % d'appui ischiatique, 50 % d'appui ischiatique et 100 % d'appui ischiatique

Efforts musculaires au cours de la marche à plat

Les courbes d'efforts obtenues pour chaque sujet, sans prise en compte des efforts repris par l'appui ischiatique (Équation 21), sont présentées aux Figure 53 pour les sujets ayant un membre résiduel court, Figure 54 pour les sujets ayant un membre résiduel moyen et Figure 55 pour les sujets ayant un membre résiduel long. Pour chaque sujet, l'optimisation était réalisée en moins de 8 secondes.

Les muscles abducteurs de hanche du modèle musculosquelettique étaient la première portion du grand fessier ainsi que le moyen fessier le muscle piriforme, le sartorius et le tenseur du fascia latae. Parmi ces muscles, le moyen fessier était le muscle développant le plus d'effort durant la marche appareillée pour l'ensemble des sujets. En outre, les différentes portions du moyen fessier développaient un effort sur l'ensemble de la phase d'appui, à l'exception de l'attaque talon initiale. Il s'agissait d'ailleurs du muscle abducteur de hanche ayant l'effort isométrique maximal le plus important, 40 $N.kg^{-1}$.

Les muscles extenseurs de hanche, le grand adducteur, le biceps fémoral, le grand fessier et la troisième portion du moyen fessier, étaient recrutés au début de la phase d'appui. À la fin de la phase d'appui, les muscles fléchisseurs de hanche, soient la première portion du moyen fessier, le gracile, l'iliaque, le piriforme, le psoas, le droit fémoral, le sartorius et enfin le tenseur du fascia latae, étaient les muscles les plus recrutés. En particulier l'ilio-psoas et le droit fémoral étaient les muscles déployant le plus d'effort en fin de phase d'appui puisqu'il s'agissait des muscles ayant les efforts isométriques maximaux les plus importants des muscles fléchisseurs.

Sur certains sujets, sujets 01, 05 et 07, une saturation des muscles fléchisseurs de hanche survenait dans le calcul des efforts musculaires entre 40 % et 55 % du cycle de marche. Ces trois sujets étaient également les seuls sujets pour lesquels le moment de flexion au centre de la tête fémorale dépassait 1 $N.m.kg^{-1}$ à cet instant du cycle de marche (Figure 49).

Impact de la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique sur l'estimation des efforts musculaires du modèle

L'impact du moment induit par la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique, exprimé au centre de la tête fémorale, sur l'estimation des efforts musculaires est illustré pour le sujet 03 (Figure 56). Un comportement semblable était observé pour l'ensemble des sujets de l'étude.

Le moment d'abduction du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment associé au bassin, exprimé au centre de la tête fémorale, était réduit entre 0 % et 100 % (Équation 21). Une réduction de ce moment se traduisait principalement par une diminution des efforts musculaires fournis par les muscles abducteurs de hanche, notamment visible sur le moyen fessier.

2.3.2.4 Discussion

L'estimation des efforts des muscles s'insérant sur le membre résiduel au cours de la marche appareillée n'a fait l'objet que de peu d'attention dans la littérature. De surcroît, les études s'intéressant à ces efforts calquent les méthodes développées pour la marche asymptomatique négligeant l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel, en particulier au niveau de l'appui ischiatique, au cours de la marche appareillée.

Cette étude présente un modèle musculosquelettique du membre résiduel fémoral et du bassin permettant d'estimer les actions mécaniques exercées par les muscles de la hanche durant la marche en considérant l'impact des efforts repris par l'appui ischiatique sur le moment d'abduction de cette articulation. Pour cela les données d'analyse quantitative du mouvement de huit sujets amputés au niveau fémoral, constituant les bases de données BD-1 et BD-3 (§ 2.1), ont été exploitées afin de calculer le torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin et en particulier les composantes du moment de ce torseur suivant les axes de flexion et d'abduction de hanche. Un modèle musculosquelettique personnalisé simplifié a été construit pour chaque sujet à partir d'un modèle générique issu d'OpenSim (Gait 2354_simbody). Enfin une optimisation statique a été conduite pour chaque modèle afin d'estimer les efforts des muscles du modèle en adaptant les contraintes de l'optimisation afin de prendre en compte le moment du torseur d'actions mécaniques de contact entre le membre résiduel et l'emboiture au niveau de l'ischion exprimé au centre de hanche suivant l'axe d'abduction.

Les moments d'abduction/adduction et de flexion/extension du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le segment du bassin, exprimés au centre de l'articulation de la hanche, étaient obtenus par application de la méthode de la dynamique inverse. Le moment d'abduction maximal moyen sur l'ensemble des sujets était de 0,5 $N.m.kg^{-1}$ tandis que le moment d'extension maximal moyen était de -0,5 $N.m.kg^{-1}$ et que le moment de flexion maximal moyen était de 0,7 $N.m.kg^{-1}$. Ces moments étaient en accord avec les valeurs et allures des courbes fournies par la littérature (Sjödahl et al., 2002; Segal et al., 2006; Villa, 2014b; Heitzmann et al., 2020). Les études de la littérature ont notamment montré que ce moment d'abduction était plus faible dans la population de personnes amputées que chez les sujets sains. À l'inverse, chez certains sujets amputés, le moment de flexion pouvait être plus important que chez les sujets sains avec des moments dépassant les 1 $N.m.kg^{-1}$ (Sjödahl et al., 2002; Heitzmann et al., 2020). Les résultats de ces études sont cohérents avec ceux présentés ici pour lesquels trois des sujets de la base de données avaient un moment de flexion de hanche supérieur à 1 $N.m.kg^{-1}$ entre 50 % et 60 % du cycle de marche.

En ce qui concerne le modèle musculosquelettique, la simplification du modèle comprenait, entre autres, une simplification de la définition des bras de levier vis-à-vis du modèle générique d'OpenSim ainsi que

l'omission du moment de rotation pour le calcul des actions des muscles de la hanche. Les calculs duraient ainsi moins de 8 secondes et permettaient tout de même de visualiser l'impact de la résultante des efforts repris l'appui ischiatique sur l'estimation des efforts musculaires, particulièrement sur les muscles abducteurs de hanche. Cependant, sur certains sujets, une saturation des efforts était observée sur les muscles fléchisseurs de hanche en fin de phase d'appui.

Les membres résiduels ont été séparés en trois groupes en fonction leur longueur, cependant ce paramètre n'avait pas d'influence notable sur les résultats. Des cohortes de sujets plus importantes par catégorie permettraient de conforter ces observations.

La résultante des efforts repris par l'appui ischiatique a été prise en compte dans le bilan des actions mécaniques appliqués au bassin pour réaliser pour l'optimisation statique du modèle. Une diminution de 0 %, 50 % et 100 % de la valeur du moment d'abduction au centre de la tête fémorale du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment associé au bassin estimé par dynamique inverse était appliquée aux contraintes de l'optimisation statique. L'impact des efforts repris par l'appui était alors observable sur l'ensemble des muscles abducteurs de hanche, et en particulier sur le moyen fessier dont l'action pouvait être divisée de moitié entre un effort induisant un moment de 0 % ou 50 % du moment résultant d'abduction exprimé au centre de la liaison de la hanche. En outre, cette diminution de l'action du moyen fessier entraînait une perte de moment net d'extension de hanche de la part de ce muscle et donc en une augmentation de l'action du chef long du biceps permettant de compenser cette perte. Les résultats n'ont été présentés ici que pour un des sujets de la base de données car les mêmes conclusions pouvaient être tirées des courbes des autres sujets.

Concernant les efforts musculaires, les valeurs calculées sans prendre en compte l'appui ischiatique ont été comparées à la littérature et en particulier aux études de (Mohamed, 2018; Harandi et al., 2020) puisqu'il s'agissait des seules études présentant des résultats d'efforts musculaires estimés, au minimum pour la phase d'appui, avec des modèles musculosquelettiques prenant en compte à la fois la flexion et l'abduction de hanche. La comparaison avec l'étude de (Harandi et al., 2020) est présentée à la Figure 57. Hormis pour les courbes sujettes à saturation, les amplitudes des efforts estimés sur l'ensemble de la phase d'appui étaient en accord dans les deux études. Des écarts étaient toutefois notables, notamment l'activation des ischios-jambiers en fin de phase d'appui. En effet dans le modèle de (Harandi et al., 2020) les ischio-jambiers comprenaient le chef long du biceps fémoral, le muscle gracile ainsi que le semi-membraneux et le semi-tendineux et les choix des degrés de libertés sur lesquels agissaient chacun des muscles n'ont pas été précisés. Dans notre cas seuls le biceps fémoral et le gracile étaient inclus dans les ischios-jambiers. Le muscle gracile a été considéré comme un fléchisseur de hanche ce qui explique l'activation décelée en fin de phase d'appui.

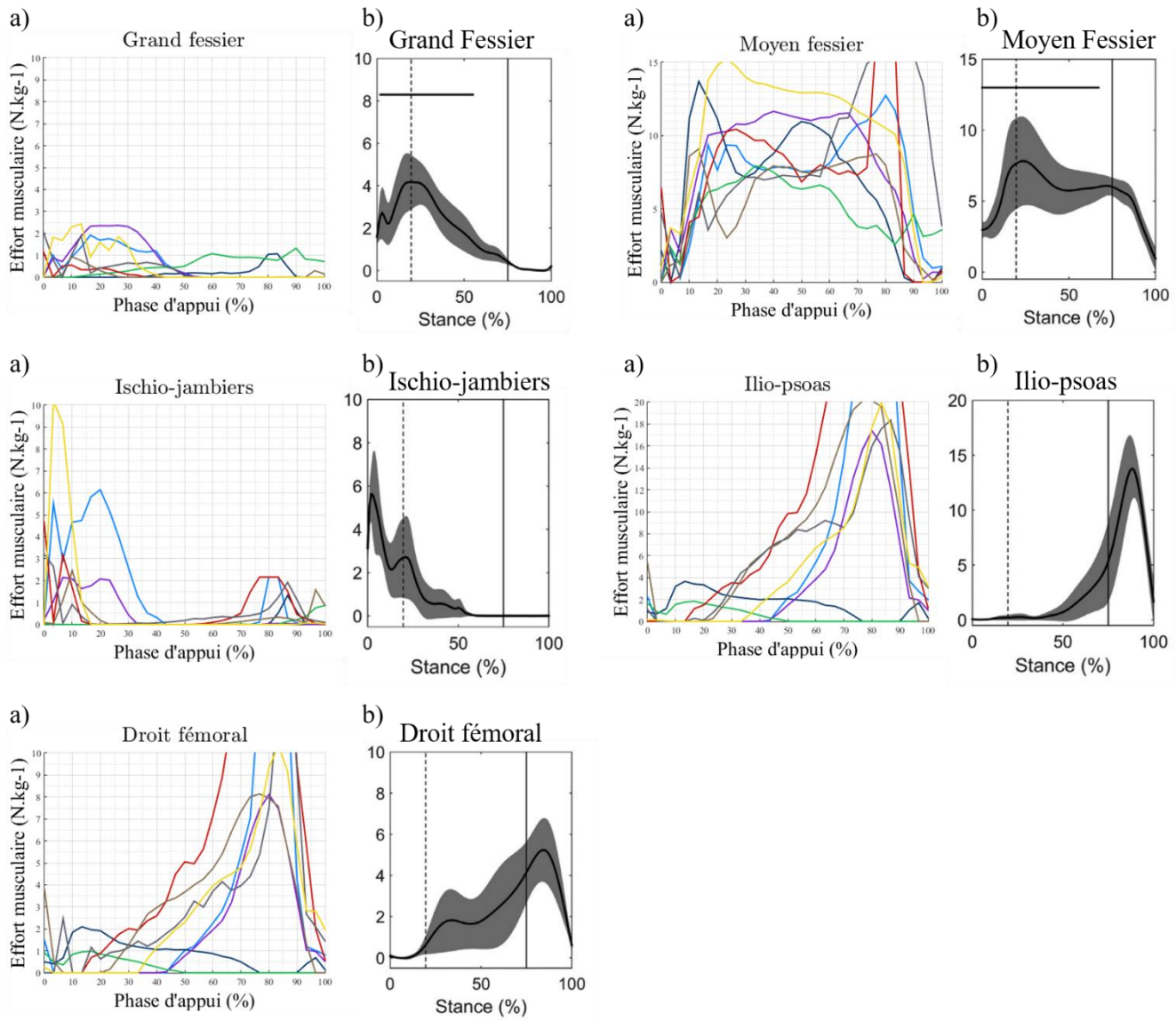


Figure 57 : Comparaison des résultats de la présente étude (a) avec ceux présentés par (Harandi et al., 2020) *(b)*

(Mohamed, 2018) ont également proposé un modèle musculosquelettique du membre amputé fémoral. Les courbes rapportées dans l'article ont alors été comparées aux courbes obtenues dans la présente étude (Figure 58). Les instants d'activation des muscles étaient semblables d'une étude à l'autre cependant des écarts en termes d'amplitudes étaient observables. Par exemple, sur le droit fémoral, l'effort maximal estimé pour les deux sujets de l'étude de (Mohamed, 2018) était inférieur à 8 $N.kg^{-1}$, tandis que ce maximum était de 10 $N.kg^{-1}$, pour les sujets sans saturation dans les résultats de ce chapitre. De plus, en ce qui concerne le biceps fémoral, le premier pic d'activation, en début de phase d'appui était inférieur à 1 $N.kg^{-1}$ dans l'étude de (Mohamed, 2018) alors que le second pic, détecté en milieu de phase pendulaire valait 1,5 $N.kg^{-1}$. Dans le cas des résultats présentés ici, le premier pic était au maximum de 10 $N.kg^{-1}$, alors que le second pic s'élevait à 2,5 $N.kg^{-1}$. Ces résultats étaient toutefois en accord avec l'étude de (Harandi et al., 2020) pendant la phase d'appui qui présentait un maximum compris entre 5 et 8 $N.kg^{-1}$. Enfin, en dehors des sujets présentant une saturation, les efforts détectés

pour le grand adducteur étaient jusqu'à 3,5 N.kg^{-1} plus faibles dans les résultats présentés ici que pour l'étude de (Mohamed, 2018).

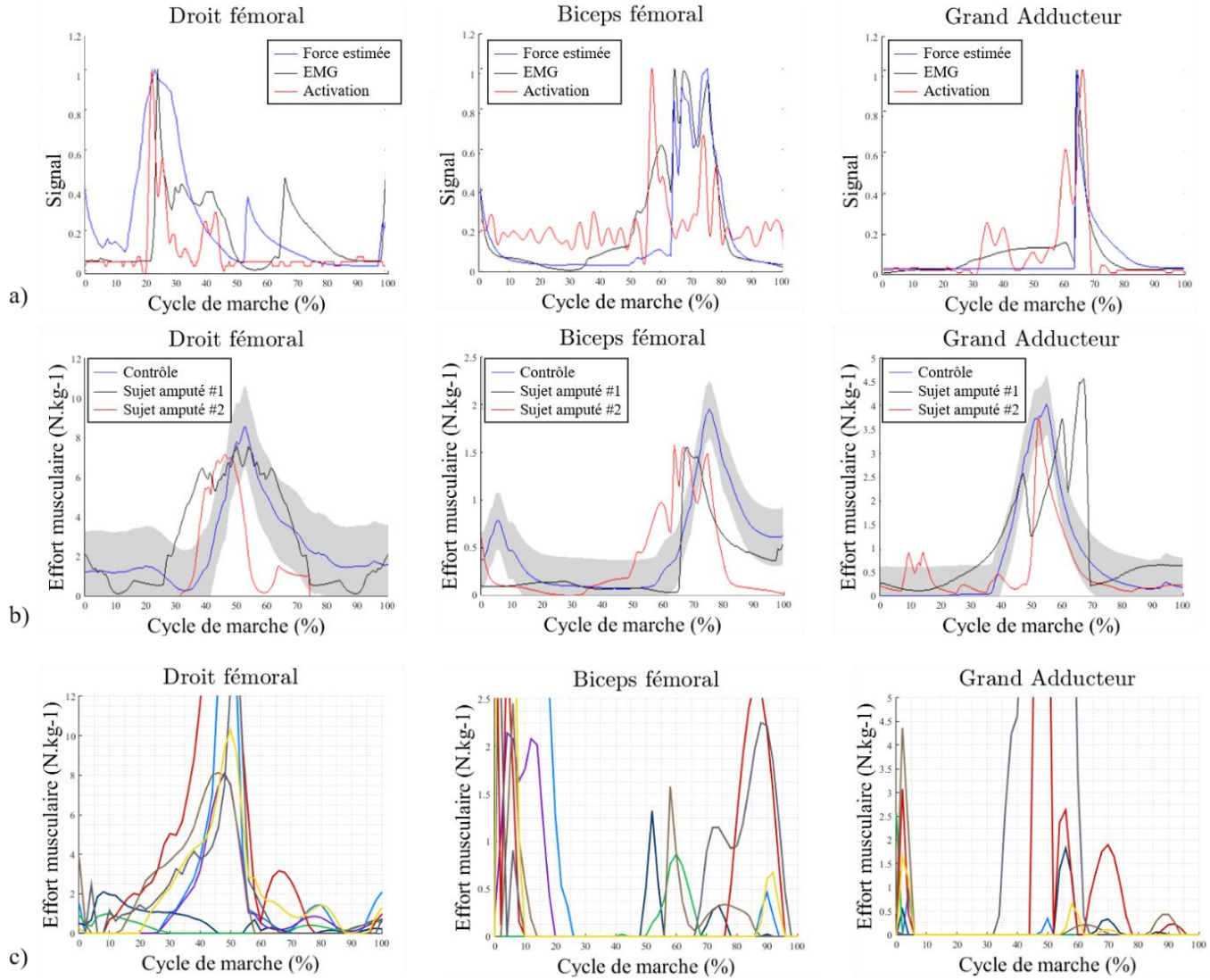


Figure 58 : Comparaison des résultats obtenus pour le droit fémoral, le biceps fémoral et le grand adducteur de la présente étude (c) avec l'étude de (Mohamed, 2018) *sur les efforts musculaires estimés du côté prothétique (b). Les résultats des activations musculaires détectées par EMG et calculées par un modèle de contrôle musculaire sont également présentés(a).*

Pour ces deux études, des comparaisons à différents instants du cycle de marche sont présentées au Tableau 10.

Muscles	Effort à 15 % du cycle ($N.kg^{-1}$)	Effort à 25 % du cycle ($N.kg^{-1}$)	Effort à 45 % du cycle ($N.kg^{-1}$)
Grand Fessier	[0 ; 3]	[0 ;2]	[0 ; 2]
	[3 ; 6]	[1 ; 3]	[0 ; 1]
Moyen Fessier	[2 ; 18]	[3 ; 16]	[2 ; 50]
	[5 ; 11]	[4 ; 7]	[5 ; 7]
Ischio-jambiers	[0 ; 6]	[0 ; 1]	[0 ; 1]
	[1 ; 5]	[0 ; 1]	0
Ilio-psoas	[0 ; 3]	[0 ; 6]	[7 ; 30]
	[0 ; 1]	[0 ; 2]	[2 ; 9]
Droit fémoral	[0 ; 3]	[0 ; 3]	[0 ; 16]
	[0 ; 2]	[1 ; 3]	[2 ; 6]
	[0 ; 1]	[0 ; 2]	[4 ; 7]
Biceps fémoral	[0 ; 6]	[0 ; 1]	[0 ; 1]
	[0 ; 1]	[0 ; 1]	[0 ; 1]
Grand adducteur	0	0	[0 ; 11]
	[0 ; 1]	[0 ; 1]	[0 ; 2]

Tableau 10 : Comparaison des amplitudes d'efforts musculaires ([minimum ; maximum]) des modèles musculosquelettiques (en noir) à différents instants du cycle de marche avec les études de la littérature (Harandi et al., 2020) *(en gris) et* (Mohamed, 2018) *(en marron).*

Les activations musculaires présentées pouvaient également être comparées à des études EMG conduites sur des sujets amputés au-dessus du genou, à l'instar de l'étude menée par (Mohamed, 2018) (Figure 58a). Pour cela, les efforts musculaires rapportés dans cette étude ont été normalisés par rapport à l'effort isométrique maximal. Ces courbes ont ensuite été comparées aux résultats fournis par (Jaegers et al., 1996; Wentink et al., 2013). L'étude de (Jaegers et al., 1996) portait sur la comparaison de signaux EMG sur le membre sain et le membre amputé de trois sujets amputés ainsi que sur une cohorte de sujets sains. Les courbes de la Figure 59b illustrent les résultats obtenus sur les sujets sains ainsi que pour un des sujets amputés du côté sain et du côté prothétique. Des écarts étaient nettement visibles entre les études (Figure 59a et Figure 59b), notamment sur le grand fessier où l'activation dépassait les 10 % pour la présente étude contre 75 % dans la littérature. De plus, l'activation maximale du droit fémoral était principalement obtenue entre 40 % et 60 % du cycle de marche alors que (Jaegers et al., 1996)

rapportaient une activation maximale autour des 75 % du cycle de marche. À l'exception des sujets affichant une saturation les courbes d'activation du moyen fessier, du tenseur du fascia latae, du grand adducteur, du gracile et du biceps fémoral étaient comparables.

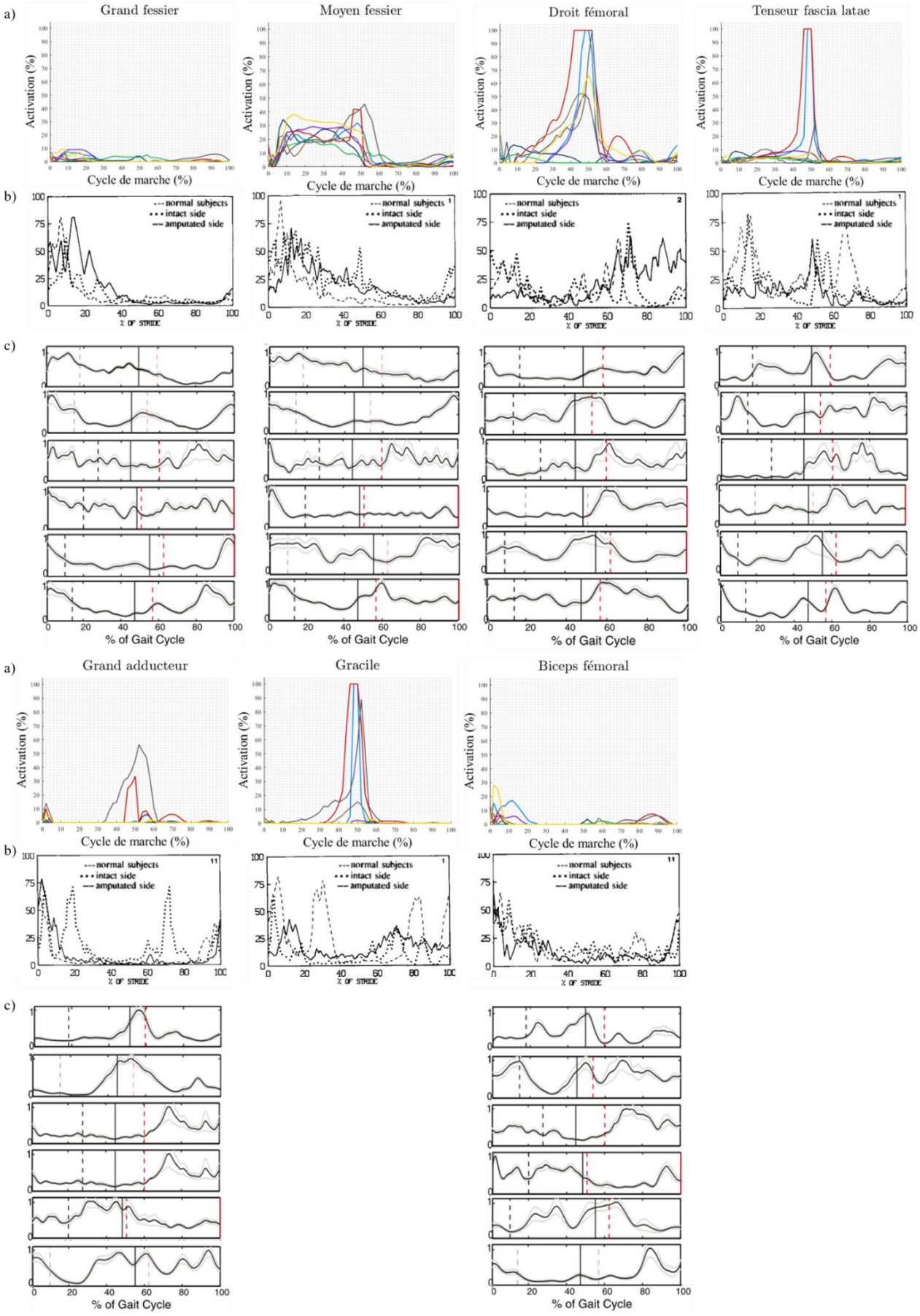


Figure 59 : Activations musculaires (effort/effort isométrique maximal) de la présente étude (a) et des études EMG de (Jaegers et al., 1996) *(b) et* (Wentink et al., 2013) *(c)*

Les écarts d'amplitudes peuvent s'expliquer par la méthode permettant de définir l'effort isométrique maximal. En effet, pour les études EMG une calibration des capteurs est réalisée en amont des expérimentations afin d'obtenir un signal en pourcentage de l'effort maximal développé par le muscle. Cet effort est donc personnalisé ce qui n'était pas le cas dans les présents résultats puisque l'effort isométrique maximal était issu des données génériques d'OpenSim sur sujet sains. En outre l'étude de (Jaegers et al., 1996) n'a été réalisée que sur trois sujets. Une étude menée par (Wentink et al., 2013) sur six sujets amputés transfémoraux a mis en évidence la variabilité des mesures EMG en fonction des individus (Figure 59c). Cette variabilité peut être à l'origine des écarts relevés entre les différentes études.

Plusieurs limites à l'étude présentée dans ce chapitre peuvent également expliquer les décalages relevés avec les études de la littérature, qu'elles soient numériques ou expérimentales. Tout d'abord le faible nombre de sujets amputés dans les études, entre deux et six sujets dans la littérature et huit pour la présente étude, peut induire des biais dans la comparaison. En effet, qu'il s'agisse des courbes présentées ici ou de celles de (Wentink et al., 2013), toutes indiquaient d'importantes variations des activations musculaires selon les sujets, qu'il s'agisse de l'amplitude des activations musculaires ou des instants d'activation des muscles de la hanche. En outre, en ce qui concerne les modèles musculosquelettiques, les différences des choix de modélisation peuvent également avoir un impact sur les résultats obtenus. Qu'il s'agisse du nombre de muscles modélisés, du choix des degrés de libertés sur lesquels agissent les muscles ou du critère d'optimisation et des contraintes imposées, tous ces aspects peuvent avoir un impact sur les résultats présentés sans que cela n'ait pour l'instant été quantifié. D'autre part, le modèle présenté dans ce chapitre était un modèle simplifié, qui, contrairement aux études de la littérature, ne rendait pas compte du moment de rotation exprimé en centre de la tête fémorale du torseur des actions intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin.

Une saturation était observée sur certains sujets sur les muscles fléchisseurs de hanche. Plusieurs hypothèses ont été formulées afin d'expliquer ce phénomène. Tout d'abord, la simplification du modèle musculosquelettique impliquait une simplification des points de passage des muscles lors de la construction du modèle musculaire. En effet, tous les points de passage étaient fixes par rapport aux structures osseuses contrairement à ce qui est par exemple proposé dans le modèle Gait 2354_simbody (Seth et al., 2018). En effet dans le modèle générique Gait 2354_simbody certains points de passage des muscles appelés *via points* (Seth et al., 2011) changent de position vis-à-vis des segments osseux en fonction des angles de la liaison. C'est, par exemple, le cas du deuxième point d'insertion du droit fémoral. De même les *moving path points,* à l'instar du troisième point de passage du droit fémoral, sont des points d'insertions n'apparaissant que sur une certaine portion d'angle. Cette différence peut être à l'origine des écarts observés sur les calculs des bras de levier présentés aux Figure 51 et Figure 52. Toutefois, cette explication ne suffit pas à elle seule à expliquer la saturation puisque les écarts constatés sur les bras de leviers intervenaient principalement dans le plan frontal et non dans le plan sagittal, les

muscles fléchisseurs de hanche n'étaient donc pas concernés. Toujours au regard des bras de leviers, l'insertion distale des muscles sur le membre résiduel était réalisée en fixant les points d'insertion à l'extrémité distale du fémur. S'il a été montré que la position du point d'insertion, sur la face antérieure, médiale, postérieure ou latérale, n'avait que peu d'influence sur les estimations des efforts musculaires (Ranz et al., 2017), des variations, pouvant aller jusqu'à 25 $N.m.kg^{-1}$ sur l'estimation du moment net à la hanche, ont été observées entre un modèle modélisant l'ostéomyoplastie réalisée pendant l'amputation et un modèle fixant les insertions musculaires. Enfin, au sujet des bras de levier, le choix de la méthode de personnalisation des insertions musculaires, reposant sur une transformation de krigeage calculée entre le modèle osseux générique et le modèle osseux personnalisé, pouvait induire des biais dans la définition des points de passage des muscles de la hanche. Une personnalisation plus fine des points d'insertions à partir d'imagerie médicale pourrait être envisagée. (Suzuki, 2010) ont ainsi personnalisé les points de passage des muscles grâce à des images IRM des membres inférieurs.

Au-delà des points d'insertions, d'autres paramètres musculaires utilisés dans le modèle mériteraient d'être personnalisés, comme par exemple la PCSA des muscles s'insérant sur le membre résiduel qui était dans le cadre de la présente étude, directement proportionnelle à l'effort isométrique maximal générique issu d'Opensim. Tout comme l'ont proposé (Suzuki, 2010), il est possible d'utiliser l'imagerie médicale, en l'occurrence les IRM, afin de définir la PCSA des muscles de la hanche. D'autres systèmes d'imagerie peuvent être appliqués, comme l'imagerie ultrasonore moins coûteuse que les systèmes IRM (Noorkoiv et al., 2010). En effet, l'atrophie musculaire décrite au § 1.1.1.4, induit une diminution de la PCSA de certains muscles s'insérant sur le membre résiduel (Figure 60) et peut donc amener à une diminution de l'effort maximal développable par le muscle. L'étude de (Heitzmann et al., 2020) a ainsi mis en évidence l'écart entre le moment isométrique maximal d'une population de sujets sains et de sujets amputés, qui en flexion s'élevait en moyenne à 0,7 $N.m.kg^{-1}$ bien que pour certains sujets le moment résultant calculé au centre de la liaison de la hanche durant la marche appareillée était supérieur à celui des sujets sains.

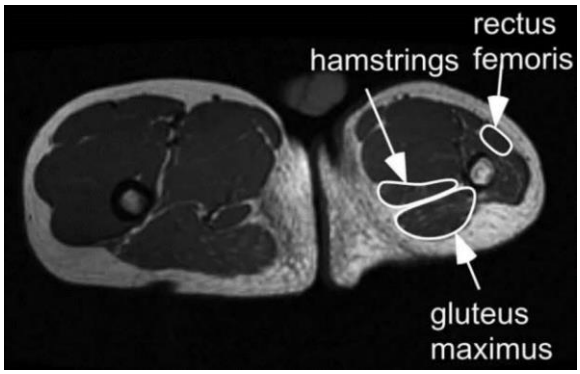


Figure 60 : Coupe IRM des membres inférieurs d'un sujet amputé transfémoral avec à droite le membre résiduel et à gauche le membre sain (Suzuki, 2010).

Ces constatations impliquent de revoir le calcul d'optimisation statique mis en place pour l'estimation des efforts des muscles de la hanche pour une population de sujets amputés au-dessus du genou. Dans

un premier temps, la fonction coût appliquée dans le cadre de cette étude reposait uniquement sur une minimisation de la somme des efforts des muscles au regard de l'effort isométrique maximal. Les relations tension-allongement des muscles et tendons n'ont pas été exploitées dans cette étude du fait de la difficulté liée à l'identification de ces paramètres chez les sujets amputés, ce qui pouvait induire des erreurs dans les résultats. Il semble d'autre part important de prendre en compte l'impact de l'appui ischiatique non seulement sur le moment d'abduction de hanche mais également sur le moment de flexion comme l'indiquaient (Radcliffe, 1955; Pritham, 1990). En effet, selon la position du point d'appui sur le support ischiatique de l'emboîture, la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique peut également présenter un bras de levier avec le centre de la tête fémorale et peut donc induire un moment de flexion au centre de la tête fémorale. Le phénomène de saturation observé dans cette étude sur les muscles fléchisseurs de hanche n'a pourtant pas été mis en évidence dans la littérature. Cela peut cependant s'expliquer par le faible nombre de sujets inclus par les auteurs, puisque dans la présente étude, seuls trois des huit participants étaient sujets à cette saturation.

2.3.3 Conclusion

Un modèle musculosquelettique du membre résiduel de sujets amputés au-dessus du genou a été présenté dans cette étude. L'objectif était ici de concevoir le modèle le plus simple possible permettant d'estimer les actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel intervenant dans le torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin. Ces résultats peuvent ainsi être exploités pour la définition des conditions limites d'un modèle élément finis de l'interaction entre l'emboîture et le membre résiduel. A cette fin, l'action de l'appui ischiatique, et en particulier le moment net d'abduction de hanche induit par la résultante des efforts repris par cette appui, était pris en compte pour l'optimisation des efforts musculaires. Les résultats permettent de conclure que la résultante des efforts repris l'appui ischiatique, s'il demeure difficilement quantifiable, modifie l'estimation des efforts musculaires, principalement pour les muscles abducteurs de hanche. En outre, l'impact des efforts repris par cet appui sur le moment de flexion calculé au centre de la liaison de la hanche doit encore être étudié afin d'éviter la saturation des efforts de certains muscles dans le modèle.

Ce qu'il faut retenir :

- Peu d'articles se sont intéressés à l'estimation des efforts des muscles s'insérant sur le membre résiduel dans le cas des amputations fémorales.
- Un modèle musculosquelettique simplifié de la hanche composée de deux degrés de liberté : la flexion/extension et l'abduction/adduction a été présenté.
- L'impact de la résultante des efforts repris l'appui ischiatique était modélisé par une réduction du moment résultant d'abduction en centre de la liaison de la hanche de 50 % à 100 %.
- Une grande variabilité interindividuelle des résultats d'efforts était notable et une saturation des efforts sur certains muscles survenait pour quelques sujets.
- Les ordres de grandeur et profils d'effort étaient en accord avec les autres modèles de la littérature ainsi qu'avec la plupart des mesures EMG rapportées.
- La diminution du moment d'abduction induit par les efforts repris par l'appui ischiatique impliquait une augmentation des actions développé par les muscles abducteurs de hanche.

2.4 SYNTHESE

La construction d'un modèle éléments finis personnalisé du membre résiduel et de l'emboîture implique d'avoir la capacité de reconstruire la géométrie, de modéliser le comportement mécanique des tissus et d'estimer les conditions aux limites qui s'appliquent sur le volume d'étude.

Si l'ensemble des études du membre résiduel, dans le cadre des amputations transfémorales, mettent en place des protocoles de reconstruction des géométries des modèles, généralement à partir d'imagerie médicale, rares sont ceux qui font de même pour la définition des paramètres matériaux des tissus. Certaines études ont tout de même mis en place des protocoles d'acquisition de données d'indentation afin d'estimer une raideur des tissus mous sous l'hypothèse d'un comportement linéaire élastique (Krouskop et al., 1996). Néanmoins, les tissus mous dans l'emboîture étant soumis à de grandes déformations, l'hypothèse d'un comportement linéaire élastique est limitée. Des auteurs s'intéressant au membre résiduel tibial, à la jambe ou à la cuisse de sujets non amputés ont pu estimer, via une méthode inverse, des paramètres hyperélastiques pour les tissus mous (Affagard et al., 2015; Frauziols, 2016; Sengeh et al., 2016). L'étude proposée au chapitre 0 était donc inspirée de ces techniques pour la mise en place d'une méthode de caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous reposant sur l'imagerie ultrasonore et une méthode inverse. Contrairement aux approches proposées dans la littérature, le processus était simplifié pour être applicable en clinique routine et pour alimenter un modèle éléments finis, tel que celui présenté au chapitre 3. Pour cela un dispositif combinant une sonde ultrasonore et un capteur d'effort a été conçu afin de recueillir les données d'effort/déplacement sur différentes zones des tissus mous du membre résiduel. Un modèle éléments finis simplifié a ensuite été utilisé pour déterminer les propriétés matériaux des tissus mous à partir des données expérimentales. L'ensemble du processus a donc permis l'acquisition des paramètres matériaux des tissus mous pour l'implémentation d'un modèle éléments finis du membre résiduel fémoral personnalisable en termes de comportement mécanique.

De même les auteurs de la littérature ne prennent pas en compte l'ensemble du chargement appliqué sur les tissus mous. En effet, aucune étude ne considère les efforts des muscles s'insérant sur le membre résiduel dans la modélisation. Pourtant, comme cela a été détaillé au chapitre 1.2, le moment d'abduction du torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment du bassin, exprimé au centre de la tête fémorale, est distribué entre des actions mécaniques de contact entre le membre résiduel et l'appui ischiatique et les actions mécaniques résultant des efforts musculaires, en supposant que les actions de contact de l'articulation et les actions des ligaments induisent un moment négligeable au centre de l'articulation. Pour définir des conditions aux limites en effort représentatives de l'interaction entre le membre résiduel et la prothèse, il est nécessaire de modéliser l'action des muscles et donc d'estimer les efforts exercés par ces muscles sur la structure osseuse. L'étude présentée au chapitre 2.3 avait donc pour objectif d'estimer les efforts musculaires des muscles s'insérant sur le

membre résiduel et le bassin tout en prenant en compte la résultante des efforts appliqués par le support ischiatique sur les tissus mous et, *a fortiori*, sur l'ischion. Pour cela une analyse quantitative du mouvement a été réalisée sur plusieurs volontaires amputés transfémoraux. À partir de la méthode de la dynamique inverse le torseur des actions intersegmentaires entre le membre résiduel et le segment associé au bassin a été estimé pour l'ensemble du cycle de marche. Ces données ont ensuite servi à estimer les efforts musculaires via un processus d'optimisation à partir d'un modèle musculosquelettique, géométriquement personnalisé, du membre résiduel et du bassin. Plusieurs hypothèses simplificatrices ont été volontairement réalisées afin de simplifier l'exploitation des résultats pour alimenter le modèle éléments finis décrit au chapitre 3. Malgré ces hypothèses, les premiers résultats de cette étude sont encourageants, car en accord avec les autres études de la littérature. Certaines simplifications doivent cependant être retravaillées afin de limiter la saturation des efforts musculaires observée sur certains sujets. L'importance du moment d'abduction au centre de la tête fémorale induit par la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique sur l'estimation des efforts des muscles s'insérant sur le membre résiduel a, tout de même, pu être mise en évidence.

Cette partie résume donc les méthodes expérimentales développées afin d'alimenter le modèle éléments finis en données pour la définition des paramètres matériaux des tissus mais également pour la définition des conditions limites du modèle. La suite du manuscrit présente donc le processus de construction d'un modèle éléments finis personnalisable de l'interaction entre membre résiduel amputé et l'emboîture pour l'estimation des pressions à l'interface. Une deuxième étude présentant l'impact de la variabilité interindividuelle des paramètres de modélisation, comme les paramètres matériaux par exemple, est également détaillée.

3 TRAVAIL PERSONNEL – MODELISATION ELEMENTS FINIS DE L'INTERACTION ENTRE LE MEMBRE RESIDUEL ET L'EMBOITURE FEMORALE : CONSTRUCTION ET EXPLOITATION

3.1 SIMULATION DES PRESSIONS A L'INTERFACE ENTRE LE MEMBRE RESIDUEL ET L'EMBOITURE : CONSTRUCTION ET EVALUATION D'UN MODELE DE REFERENCE

3.1.1 Introduction

Afin d'aider les orthoprothésistes dans leur tâche, plusieurs auteurs se sont intéressés aux grandeurs mécaniques pouvant servir à évaluer quantitativement une emboîture (Mak et al., 2001; Paternò et al., 2018). Il est possible pour cela de prédire les pressions à l'interface via un modèle numérique, en appliquant par exemple la méthode des éléments finis, sans que cela n'implique de fabriquer l'emboîture en amont des estimations. Un état de l'art de ces modèles a été présenté au § 1.3.3. La construction de tels modèles n'est cependant pas aisée et représente encore un défi pour la communauté scientifique. Ainsi, les valeurs de pressions à l'interface calculées par ces modèles sont très étendues, allant de 20 kPa (Jamaludin et al., 2019) à 710 kPa (Henao et al., 2020). De plus, seules deux études ont décrit un protocole expérimental de validation. Si les pressions mesurées localement sur la circonférence du membre résiduel, au niveau de la diaphyse fémorale mettent en avant le potentiel des modèles numériques pour l'estimation des pressions, des mesures plus étendues montrent une surestimation des contraintes superficielles normales par les modèles éléments finis (Colombo et al., 2016). En outre, aucune étude n'a permis de valider les pressions estimées au niveau de l'appui ischiatique des emboîtures, qui constitue pourtant une surface de contact essentielle pour la transmission des actions mécaniques de la prothèse jusqu'au squelette de la personne amputée. Un certain nombre d'hypothèses et de simplifications peuvent expliquer ces écarts que ce soit pour la reconstruction de la géométrie puisque le bassin n'est généralement pas modélisé, la définition du comportement mécanique des tissus qui n'est pas adapté aux tissus mous du membre résiduel fémoral ou pour le choix des conditions limites du modèle qui ne rendent pas compte de la répartition du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin entre l'action de contact entre l'appui ischiatique et les tissus sous l'ischion et les actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel.

Une première difficulté réside donc dans la modélisation de la distribution du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin entre les différentes actions mécaniques appliquées au bassin (Figure 40). En effet, dans la plupart des études, seul le fémur est modélisé et son déplacement est restreint à un déplacement vertical (Krouskop et al., 1996; Zhang & Mak, 1996; Zhang

et al., 2013; Restrepo et al., 2014; Colombo et al., 2016; Surapureddy et al., 2016; Ramasamy et al., 2018; Jamaludin et al., 2019). Rares sont les auteurs modélisant le bassin ou l'ischion (Kovacs et al., 2010; von Waldenfels et al., 2012; Van Heesewijk et al., 2018). Pourtant la résultante des efforts repris par l'appui de l'ischion sur le support ischiatique de l'emboîture est un élément prépondérant du torseur des actions intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin puisqu'il permet, entre autres, de transmettre la majorité de l'effort vertical appliqué par l'emboîture (Radcliffe, 1977) (§ 1.2).

De plus, dans les rares cas où le bassin est modélisé, la hanche est bloquée. Cette hypothèse n'est pas représentative de la réalité et peut induire une surestimation des contraintes en particulier sous l'ischion et sur l'extrémité distale du membre résiduel puisque les actions musculaires ne peuvent pas être prises en compte. Afin de modéliser l'ensemble du torseur des actions intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin, il convient non seulement de modéliser le bassin et en particulier l'ischion mais également les actions musculaires agissant sur les degrés de libertés de la hanche. Pour ce faire, il est possible d'exploiter les résultats provenant d'analyses musculosquelettiques du membre résiduel durant la marche. Dans d'autres contextes, des études ont proposé une approche mixte, combinant la modélisation musculosquelettique et les modèles éléments finis du membre inférieur. (Mo et al., 2018) ont ainsi développé un modèle des membres inférieures pour l'étude des mécanismes lésionnels de la cuisse dans le cas des freinages d'urgences d'un véhicule. Dans cette étude, l'approche proposée pour modéliser le muscle consistait à coupler des éléments volumiques représentant le comportement mécanique passif du muscle avec des éléments filaires pour représenter le comportement mécanique actif du muscle, chaque loge musculaire étant différenciée. Une loi hyper-élastique d'Ogden du premier ordre était utilisée pour représenter le comportement mécanique passif du muscle et un modèle de Hill pour le comportement mécanique actif. Toutefois, la complexité du modèle amenait à des temps de calculs importants ainsi qu'à des problèmes de stabilité numérique. Une approche alternative, proposée par (Shu et al., 2018) pour l'étude du remplacement total de genou, consistait à modéliser l'action des muscles des membres inférieures sur les structures osseuses par des ressorts. Cette méthode est simple à implémenter et permet de limiter les temps de calcul. Néanmoins, les tissus mous n'étaient pas représentés dans le modèle. Si la démarche proposée était cohérente vis-à-vis de l'objectif de l'étude qui était de calculer les contraintes sur les surfaces articulaires, la modélisation des tissus mous est essentielle pour l'estimation des contraintes à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel.

D'autre part, les paramètres matériaux proviennent généralement de données de la littérature issues de tests cadavériques sur Sujet Humain Post Mortem, sur cobayes (Palevski et al., 2006) ou ex vivo sur des échantillons d'organes (Untaroiu et al., 2005). Dans d'autres cas, des données issues de tests d'indentations réalisés sur sujets sains ou sur des sujets ayant subis une amputation transtibiale sont appliquées aux tissus mous de la cuisse (Zhang et al., 1997) (§ 2.2.1.1). Comme cela a été montré au § 2.2.1.1, les paramètres matériaux sont dépendants de la zone de mesure, de l'état de contraction musculaire, du sujet etc. Des erreurs sur l'estimation du comportement mécanique des tissus mous

peuvent conduire à une surestimation ou à une sous-estimation des efforts transmis et donc, *in fine*, à une mauvaise estimation des contraintes mécaniques à l'interface. Des essais d'indentation peuvent pourtant permettre de recueillir les données expérimentales nécessaires pour la caractérisation du comportement mécanique passif des tissus mous en compression (Malinauskas et al., 1989; Colombo et al., 2010). (Krouskop et al., 1996) ont ainsi pris le parti de modéliser les tissus mous avec un comportement linéaire élastique en déterminant un module élastique équivalent à partir d'essai d'indentation allant jusqu'à 20 % de déformation des tissus. Néanmoins, les tissus mous étant soumis à de grandes déformations, lors de la mise en place de l'emboîture ainsi qu'au cours de la marche, une approximation linéaire de la réponse sous l'hypothèse de petites perturbations n'est probablement pas justifiée. Un état de l'art des études portant sur la caractérisation des tissus mous de la cuisse a été présenté au § 2.2.1. De plus un protocole de personnalisation des paramètres matériaux des tissus mous du membre résiduel a également été proposé dans le cadre de ce travail de thèse au chapitre 0.

En résumé, les modèles proposés dans la littérature ne sont que peu nombreux à prendre en compte la géométrie du bassin et donc les interactions entre le bassin et le fémur. En particulier, les actions musculaires n'ont, pour l'heure, été prises en compte par aucune des études de la littérature. De plus, les propriétés matériaux des tissus mous utilisées dans les modèles sont généralement issues de données de la littérature ne correspondant pas aux caractéristiques individualisées des tissus mous de la cuisse pour un sujet donné. L'objectif de cette étude était donc la conception d'un modèle de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture pour l'estimation de la pression à l'interface. Le modèle comportait, entre autres, la liaison coxo-fémorale mais également les actions des muscles de la hanche estimées grâce à la méthode proposée au chapitre 2.3. Le comportement mécanique hyperélastique des tissus mous de la cuisse étaient également pris en compte à partir des données présentées au § 2.2.2. Une évaluation des pressions obtenues au regard des études expérimentales de la littérature a également été réalisée dans le but de confronter les répartitions de pression calculées à celles mesurées dans d'autres études.

3.1.2 Matériels et méthodes : Construction d'un modèle éléments finis du membre résiduel et de l'emboîture

3.1.2.1 Acquisition des données expérimentales

Les données utilisées pour cette étude sont issues de différentes campagnes expérimentales décrites au chapitre 2.2. Ainsi la caractérisation mécanique des tissus mous du membre résiduel provenait des données détaillées dans le chapitre 2.2. Au contraire, la géométrie du modèle ainsi que les conditions limites ont été définies à partir des données acquises pour le sujet 3 dans le chapitre 2.3. Le modèle présenté dans cette étude n'était donc pas un modèle personnalisé mais un modèle de référence dont les différents éléments étaient néanmoins personnalisables à partir des protocoles présentés aux paragraphes 2.2.2 et 2.3.2.

3.1.2.2 Définition du comportement mécanique des éléments du modèle

Du fait de leur grande raideur vis-à-vis des tissus mous, le fémur, ainsi que l'ischion, ont été modélisés comme des objets infiniment rigides.

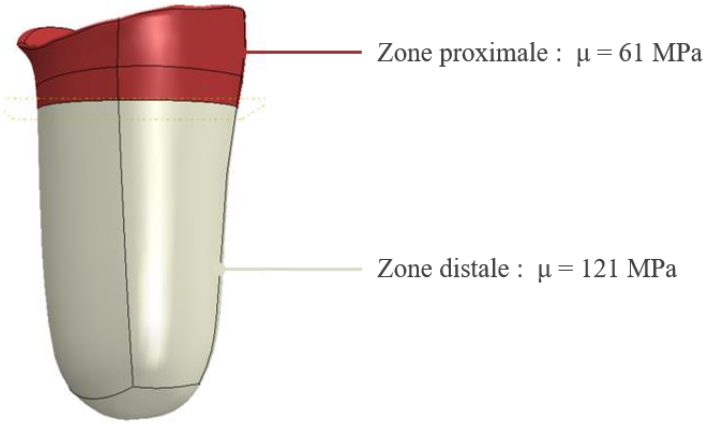


Figure 61 : Caractéristiques mécaniques de la zone distale de l'emboîture en beige et de la zone proximale en rouge.

L'emboîture était constituée de deux parties, le corps de l'emboîture rigide et le bord proximal de l'emboîture plus souple (Figure 61). Les deux parties ont été modélisées avec un comportement hyper-élastique comme cela a été proposé par (Moerman et al., 2016). Dans cette première approche le matériau appliqué à l'emboîture était un PolyÉthylène (PE) souple ou thermoflex dont les caractéristiques sont rappelées en Annexe D. La loi de comportement utilisée était une loi hyperélasique d'Ogden du premier ordre dont l'équation est rappelée ici (Équation 22) :

Équation 22 : $$\boldsymbol{U = \frac{2\mu}{\alpha^2}\left(\bar{\lambda}_1^{\alpha} + \bar{\lambda}_2^{\alpha} + \bar{\lambda}_3^{\alpha} - 3\right) + \frac{1}{D}\left(J^{el} - 1\right)^2}$$

À partir du module d'Young fourni en annexe, le module de cisaillement a été estimé grâce à la formule suivante Équation 23) :

Équation 23 : $$\boldsymbol{\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}}$$

Avec E le module d'Young et ν, le coefficient de Poisson fixé à 0,49 afin de modéliser un matériau ayant un comportement quasi-incompressible. Dès lors, la valeur du module de cisaillement μ a été fixée à 121 MPa. Pour ce qui est du bord distal de l'emboîture le module de cisaillement a été divisé par deux.

Le coefficient α ainsi que le paramètre d'incompressibilité D a été estimé à partir des valeurs fournies par (Moerman et al., 2016). La valeur de α a donc été fixée à 2 et D était estimé à l'aide de l'équation suivante (Équation 24) extraite de (Mott et al., 2008):

Équation 24 : $$\boldsymbol{D \approx \frac{3(1-2\nu)}{\mu(1+\nu)}}$$

Le paramètre D était alors égal à $3{,}3.10^{-4}$ MPa^{-1}.

Le manchon entre le membre résiduel et l'emboîture n'a pas été modélisé. Le manchon et les tissus mous formaient donc un ensemble indifférencié, homogène et isotrope, appelé pour la suite, tissus mous. Ces tissus mous ont également été modélisés comme ayant un comportement non linéaire hyperélastique suivant une loi d'Ogden du premier ordre. Comme détaillé au § 2.2.2.2, le coefficient de Poisson a été fixé à 0,45 dans le but de rendre compte de l'incompressibilité des tissus mous, tout en facilitant la convergence des simulations. En tenant compte des résultats présentés au § 2.2.2, le module de cisaillement était de 16,3 kPa et le coefficient α était égal à 11. Ces valeurs correspondaient à des valeurs intermédiaires comprises entre le minimum et maximum des estimations obtenus dans l'étude réalisée sur sept sujets sains et un sujet amputé. Bien qu'il ait été montré que les tissus mous présentaient des caractéristiques différentes selon les régions, des paramètres matériaux identiques ont été associés à l'ensemble des tissus mous pour cette étude.

Le détail des choix concernant les propriétés matériaux des différents composants du modèle sont rappelés au Tableau 11.

Composant	Module de cisaillement μ (kPa)	Paramètre matériaux α	Coefficient de Poisson
Fémur	Rigide		
Ischion	Rigide		
Tissus mous	16,3	11	0,45
Emboîture distale	121 000	2	0,49
Emboîture proximale	60 500	2	0,49

Tableau 11 : Propriétés matériaux choisies pour l'ensemble des composants du modèle.

3.1.2.3 Définition de la géométrie et maillage

Reconstruction des géométries

La géométrie interne du membre résiduel a été reconstruite à partir d'une paire de radiographies obtenue à l'aide du système EOS. Le volontaire se tenait en position debout, avec sa prothèse, selon le protocole décrit dans (Nérot et al., 2015). Les radiographies bi-planes ont permis d'obtenir un maillage surfacique du bassin ainsi que du fémur controlatéral sain (Mitton et al., 2006; Chaibi et al., 2012) (Figure 64a). La géométrie du fémur amputé a été obtenue en procédant à un recalage rigide la géométrie du fémur sain symmétrisé sur les radiographies. Le fémur ainsi recalé a ensuite été coupé à la hauteur de l'amputation définie sur les radiographies bi-planes. La géométrie du bassin a également été simplifiée sur Meshmixer (Autodesk Meshmixer v3.5; Autodesk) pour ne conserver que l'ischion, le pubis et l'acétabulum (Figure 64c). La géométrie de l'emboîture a été reconstruite grâce à la numérisation du positif rectifié en plâtre (Figure 62a) de l'emboîture réalisée avec un scanner optique (EinScan-Pro ; Shining 3D) (Figure 62b). La reconstruction du plâtre a également été utilisée afin de définir la géométrie du membre résiduel

(Figure 62c). Pour ce modèle la forme de l'emboîture et celle de l'enveloppe du membre résiduel étaient donc identiques. En réalité, la mise en place de l'emboîture par la personne amputée induit un état de contrainte dans les tissus mous non nul du fait du serrage de l'emboîture. Les valeurs de serrage classiques préconisées par les orthoprothésistes de Proteor sont comprises entre 0 % et 5 % selon les régions de l'emboîture. Afin de rendre compte de ce serrage, une réduction radiale de 2% a été appliquée au périmètre de l'emboîture sur l'ensemble de sa hauteur.

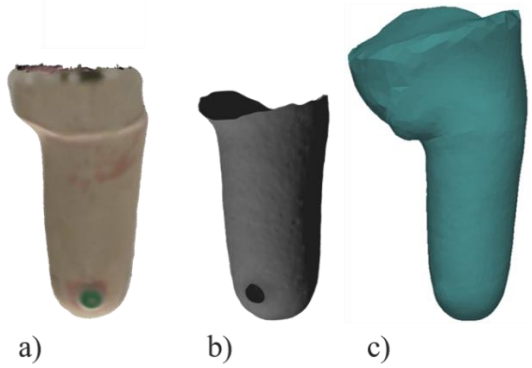


Figure 62 : (a) Reconstruction du plâtre rectifié obtenu à partir du scanner optique, (b) géométrie de l'emboîture déduite de la géométrie du plâtre et (c) géométrie du membre résiduel également issue du modèle du plâtre.

Les structures osseuses ont été fusionnées afin de définir la géométrie interne du volume des tissus mous. Avant cela, une sphère, centrée sur le centre de la tête fémorale et ayant un rayon égal à 150 % du rayon de la tête fémorale, a également été ajoutée au maillage ainsi produit (Figure 64d) définissant un zone sans tissus mous autour de la liaison coxo-fémorale. L'intérêt de cette approche était donc de ne pas avoir d'éléments finis dans la zone de la capsule articulaire. De plus, de grandes déformations étaient susceptibles d'avoir lieu autour dans cette zone qui ne faisait pas l'objet d'une attention particulière pour l'estimation des pressions à l'interface.

Mise en position des géométries du modèle de référence

Les géométries obtenues pour l'enveloppe externe et l'emboîture ont été adaptées manuellement pour que les contours de ces géométrie projetés sur les radiographies correspondent aux contours observés visuellement. L'ensemble des géométries ont ainsi été positionnées les unes par rapport aux autres (Figure 63).

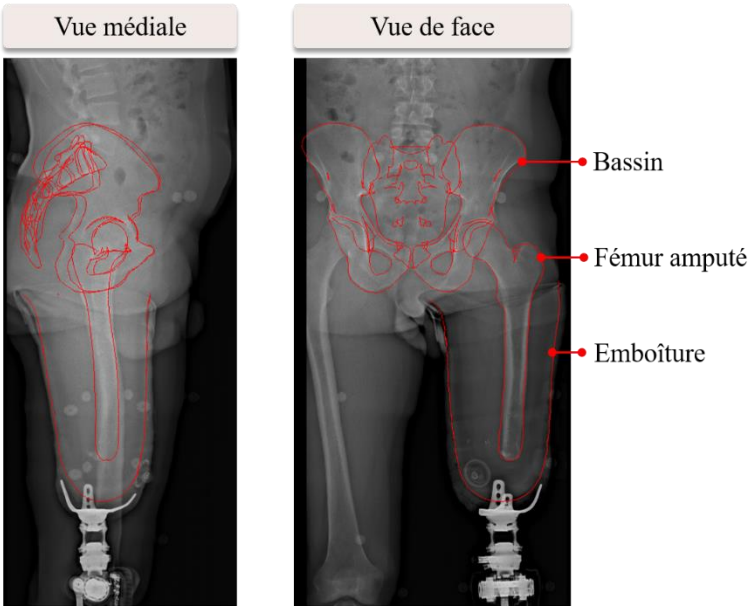


Figure 63 : Repositionnement des géométries osseuses et de l'emboîture sur les radiographies bi-planes

Le modèle de référence rendait compte des sollicitations à 25 % du cycle de marche. À ce stade du cycle de marche la position relative du bassin par rapport au fémur n'était plus celle obtenue grâce aux radiographies. Cette position a alors été déterminée au cours de l'étude cinématique afin d'estimer les angles relatifs entre les repères du fémur et du bassin. Une contrainte de non dislocation de la hanche a été appliquée à cette procédure afin de déduire la position du fémur dans l'emboîture (Panhelleux et al., 2019) (

Annexe E).

L'orientation du bassin au sein de l'enveloppe externe a alors été modifiée pour correspondre aux angles calculés. Autrement dit, il n'y avait pas de déformation des tissus mous induites par la mise en position du bassin en fonction de la situation étudiée.

Figure 64 : Processus d'obtention de la géométrie du membre résiduel et de l'emboîture. Les radiographies biplanaires obtenues à partir du système EOS, permettent la reconstruction de l'enveloppe externe, du bassin et du fémur sain. Le fémur est ensuite coupé et la géométrie du bassin est simplifiée pour en conserver que l'ischion, le pubis et l'acetabulum (a). La géométrie de l'emboîture est numérisée grâce à un scanner optique Einscan (b). La géométrie de l'enveloppe externe ainsi que la forme interne de l'emboîture ont ensuite été utilisées pour reconstruire l'enveloppe du membre résiduel (c). Une sphère est ajoutée au niveau de l'articulation coxo-fémorale afin de définir une zone vide de tissus mous (d). Les maillages des tissus mous et de l'emboîture sont ensuite générés à l'aide des outils de maillage disponibles dans Abaqus (e).

Maillage de la géométrie

Le maillage des tissus mous et de l'emboîture a été effectué sur ABAQUS FE Analysis software (ABAQUS Inc., Providence, RI, USA). Les éléments choisis pour la discrétisation étaient des tétraèdres à interpolation linéaire et en formulation hybride déplacement-pression (C3D4H). En effet, l'emboîture et les tissus mous ont été définis comme quasi-incompressibles ce qui pouvait entrainer un verrouillage volumique. La formulation hybride permet de limiter ce phénomène en utilisant une formulation mixte en déplacement et en pression, introduisant dans chaque élément un degré de liberté supplémentaire pour le calcul des pressions. Les caractéristiques des maillages des tissus mous et de l'emboîture sont rappelées au Tableau 12. Les surfaces du bassin et du fémur ont été définies comme rigides, elles n'ont donc pas été pas maillées.

Volume		Taille des mailles (mm)	Indice de déviation	Ratio de taille d'arête	Nombre d'éléments	Nombre d'éléments en avertissement	Nombre d'élément en erreur
Tissus mous	15 %	10	0,8	0,5	72 002	82 (0,11 %)	0
	25 %				73 699	72 (0,10 %)	0
	45 %				71 536	53 (0,07 %)	0
Emboîture		10	0,5	0,5	12 840	5 (0,03 %)	0

Tableau 12 : Caractéristiques des maillages des tissus mous et de l'emboîture. Le nombre d'éléments des tissus mous variait en fonction du modèle à 15 %, 25 % ou 45 % du cycle de marche.

3.1.2.4 Définition des conditions limites du modèle

La simulation a été décomposée en deux phases principales (§ 1.3.3.2) : une première phase de positionnement de l'emboîture (*donning*), qui consiste à introduire le tissus mous dans l'emboîture, (Figure 65a) et une phase de mise en place des actions mécaniques (Figure 65c), correspondant à la mise en place des actions appliquées à l'ensemble emboîture, tissus mous et fémur durant la marche. Une phase transitoire, appelée phase d'équilibre (Figure 65b), permettant le changement de certaines conditions limites, a également été ajoutée entre la phase de *donning* et la phase de mise en place des actions mécaniques.

Interactions entre les composants du modèle : Définition du contact

Bien que la définition du coefficient de frottement sec de coulomb à l'interface entre les tissus mous semble avoir un impact sur l'estimation des contraintes internes des tissus mous profonds (Restrepo et al., 2014), il a été décidé, pour cette étude, de ne pas considérer de déplacement relatif entre les tissus mous et les structures osseuses.

A l'inverse, entre l'emboîture et les tissus mous du glissement avec frottement a été modélisé. Une distinction a alors été faite entre la phase de *donning* et la phase de mise en place des actions mécaniques. Lors de la phase de *donning* l'emboîture peut glisser le long du membre résiduel. Pour cette phase, le contact a donc été modélisé avec un coefficient de frottement de 0,3 autorisant ce glissement. Au

contraire, durant la marche, l'emboîture reste en position et ne glisse pas ou peu le long du membre résiduel. Ceci s'explique par le vide créé entre les tissus mous et l'emboîture par la valve de dépressurisation §1.1.2.1. Afin de simplifier la modélisation, la pression négative induite par le vide dans l'emboîture n'a pas été prise en compte. Cependant, pour la phase de mise en place des actions mécaniques, la valeur du coefficient de frottement a été fixée à 1. Ces deux conditions de contact entre l'emboîture et les tissus mous ont donc permis de représenter les différences concernant le glissement de l'emboîture sur le membre résiduel. Entre ces deux phases, une phase d'équilibre a été définie pour recalculer l'équilibre statique de la structure, obtenue à la fin de la phase de *donning*, avec le nouveau coefficient de frottement sec de coulomb avant la phase de mise en place des actions mécaniques (Figure 65b).

Interactions entre les composants du modèle : Définition de la liaison de la hanche

La hanche a été modélisée par une liaison rotule entre le fémur et le bassin dont le centre a été localisé au centre de la tête fémorale. Le moment de rotation interne/externe de la hanche n'ayant pas été pris en compte lors de l'optimisation des efforts musculaires, ce degré de liberté a également été supprimé de la modélisation. Finalement la liaison entre le bassin et le fémur était donc équivalente à une liaison rotule à doigt (Figure 65c).

Chargement de l'emboîture et contraintes des structures osseuses

La position initiale de l'ensemble des éléments du modèle est présentée à la Figure 63. La simulation débutait par une phase de *donning* permettant la mise en forme des tissus mous par l'emboîture de manière à obtenir, en fin de *donning*, un état de contrainte initial non nul dans les tissus mous. Afin de modéliser la phase de *donning* l'emboîture a été déplacée de -130 mm selon l'axe vertical en amont de la simulation. Cela a permis de simuler la mise en forme des tissus mous par l'emboîture intervenant durant la phase de *donning*. Un déplacement vertical de +130 mm du bassin selon l'axe vertical a donc été appliqué à l'emboiture pendant cette phase de la simulation. À l'issu de la phase de *donning*, la position de l'emboîture était alors celle définie sur les radiographies (§ 3.1.2.3) (Figure 65a et Figure 63). Pendant cette étape, les rotations du fémur par rapport au bassin ainsi que les degrés de libertés de l'emboîture ont été bloqués. Une fois les tissus mous mis en place, l'équilibre mécanique a été recalculé, au cours de la phase d'équilibre, pour une nouvelle valeur de coefficient de frottement à la frontière avec l'emboîture. Hormis le coefficient de frottement, aucune des conditions limites précédemment définies n'a été modifiée pour cette phase de la simulation.

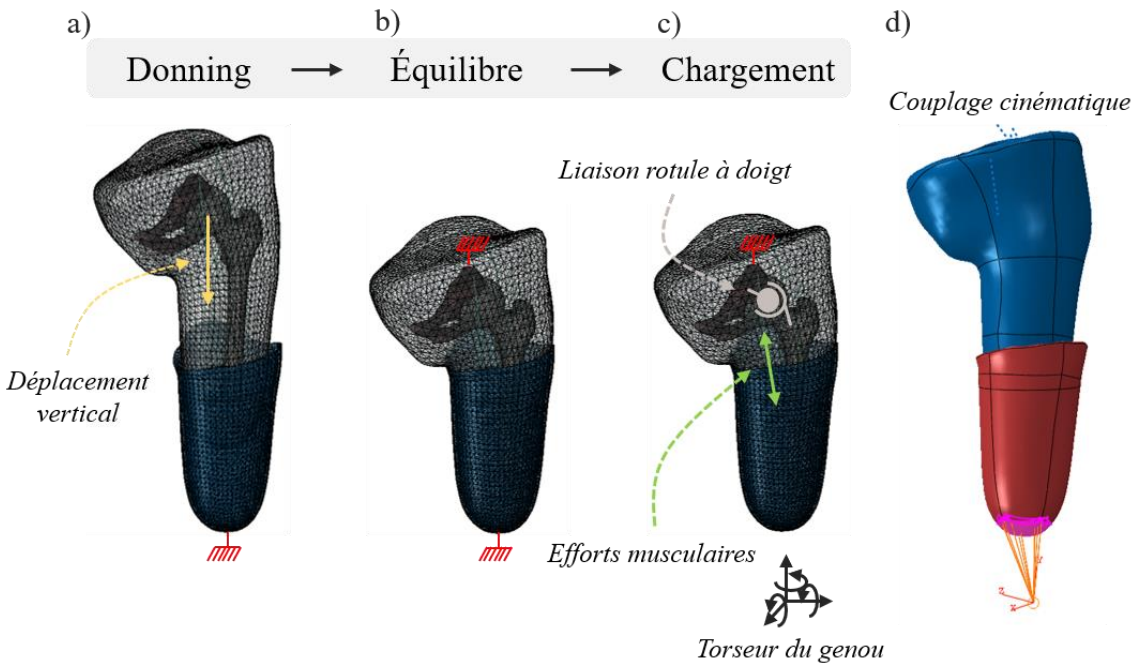


Figure 65 : Conditions limites appliquées au modèle durant les phases de donning (a), d'équilibre (b) et de chargement (c). La phase de donning (a) permet la mise en forme des tissus mous qui sont, via le déplacement imposé au bassin, translatés dans l'emboîture qui est, elle, encastrée. Durant la phase d'équilibre (b) la position du bassin est maintenue et seule la valeur du coefficient de frottement à l'interface est modifiée. Pendant la phase de mise en place des actions mécaniques (c), le fémur est en liaison rotule à doigt avec le bassin, le torseur des actions mécaniques du genou est appliqué au centre du repère genou, lié à l'emboîture par un couplage cinématique (d). Les efforts musculaires étaient également ajoutés pour l'étape de de chargement afin d'équilibrer les moments à la hanche (c).

Durant la phase de mise en place des actions mécaniques, deux des degrés de liberté en rotation du fémur ont été débloqués, en l'occurrence la flexion/extension et l'abduction/adduction. La position du bassin a, quant à elle, été fixée à la position finale de la phase de *donning* (Figure 65c). Les degrés de liberté de l'emboîture ont alors été libérés afin d'y appliquer le torseur des actions mécaniques intersegmentaires du tibia prothétique sur l'emboîture à 25 % du cycle de marche. Les efforts et les moments ont été appliqués au centre de l'articulation du genou du côté prothétique. Le centre du genou a été défini comme le milieu de deux marqueurs optoélectroniques placés de part et d'autre du genou prothétique au cours des acquisitions d'analyse du mouvement (Figure 66). Ce torseur a, quant à lui, été calculé grâce à la dynamique inverse (chapitre 2.3). L'emboîture n'étant pas rigide, un couplage cinématique a été imposé entre le centre du genou et l'extrémité distale de l'emboîture (Figure 65d). Cela a eu pour conséquence de rendre l'extrémité distale de l'emboîture infiniment rigide.

C'est également durant la phase de mise en place des actions mécaniques qu'ont été appliqués les efforts musculaires intervenant dans le torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin.

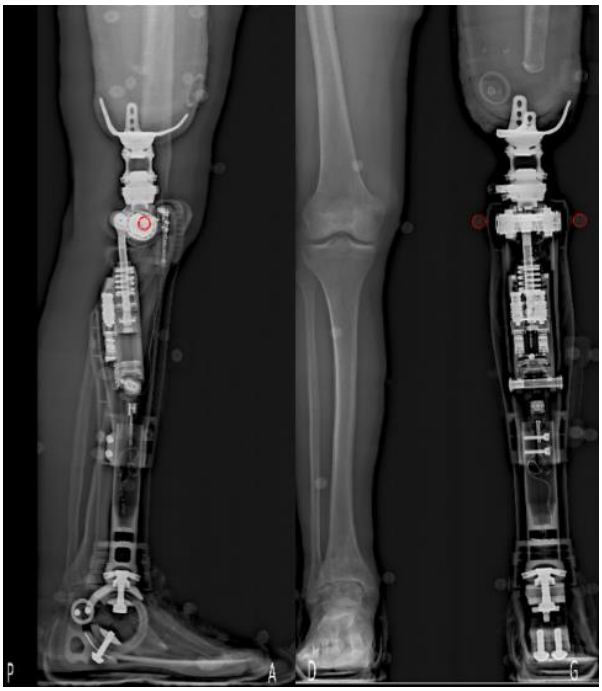


Figure 66 : Recalage des marqueurs du genou prothétique (cercles rouges).

Modélisation des muscles de la hanche

Les efforts musculaires ont été déduits de la méthode décrite au chapitre 2.3. Dans un premier temps, il a été supposé que les efforts des muscles n'engendraient que 50 % du moment d'abduction calculé au centre de la hanche, le reste étant repris par l'appui ischiatique. Pour stabiliser le fémur tout en imposant le chargement externe détaillé précédemment, les muscles ont été modélisés par des ressorts pilotés en effort arborant un comportement élastique en traction seule comme illustré sur la Figure 67.

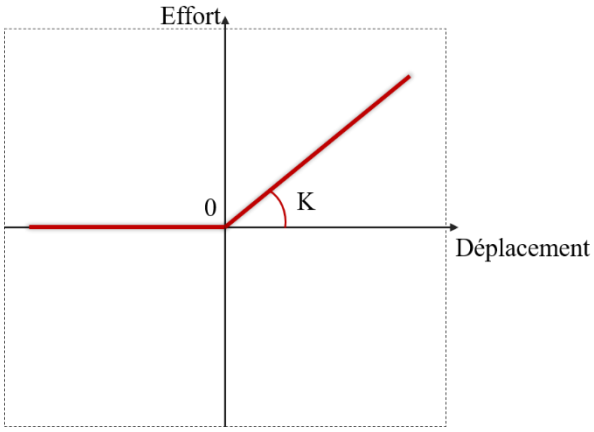


Figure 67 : Loi de comportement associée à chaque muscle. K représente la raideur du ressort en traction.

L'objectif était ici de trouver des valeurs de raideurs des ressorts permettant d'avoir une solution initiale pour les efforts musculaires à la fin de la phase de *donning* (et donc de la phase d'équilibre) suffisamment proche des efforts appliqués durant la phase de mise en place des actions mécaniques pour faciliter la convergence de la simulation. L'hypothèse était faite ici que la valeur d raideur de chacun des muscles n'avait que peu d'impact sur les répartitions de pression estimées par le modèle et que ce

qui important était la répartition de la raideur globale sur l'ensemble des muscles. La raideur totale de ces ressorts a été distribuée en fonction de la PCSA des différents muscles (Ikai et al., 1968) et en considérant que, lors de la flexion de hanche, le grand fessier était le seul muscle sollicité. Connaissant l'effort développé par ce muscle, la raideur du grand fessier a donc pu être estimée en considérant un angle de mobilité, fixé arbitrairement ici à 10°. A partir de cette raideur de référence, la raideur de chaque muscle, K, a été calculée comme le rapport entre sa PCSA et la PCSA du grand fessier. Les résultats sont donnés dans le Tableau 13.

Muscles	Raideurs ($N.m^{-1}$)	Efforts 15 %(N)	Efforts 25 %(N)	Efforts 45 %(N)
Grand adducteur	940	0	0	0
Chef long du biceps fémoral	1083	0	-27	0
Muscles jumeaux	65	0	0	0
Grand fessier$_1$	230	-6	-43	0
Grand fessier$_2$	328	0	-48	0
Grand fessier$_3$	221	0	-32	0
Moyen fessier$_1$	449	-227	-246	-283
Moyen fessier$_2$	350	-91	-107	-136
Moyen fessier$_3$	401	-57	-168	0
Gracile	65	0	0	-1
Iliaque	430	-20	0	-421
Pectiné	106	0	0	-19
Piriforme	178	-10	-13	-18
Psoas	446	-26	0	-683
Carré Fémoral	152	0	0	0
Droit Fémoral	469	-26	0	-530
Sartorius	62	-2	0	-14
Tenseur Fascia Latae	93	-8	-6	-16

Tableau 13 : Liste des muscles de la hanche modélisés, raideurs et efforts correspondants à 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. Les valeurs sont arrondies à l'unité près. Le indices de 1 à 3 correspondent aux différentes portion des muscles.

Durant la phase de mise en place des actions mécaniques les efforts musculaires, calculés chapitre 2.3, ont été appliqués aux ressorts du modèle éléments finis (Tableau 13).

3.1.2.5 Simulations à différents instants du cycle de marche

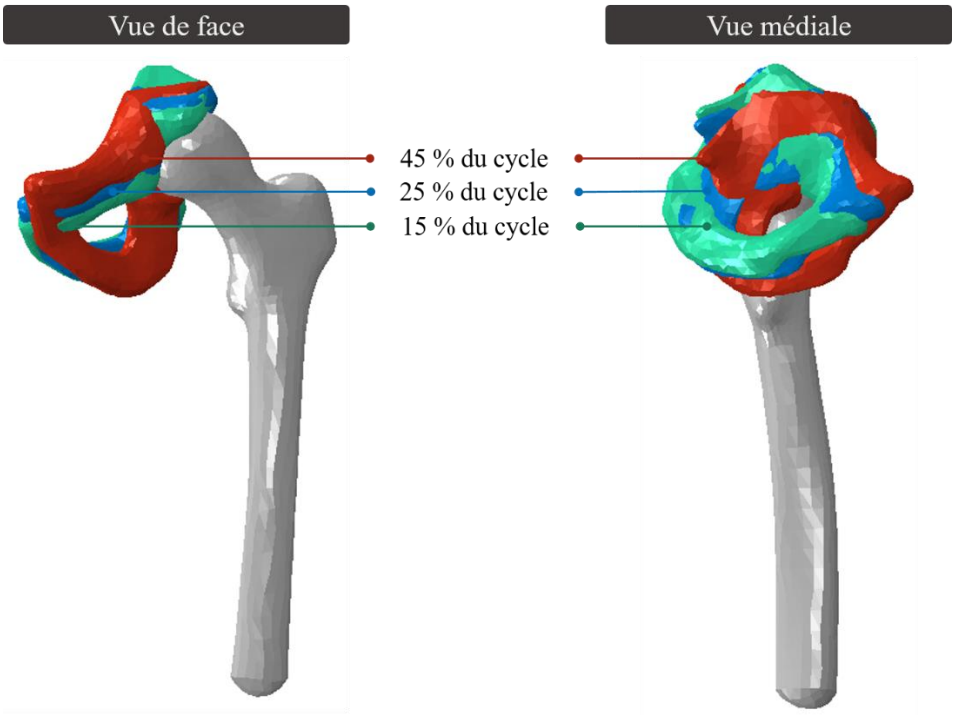


Figure 68 : Structures osseuses du modèle en vues de face et médiale à 15%, 25 % et 45 % du cycle de marche.

En plus des simulations dans la configuration de référence (25% du cycle de marche), deux autres configurations ont été étudiées : 15 % et 45 % du cycle de marche afin d'évaluer les différences des répartitions de pression à plusieurs instants. De la même manière que précédemment pour 25 % du cycle de marche, la position relative du bassin par rapport au fémur était issue des résultats de la cinématique du membre résiduel au cours de la marche. Pour chacune de ces simulations, la position relative du bassin par rapport au fémur était différente, entrainant des modifications de la géométrie interne des tissus mous (Figure 68). Au total, trois configurations ont donc été étudiées. Quel que soit l'instant du cycle de marche, la distinction géométrique entre les différentes situations n'était due qu'à la position relative du bassin par rapport au fémur au sein du volume des tissus mous.

En ce qui concerne les conditions limites, le torseur des actions mécaniques a également été modifié pour correspondre aux efforts et moments calculés pour 15 % ou 45 % du cycle de marche. Enfin les efforts musculaires ont également été définis en accord avec l'instant du cycle de marche étudié. Les valeurs de ces efforts sont rappelées au Tableau 13.

3.1.2.6 Impact de la modélisation de la liaison coxo-fémorale

Un second modèle a été construit afin d'évaluer l'impact de l'hypothèse d'une hanche sans mobilité sur la réponse en pression. Pour cela le même processus de modélisation que celui précédemment décrit a été appliqué exception faite des conditions limites. En effet, les degrés de liberté du fémur ont tous été bloqués. En outre, les muscles n'étaient pas modélisés et le torseur des actions mécaniques appliqué

était celui calculé pour 15 % du cycle de marche. Ce moment du cycle de marche a été choisi car il constituait l'instant pour lequel les efforts et moments, en particulier le moment d'abduction au centre du genou prothétique, étaient les plus importants. Il a été supposé que l'impact de la modélisation de la liaison était plus marqué pour cette configuration que pour la configuration de référence à 25 % du cycle de marche.

1.1.1.1 Grandeurs d'intérêts

Pour chacune des simulations les valeurs de pression ont été relevées sur les nœuds de la surface de l'enveloppe externe du moignon. De plus, les efforts de contact sur l'ensemble de la surface osseuse ainsi que sur la branche ischio-pubienne ont été extraits pour calculer le moment d'abduction à la hanche induit par la résultante des efforts repris par l'ischion (Figure 69). Ces calculs ont été uniquement réalisés pour le modèle de référence à 25 % du cycle de marche. Pour cela le bras de levier entre le centre de la tête fémorale et le barycentre des efforts de contact au niveau de la branche ischiatique a également été extrait.

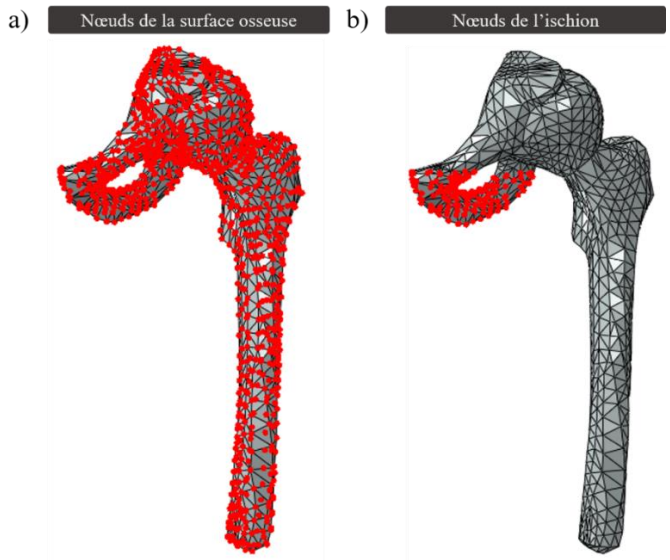


Figure 69 : Nœuds utilisés pour l'extraction des efforts de contact (a) sur l'ensemble de la structure osseuse ainsi que (b) sur la branche ischio-pubienne.

Les déformations logarithmiques, et en particulier la déformation maximale principale dans un plan de coupe frontal, ont également été extraites afin de définir les zones des tissus mous soumises principalement à de la compression.

3.1.2.7 Évaluation du modèle par rapport à la littérature

Une évaluation des résultats obtenus dans ce travail par rapport à la littérature, notamment aux articles de référence de (Radcliffe, 1977; Pritham, 1990) a été réalisée. Pour ce faire, deux plans de comparaison ont été définis manuellement à l'issue des simulations, pour la configuration de référence, soit à 25 % du cycle de marche. Un plan sagittal et un plan frontal ont été construits sur Abaqus, au niveau des

maximums de pression, respectivement sur la face médiale et la face postérieure du membre résiduel. Les coordonnées de ces deux mêmes plans ont été également reportées sur les simulations à 15 % et 45 % du cycle de marche. Les données extraites de (Lee et al., 1997) ont également été comparées aux résultats des simulations de cette étude puisqu'il s'agit de la seule étude expérimentale portant sur des emboîtures à ischion intégré et qui présente des profils de pression d'une manière similaire à ceux de Radcliffe. Dans l'étude de (Lee et al., 1997), plusieurs capteurs d'effort étaient insérés en différentes zone de la paroi de l'emboîture. Toutefois les instants du cycle de marche n'étaient pas identiques à ceux de la présente étude. En effet dans l'étude de (Lee et al., 1997), seules les pressions à 10 % et 50 % du cycle de marche ont été rapportées. Une comparaison plus poussée vis-à-vis des autres articles de la revue présentée au Tableau 1 a été poursuivie en discussion.

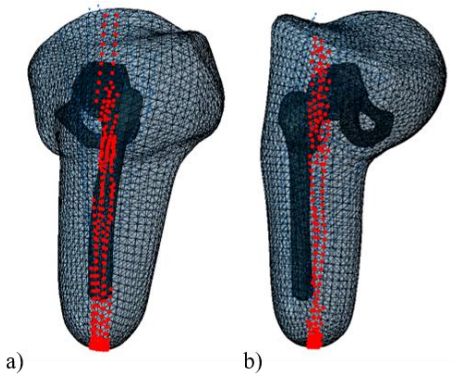


Figure 70 : Nœuds de la zone d'intérêt pour les profils de pression (a) les plans frontal et (b) sagittal.

3.1.3 Résultats

3.1.3.1 Pressions à l'interface entre emboîture et membre amputé

La Figure 71 illustre les cartographies des pressions obtenues à l'issu des simulations pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. Dans chacun des cas le maximum de pression était localisé sous l'ischion et sa valeur était de 118 kPa, 101 kPa et 184 kPa, respectivement pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. À la vue des cartographies, les pressions auxquelles étaient soumis les tissus mous du membre résiduel variaient au cours de la marche, qu'ils s'agissent des amplitudes ou de leur répartition à l'interface.

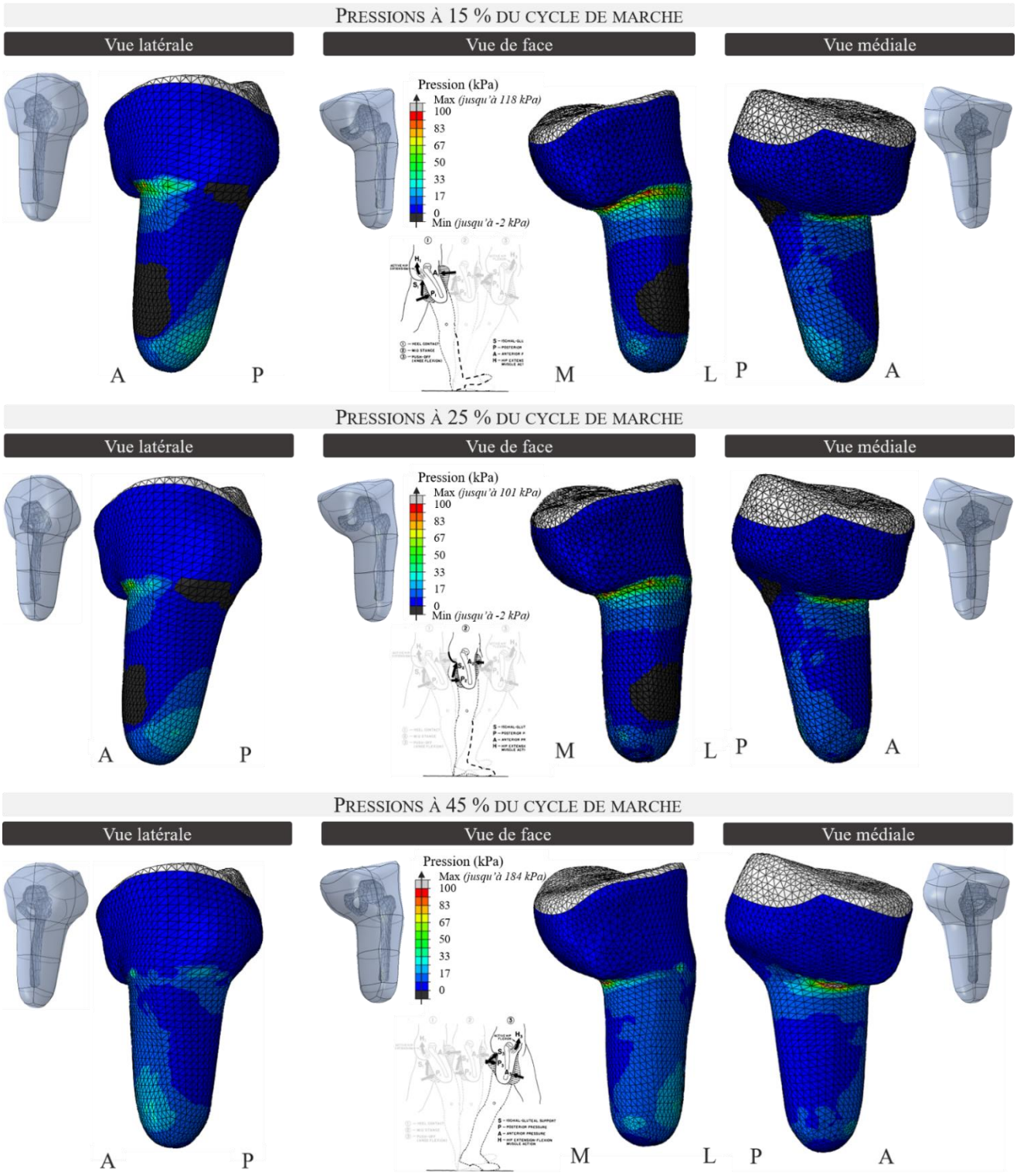


Figure 71 : Cartographie des pressions à l'interface avec l'emboîture en vue de face et vues de profil pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. Les pressions sont indiquées en MPa. M = face médiale, L = face latérale, A = face antérieure, P = face postérieure.

Les profils de pressions extraits dans les deux plans de comparaison sont présentés à la Figure 72 pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche avec une représentation similaire à celle proposée par (Radcliffe, 1977). À 15 % du cycle de marche, un pic de pression à 80 kPa était observable sur la face antérieure du membre résiduel. Des pressions importantes, approchant les 50 kPa étaient également appliquées sur

la zone distale de la face postérieure du membre amputé. À 25 % du cycle de marche, les pressions sur la face antérieure s'élevaient à 73 kPa contre 38 kPa sur la face postérieure. Enfin à 45 % du cycle de marche les pressions étaient davantage réparties que pour les deux configurations précédentes, en particulier sur la face antérieure. Le maximum de pression calculé sur cette face était alors de 37 kPa.

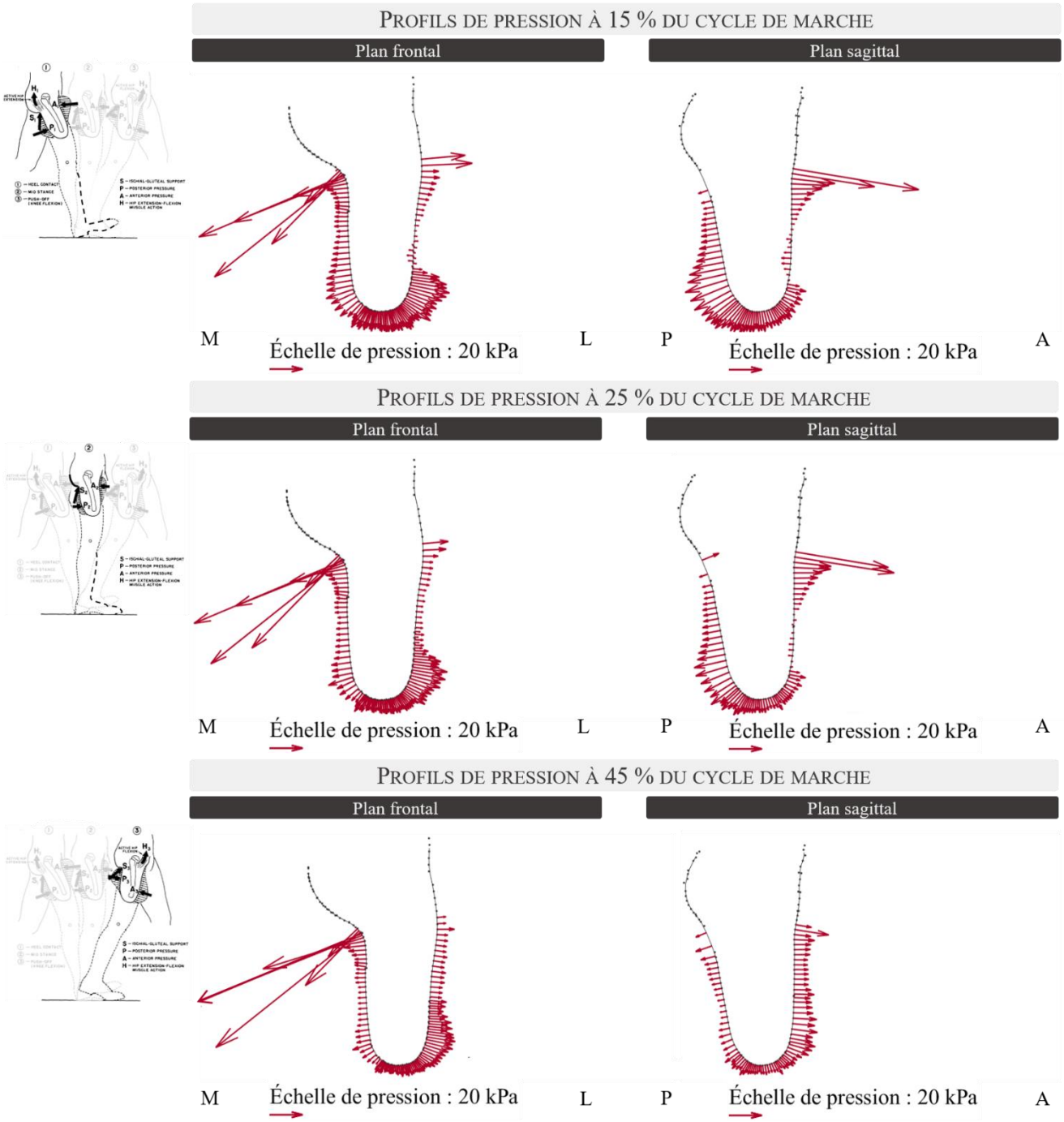


Figure 72 : Profils des pressions dans les plans frontal et sagittal pour 15% (a), 25 % (a) et 45 % (c) du cycle de marche. M = face médiale, L = face latérale, A = face antérieure, P = face postérieure.

Sous l'ischion, sous l'extrémité distale du fémur ainsi que sous la zone proximale de la face antérieure de l'emboîture, les tissus mous étaient principalement soumis à de la compression (Figure 73). Ces déformations pouvaient atteindre 80 % sous l'ischion à 25 % du cycle de marche. Sous l'extrémité

distale du fémur et sur la face antérieure du membre résiduel les déformations maximales s'élevaient respectivement à 50 % et 42 % à 15 % du cycle de marche. À partir de 45 % du cycle de marche, les déformations en compression étaient principalement localisées sur la face antérieure.

Le moment d'abduction induit par les efforts repris au niveau de la branche ischiatique était de 12 057 N.mm soit 80 % du moment calculé au centre de la tête fémorale.

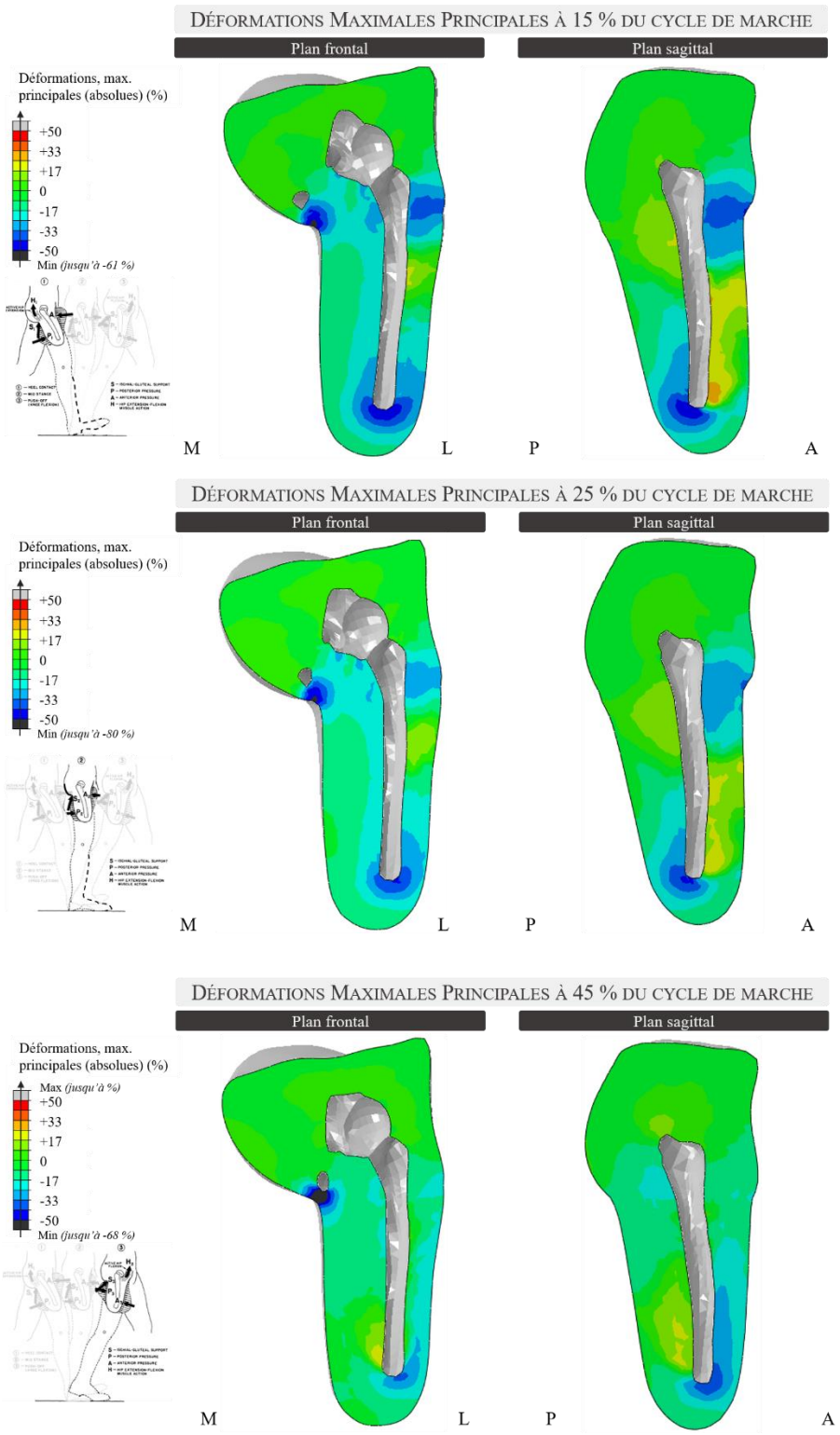


Figure 73 : Déformations maximales principales en coupe en vue de frontale (a) et vue sagittale (b) pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. Les éléments principalement soumis à de la compression sont affichés avec des valeurs négatives. M = face médiale, L = face latérale, A = face antérieure, P = face postérieure.

3.1.3.2 Impact de la modélisation de la liaison coxo-fémorale

La comparaison des répartitions et profils de pression entre une modélisation de la hanche par une liaison rotule et une modélisation par une liaison encastrement est présentée à la Figure 74 ainsi qu'à la Figure 75.

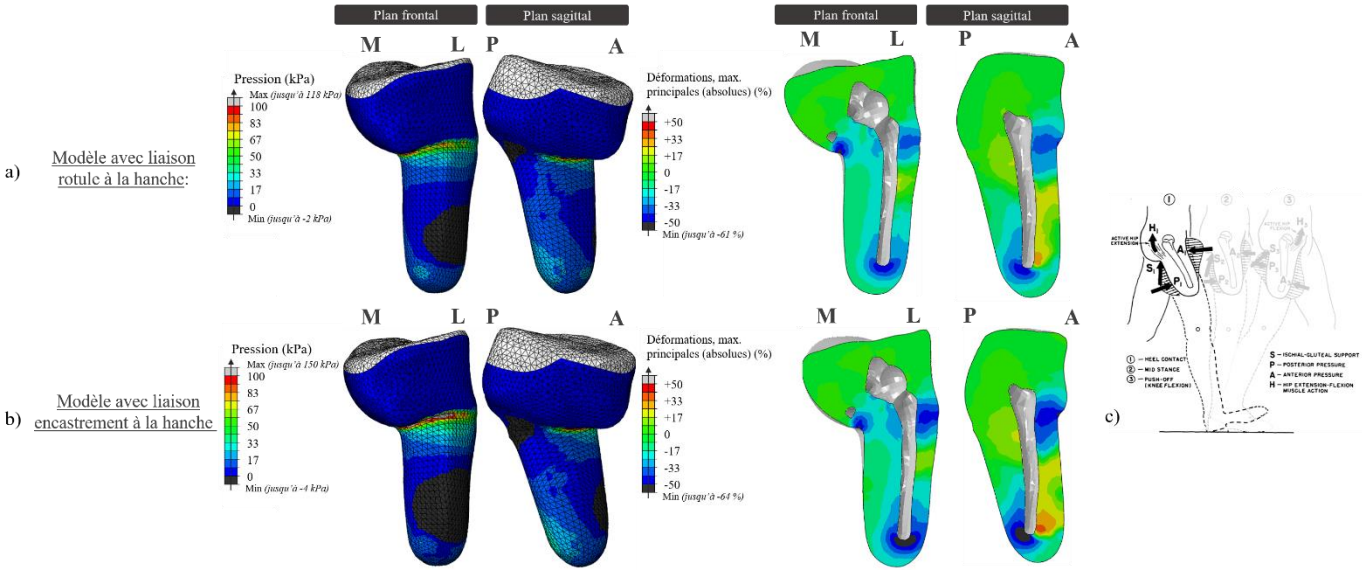


Figure 74 : Comparaison des répartitions de pression et des déformations maximales principales entre un modèle représentant la liaison coxo-fémorale par une rotule (a) et un modèle la représentant par une liaison encastrement (b). Le chargement appliqué à l'emboîture correspond au torseur des actions mécaniques calculé pour 15 % du cycle de marche.

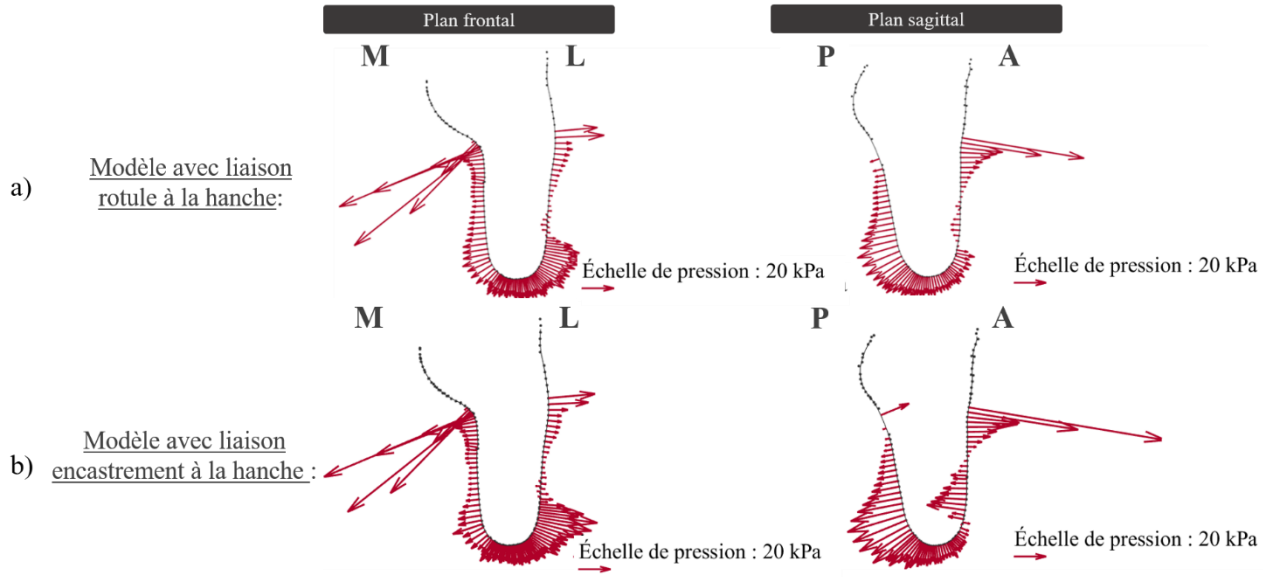


Figure 75 : Comparaison des profils de pression dans les plans frontal et sagittal pour un modèle représentant la hanche comme une liaison rotule (a) et un modèle représentant la hanche par une liaison encastrement (b). M = face médiale, L = face latérale, A = face antérieure, P = face postérieure.

Le modèle représentant la hanche par une liaison encastrement estimait des pressions sous l'ischion 21 % plus importantes que pour le modèle représentant la hanche par une liaison rotule. De plus, les pressions distales sur les faces postérieure et latérale du membre résiduel étaient respectivement 17 % et 12 % plus importantes lorsque les rotations du fémur étaient bloquées. Le maximum de pression était, dans les deux cas, situé sous l'ischion, cependant cette valeur atteignait 150 kPa lorsque la hanche était

bloquée, contre le 117 kPa lorsque le fémur était libre en rotation autour du centre de la tête fémorale. Comme l'illustre la Figure 74, les déformations en compression, principalement dans la zone distale et la zone antérieure des tissus mous étaient également 5 % plus faibles pour le modèle autorisant les rotations du fémur.

3.1.3.3 Comparaison à la littérature

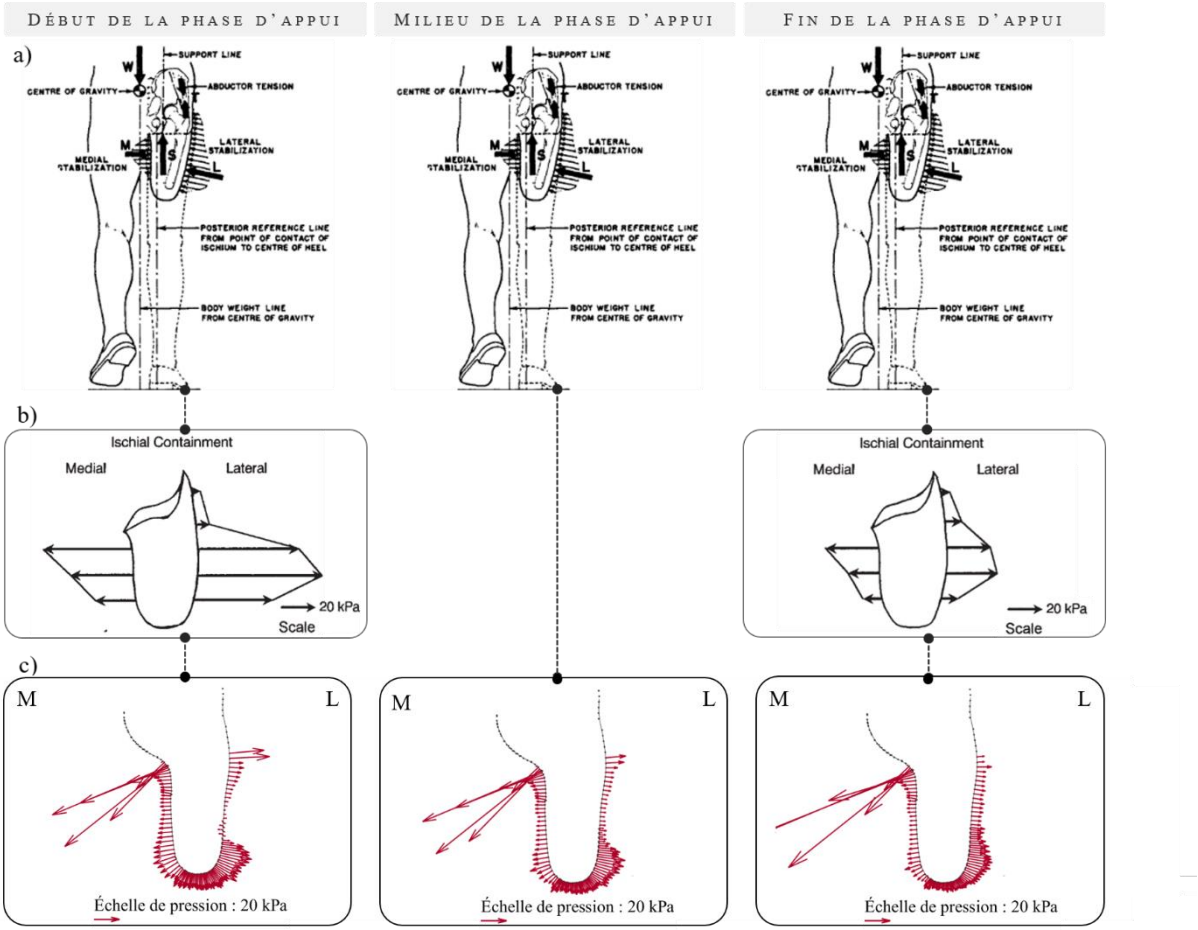


Figure 76 : Comparaison des profils de pression durant la marche appareillée dans le plan frontal tels que décrits par Radcliffe (a), avec les mesures réalisées par Lee et al. 1997 (b) ainsi qu'avec les résultats des simulations de la présente étude (c). Les mesures présentées en (b) correspondent aux profils de pression pour 10 % et 50 % du cycle de marche. M = face médiale, L = face latérale, A = face antérieure, P = face postérieure.

Les pressions obtenues dans ce travail ont été comparées qualitativement au modèle mécanique de (Radcliffe, 1955; Pritham, 1990) et aux mesures de (Lee et al., 1997) pour le plan frontal (Figure 76) et le plan sagittal (Figure 77). Les profils de pression étaient globalement semblables les uns aux autres quel que soit le moment du cycle de marche étudié que ce soit pour les résultats de la littérature ou ceux de la présente étude. Dans le plan frontal, il était toutefois notable que les pressions distales de la face latérale du membre résiduel étaient plus importantes au début de la phase d'appui qu'à la fin à la fois dans la présente étude et dans l'article de (Lee et al., 1997) contrairement aux prédictions de (Radcliffe, 1977) (Figure 76b et Figure 76c). En termes d'amplitude, l'appui sous ischion était soumis à de plus fortes contraintes de pression en fin de phase d'appui que pendant le reste de la marche contrairement à

ce qui était rapporté par (Lee et al., 1997). Les profils évoluaient au cours de la phase d'appui de manière plus marquée dans le plan sagittal que dans le plan frontal (Figure 77). Un profil similaire était observable à 15 % et 25 % du cycle de marche, les amplitudes de pression étant cependant moindres que pour le début de la phase d'appui comme l'indiquait (Radcliffe, 1955) (Figure 77a et Figure 77c). Enfin, entre 15 % et 45 % du cycle de marche les profils de pression évoluaient de la même manière que ce qui était rapporté par (Lee et al., 1997) (Figure 77b et Figure 77c). Sur la face antérieure les pressions étaient plus réparties, et la zone distale était légèrement plus sollicitée que pour le reste de la phase d'appui, à la fois dans ce qui est rapporté par (Lee et al., 1997) et dans la présente étude. En ce qui concerne la face postérieure, les pressions de la zone distale étaient réduites au profit des pressions dans la zone proximale, qui, elles, augmentaient. Ces constatations étaient à la fois visibles sur les profils rapportés (Figure 75) mais également sur les cartographies des pressions (Figure 74).

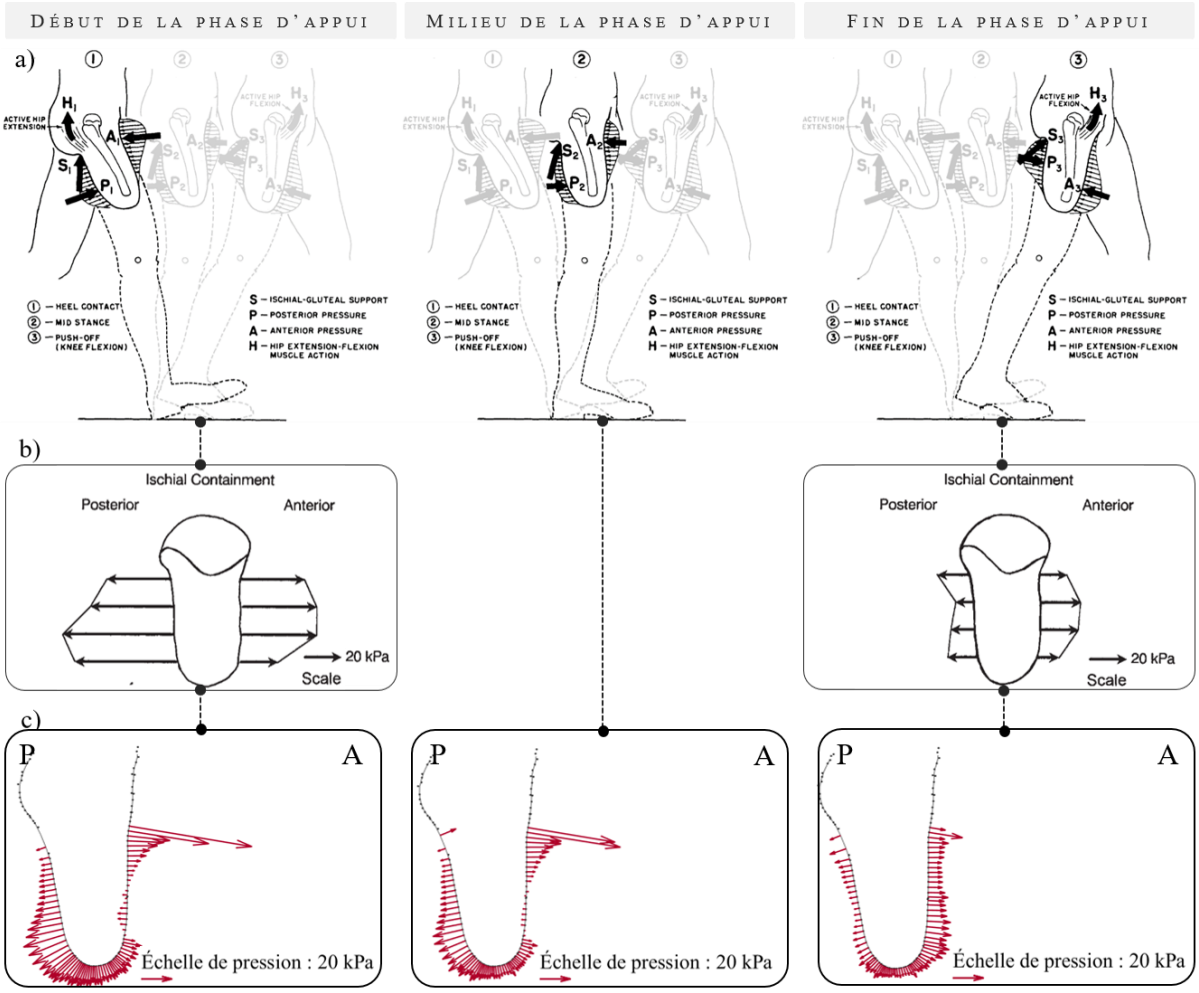


Figure 77 : Comparaison des profils de pression durant la marche appareillée dans le plan sagittal tels que décrits par Radcliffe (a), avec les mesures réalisées par Lee et al. 1997 (b) ainsi qu'avec les résultats des simulations de la présente étude (c). Les mesures présentées en (b) correspondent aux profils de pression pour

10 % et 50 % du cycle de marche. M = face médiale, L = face latérale, A = face antérieure, P = face postérieure.

3.1.4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'estimer les pressions à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel grâce à la méthode des éléments finis. Contrairement aux approches de la littérature, dont une revue a été présentée au § 1.3.3, le modèle proposé ici a permis représenter la zone de contact entre l'ischion et l'emboiture d'une part, et les efforts musculaires des muscles de la hanche d'autre part pour la décomposition du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du le membre résiduel sur le bassin. En outre, des paramètres matériaux en accord avec la zone étudiée, en l'occurrence la cuisse d'un sujet amputé au niveau fémoral, ont été utilisés dans le modèle. Dans le but d'évaluer l'approche proposée, une comparaison des profils de pression obtenus dans les plans sagittal et frontal avec les études de la littérature a été également réalisée.

Pour répondre à l'objectif un modèle éléments finis du membre résiduel et de l'emboîture a été construit sur Abaqus. Le modèle comprenait l'enveloppe externe des tissus mous, le fémur amputé, le bassin et l'emboîture. Les géométries du modèle ont été obtenues et positionnées les unes par rapport aux autres grâce à des acquisitions radiographiques biplanaires combinées à des acquisitions réalisées avec un scanner optique et à une capture du mouvement au cours de la marche. Le comportement mécanique des tissus mous et de l'emboîture choisi était un comportement hyperélastique suivant une loi d'Ogden de premier ordre. En ce qui concerne les tissus mous, les paramètres matériaux étaient des résultats de l'étude présentée au chapitre 0 réalisée sur la cuisse de sujets sains et d'un sujet amputé. Les structures osseuses ont été, elles, définies comme des objets rigides. Plusieurs instants de la phase d'appui, correspondant à 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche, ont été étudiés. Le chargement calculé au niveau du genou prothétique a été appliqué à l'emboîture. Enfin, les efforts musculaires calculés lors de l'étude détaillée au chapitre 2.3 ont été appliqués aux muscles du modèle éléments finis représentés par des ressorts de traction. Les temps de simulations étaient compris entre 20 et 40 minutes en utilisant deux cœurs de CPU. L'ordinateur utilisé possédait un processeur Intel® Xeon® E-2174G CPU @ 3,80 GHz ainsi qu'une RAM de 16 GB.

Les pressions maximales relevées étaient localisées sous l'ischion, quel que soit l'instant du cycle de marche. La pression maximale était ainsi égale à 118 kPa, 101 kPa et 184 kPa, respectivement pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. Les profils de pression estimés dans le plan frontal évoluaient peu en fonction du cycle de marche en comparaison des profils dans le plan sagittal pour lesquels les pressions diminuaient sur la face postérieure et augmentaient sur la face antérieure du membre résiduel entre 25 % et 45 % du cycle de marche. La comparaison des profils de cette étude avec ceux rapportés dans la littérature indiquait que les résultats fournis étaient globalement cohérents avec le modèle mécanique de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture décrit au chapitre 1.2 ainsi qu'avec

l'étude expérimentale de (Lee et al., 1997). Les déformations principales étaient également calculées dans cette étude. Des déformations logarithmiques allant jusqu'à 80 % étaient relevées entre le support ischiatique et l'ischion, justifiant l'intérêt de la prise en compte des grandes déformations. Enfin l'impact de l'hypothèse d'encastrement de la hanche sur les pressions calculées à l'interface a également été investigué. Il a ainsi été montré que cette hypothèse induisait une surestimation des pressions à l'interface pouvant aller jusqu'à 21 % des valeurs obtenues avec une modélisation de la hanche par une liaison rotule. De plus amples investigations sont cependant nécessaires afin de définir si une augmentation des pressions de cet ordre sous l'ischion est ressentie ou non par les personnes amputées.

D'autres études de la littérature ont également proposé des modèles éléments finis de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture dans le contexte des amputations transfémorales. Toutefois parmi ces études, seule une présentait des résultats provenant d'un modèle comportant l'ischion (Van Heesewijk et al., 2018). Il s'agit donc du seul article présentant une approche numérique auquel les résultats de la présente étude pouvaient être comparés. La pression maximale estimée était de 364 kPa et celle-ci était bien localisée sous l'ischion (Van Heesewijk et al., 2018). Dans la présente étude, les pressions calculées sous l'ischion ne dépassaient cependant pas les 185 kPa et étaient donc bien inférieures à celles estimées par (Van Heesewijk et al., 2018). Une partie de cette différence peut s'expliquer par le blocage de la liaison coxo-fémorale dans l'étude de la littérature. En effet, comme l'a montré la présente étude, une liaison encastrement entre le bassin et le fémur pouvait amener à surestimer les pressions sous l'appui ischiatique. Comme cela a été vu à au chapitre 1.2 le torseur des actions mécaniques intersegmentaires entre le membre résiduel et le bassin se décompose en plusieurs actions dont les actions de contact, comme celles induites par l'appui ischiatique, et les actions musculaires. Ce sont ces actions musculaires qui ont ainsi permis de soulager l'appui ischiatique et de réduire les pressions sous l'ischion qui passaient alors de 150 kPa à 118 kPa dans les résultats présentés ici. D'autre part, les écarts importants de valeur entre les deux études peuvent également s'expliquer par le fait que le serrage de l'emboîture n'était pas modélisé dans l'étude de (Van Heesewijk et al., 2018). L'enfoncement du membre résiduel pouvait alors être plus important que lorsqu'un serrage est appliqué à l'emboîture, ce qui pouvait induire des pressions plus importantes sur les zones d'appui.

Il est également possible de comparer les résultats de l'étude de ce chapitre avec les études expérimentales de la littérature. Les résultats rapportés par les études expérimentales sont ainsi plus proches des résultats de la présente étude que les résultats des modèles éléments finis. Des mesures ont notamment été réalisées par (Lee et al., 1997) en des zones très locales du membre résiduel à l'aide de capteurs d'effort insérés dans l'emboîture (Tableau 1). Le maximum de pression était mesuré au niveau du capteur le plus proche de l'ischion à 30 % du cycle de marche et s'élevait à 90 kPa. Dans la présente étude, cette valeur atteignait 184 kPa à 45 % du cycle de marche. Les écarts relevés peuvent s'expliquer en partie par des différences de la zone comparée. En effet, les capteurs étaient positionnés dans l'emboîture sans information a priori de la localisation des pressions maximales. Dans le plan sagittal,

l'évolution du profil de pression entre le début et la fin de la phase d'appui était bien plus marquée avec les mesures expérimentales que pour les prédictions du modèle. Cela peut s'expliquer, entre autres, par la variabilité des amplitudes de pression à l'interface entre les différents sujets. Tout comme l'étude présentée ici, seuls les profils d'un sujet amputé transfémoral étaient fournis. Les pressions mesurées à l'interface, qu'il s'agisse de leur distribution ou de leur amplitude, sont toutefois très variables selon les sujets. (Moineau, 2017) ont ainsi rapporté des différences entre diférents sujets pouvant atteindre 100 kPa.

De même d'importants écarts sont rapportés entre les différentes études de la littérature (§1.3.2.2). En effet, si les pressions maximales sont toujours mesurées sur la zone proximale de la face médiale du membre résiduel, la plage de valeurs de ces maxima est très vaste. Les valeurs du maximum de pression sont comprises entre 26 kPa et 300 kPa (Kahle et al., 2014; Moineau, 2017) selon les études. En ce qui concerne la présente étude, les pressions maximales estimées étaient comprises entre 101 kPa et 184 kPa et étaient également localisées dans la zone proximale de la face médiale de l'interface. Une comparaison plus fine des résultats de la présente étude avec ces deux articles est cependant difficile car les valeurs de pression fournies ne sont que partielles.

Certaines hypothèses et simplifications réalisées pour la construction de ce modèle ont pu également impacter négativement la précision des estimations réalisées. Tout d'abord, concernant la géométrie du membre résiduel, le manchon n'a pas été représenté. L'ensemble des tissus mous, ainsi que le manchon ont été fusionnés en un ensemble. Il n'y avait donc pas de distinction entre les différents types de tissus ou les loges musculaires. Comme l'ont montré (Ramasamy et al., 2018), la fusion des tissus mous peut amener à une sous-estimation des contraintes internes dans les tissus. Toutefois, l'impact de cette hypothèse de modélisation sur les pressions à l'interface n'a pas encore été étudié. Toujours concernant les tissus mous, une sphère vide d'éléments a été modélisée autour de la liaison coxo-fémorale afin de simplifier la convergence des calculs dans une zone potentiellement soumise à de grandes déformations mais également afin de rendre compte de l'absence de tissus mous dans la capsule articulaire. La taille de la sphère a cependant été définie de manière arbitraire dans cette étude ce qui a pu avoir un impact notamment sur l'estimation des déformations internes dans le membre résiduel. D'autre part, la géométrie du fémur ne correspondait pas à la géométrie du fémur amputé mais à celle du fémur controlatéral sain. Le fémur a été repositionné et coupé à la hauteur de l'amputation grâce aux images radiographiques biplanaires. Des différences de formes ont pu intervenir entre le fémur amputé et le fémur controlatéral sain, notamment à l'extrémité distale du fémur amputé, où une ossification peut survenir à la suite de l'amputation. Enfin, concernant les géométries du modèle, celles de l'enveloppe externe et de l'emboîture provenaient des scans optiques du plâtre rectifié de l'emboîture. L'enveloppe externe et l'emboîture avaient donc des formes congruentes ce qui n'est pas le cas en réalité. Les différences de formes entre l'emboîture et l'enveloppe externe des tissus mous pouvaient amener à modifier les répartitions de pression à l'interface. Cependant, une réduction de la circonférence de

l'emboîture a été réalisée dans le modèle afin de rendre compte du serrage des tissus mous dans l'emboîture. Si cette configuration n'a pas permis de rendre compte de l'état de contrainte initial réel dans les tissus mous à la suite de la mise en place de l'emboîture, l'impact de cette simplification était probablement négligeable sur les amplitudes de pression relevées à l'interface. En effet, les pressions rapportées dans la littérature à l'issu de la phase de *donning* sont biens plus faibles, inférieures à 25 Pa (Lacroix et al., 2011; Van Heesewijk et al., 2018), que les pressions rapportées pour des chargements correspondant à des appuis bipodal et unipodal, pouvant dépasser les 300 kPa (Van Heesewijk et al., 2018).

En ce qui concerne le comportement mécanique des tissus mous, bien qu'il ait été montré que les paramètres matériaux des tissus mous différaient d'une zone du membre résiduel à une autre (§ 2.2.2.3), l'ensemble du membre résiduel a été modélisé avec un seul couple de paramètres. Ce modèle constituait en effet une première approche pour l'étude de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture, mais il serait intéressant de régionaliser le membre résiduel pour y appliquer des paramètres matériaux spécifiques à chaque zone. Comme cela a été dit précédemment, l'ensemble des tissus et mous et le manchon ont été fusionnés en une seule entité. Les paramètres matériaux appliqués ne correspondaient donc pas aux paramètres matériaux réels des tissus mous. En dépit de ces simplifications, l'objectif était ici de rendre compte du comportement global de l'ensemble des tissus mous, afin de simplifier la modélisation en éléments finis.

Concernant les conditions limites, une première simplification a consisté à ne pas prendre en compte l'impact de la valve de dépressurisation de l'emboîture dans le chargement. Dans le but d'empêcher le glissement entre l'emboîture et la surface externe des tissus mous le coefficient de frottement entre ces deux entités a été fixé à 1. Le modèle ne permettait donc pas d'évaluer les contraintes de cisaillement intervenant à la surface du membre résiduel. Une modélisation plus réaliste de la dépression dans l'emboîture ainsi qu'une mesure appropriée du coefficient de frottement entre l'emboîture et le membre résiduel seraient nécessaires afin d'obtenir une estimation correcte des contraintes tangentielles. D'autre part, les tissus mous ont été encastrés avec les structures osseuses, le glissement des tissus mous le long de la frontière osseuse n'a donc pas été modélisé. Comme l'ont montré (Restrepo et al., 2014), la variation du coefficient de frottement peut avoir un impact sur les contraintes internes des tissus mous, reste à savoir si les mêmes conclusions peuvent être faites pour les pressions à l'interface.

Au sujet des efforts musculaires, ceux-ci étaient issus de l'étude présenté au chapitre 2.3. Les résultats indiquaient que 32 % de l'effort vertical était transmis par l'appui ischiatique au bassin. En outre le moment induit la résultante des actions mécaniques repris par cet appui au centre de la tête fémorale s'élevait à 80 % du moment d'abduction à la hanche. Cette valeur était donc bien supérieure au 50 % supposé pour le calcul des efforts musculaires. Ces écarts peuvent en partie s'expliquer par la difficulté à modéliser le comportement mécanique des muscles. Dans le modèle éléments finis les muscles ont été

modélisés comme des ressorts. Les raideurs de ces ressorts ont été calculées pour être proportionnelles à la PCSA de chacun des muscles qui était également issue de valeurs génériques obtenues sur des populations de sujets non amputés. De surcroît, le fémur était déjà dans la position d'intérêt par rapport au bassin au début de la simulation. Dans le but d'obtenir la position relative du fémur par rapport au bassin à un instant donné, une simulation entre la position de départ, comme par exemple un appui bipodal statique, et la position à la fin de la phase d'appui, auraient été nécessaires. Cependant cette approche implique des temps de calculs bien plus longs (Henao et al., 2020) que les simulations en quasi-statique correspondant à seuls instants considérés.

Enfin les résultats rapportés dans la présente étude n'ont, à ce jour, pas été validés expérimentalement. Des mesures expérimentales demeurent indispensables pour évaluer le modèle développé dans ce chapitre. À l'instar des mesures réalisées par (Moineau, 2017; Jamaludin et al., 2019), des capteurs de types FSR peuvent être insérés dans le manchon ou à la surface du manchon pour comparer les valeurs de pression mesurées aux valeurs de pression estimées. Cependant la calibration de ces capteurs nécessite la mise en place d'un protocole rigoureux demandant des développements supplémentaires afin de pouvoir exploiter les résultats (Buis et al., 1997; Flórez et al., 2010).

Par conséquent, la présente étude montre la faisabilité de l'utilisation d'un modèle biomécanique pour l'estimation des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. À terme, une meilleure modélisation des interactions entre le membre prothétique et le membre amputé pourrait permettre le développement de ces modèles numériques en clinique, par exemple dans le but de permettre l'évaluation quantitative des rectifications réalisées sur les emboîtures. Pour cela, les processus d'acquisition et de traitement des données doivent encore être simplifiés. L'imagerie ultrasonore semble être une opportunité pour s'émanciper des systèmes d'imagerie classiques comme les systèmes radiographiques ou les IRM. Plusieurs études ont d'ores et déjà montré la faisabilité des reconstructions osseuses et des structures molles via l'imagerie ultrasonore (Barratt et al., 2008; Frauziols, 2016; Ranger et al., 2019; Solav et al., 2019). En ce qui concerne les méthodes de calculs (Steer, Grudniewski, et al., 2019; Steer, Worsley, et al., 2019) ont, par ailleurs, mis en avant la pertinence des modèles statistiques pour l'évaluation des pressions à l'interface du membre résiduel tibial. À partir d'une base de données de modèles éléments finis, il est alors possible en réglant certains paramètres clés, comme la longueur ou la forme distale du membre résiduel, d'estimer en temps réel les pressions à l'interface en fonction de la géométrie choisie pour l'emboîture. Cette approche permettrait de démocratiser l'utilisation des modèles numériques en clinique pour apporter des données quantitatives afin d'aider les orthoprothésistes dans leur tâche et donc potentiellement d'améliorer la qualité ainsi que la répétabilité de la conception des emboîtures.

3.1.5 Conclusion

Un modèle biomécanique de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture alliant la méthode des éléments finis aux protocoles numériques-expérimentaux détaillés aux chapitre 0 et chapitre 2.3, a été présenté dans ce chapitre. Contrairement à ce qui a d'ores et déjà été fait dans la littérature, ce modèle a été pensé de manière à pouvoir personnaliser les propriétés matériaux des tissus mous ainsi que les conditions limites du modèle, en particulier la prise en compte des efforts des muscles s'insérant sur le membre résiduel grâce au couplage du modèle éléments finis et des résultats du modèle musculosquelettique du chapitre 2.3.

Un certain nombre d'hypothèses ont toutefois dû être réalisées en première approche afin de simplifier la méthode. En particulier la géométrie de l'enveloppe externe du membre résiduel ne correspondait pas à la géométrie non déformée du membre résiduel, les propriétés matériaux des tissus mous ont été estimées pour l'ensemble des tissus mous fusionnés avec le manchon et la rotation interne/externe du fémur par rapport au bassin n'a pas été modélisée. Néanmoins, ces hypothèses ont permis de simplifier le protocole d'acquisition des données d'entrée du modèle et les simulations sans pour autant nuire aux résultats. En effet les résultats présentés demeuraient cohérents avec les articles de la littérature, notamment ceux présentant des mesures expérimentales des pressions à l'interface. Une validation expérimentale reste cependant nécessaire sur un même jeu de données.

À termes, sous condition de simplification des méthodes de construction des modèles et de réduction des temps de calcul, ces modèles pourraient être appliqués en clinique afin de fournir à l'orthoprothésistes des données quantitatives lui permettant d'évaluer les rectifications des emboîtures en amont de leur fabrication.

Ce qu'il faut retenir :

- Un modèle éléments finis pour l'évaluation des pressions à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel a été présenté dans cette étude.
- La géométrie mais également le comportement mécanique des matériaux ainsi que les conditions limites du modèle étaient personnalisables, entre autres, grâce aux méthodes développées au chapitre 0.
- L'articulation coxo-fémorale a été modélisée par une liaison rotule à doigt permettant la flexion/extension ainsi que l'adduction/abduction de la hanche.
- L'encastrement du fémur avec le bassin conduisait à une surestimation des pressions sous l'appui ischiatique.
- L'estimation des pressions était réalisée pour 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche avec une emboîture à ischion intégré.
- Les profils et amplitudes de pression trouvés étaient globalement en accord avec les données de la littérature.
- Les pressions maximales étaient localisées sous l'ischion à tous les instants du cycle de marche et pour toutes les configurations d'étude.

3.2 EXPLOITATION DU MODELE ELEMENTS FINIS : INFLUENCE DES PARAMETRES D'ENTREE DU MODELE SUR LA REPARTITION DES PRESSIONS A L'INTERFACE

3.2.1 Introduction

En charge de la conception et de la fabrication de l'emboîture, l'orthoprothésiste définit l'emboîture en fonction de différents paramètres du membre amputé qu'il doit appareiller. Comme cela a été expliqué au § 1.1.3, les mensurations du membre résiduel, la proéminence et localisation des reliefs osseux, le tonus des tissus, la localisation des cicatrices et zones douloureuses font partis des paramètres évalués par l'orthoprothésiste lors de l'inspection et de la palpation du membre résiduel en amont de la prise de plâtre (Radcliffe, 1955, 1977; Colombo et al., 2010). À partir de ces constatations, l'orthoprothésistes peut choisir la géométrie ainsi que les matériaux appropriés de l'emboîture pour son patient. Cela se traduit par différents types d'emboîtures et schémas de rectifications, différentes valeurs de serrage, mais également différentes rigidités de la paroi de l'emboîture (Muller, 2016). Tous ces facteurs sont des leviers sur lesquels l'orthoprothésiste peut jouer pour modifier la répartition des pressions à la surface du membre amputé afin de rendre l'emboîture la plus confortable possible. Il a été vu au chapitre 1.2 que la position du fémur dans l'emboîture a son importance pour l'activation des muscles et sur le transfert des actions mécaniques entre la prothèse et le membre résiduel. La position du fémur dans l'emboîture peut être influencée par l'amputation, la rééducation, la géométrie de l'emboîture ainsi que l'alignement de la prothèse (Mayfield et al., 1977).

Ainsi un certain nombre de facteurs ont une influence sur les profils et amplitudes de pression à la surface du membre résiduel. Il est possible de distinguer les facteurs qui sont imposés à l'orthoprothésiste et qui concernent son patient, tels que l'orientation du fémur, l'importance de l'appui ischiatique ou le tonus des tissus mous du membre résiduel, des facteurs qui sont choisis par l'orthoprothésistes et qui sont liés à la conception de l'emboîture, comme le matériau, la géométrie et le serrage de l'emboîture. Certains de ces paramètres ont d'ores et déjà fait l'objet d'études dans la littérature. Plus particulièrement, en ce qui concerne les facteurs liés à la conception de l'emboîture, des mesures expérimentales ont montré des variations importantes des valeurs maximales de pression entre les emboîtures quadrilatérales, les emboîtures à ischion intégré et les emboîtures sous-ischiatiques de type NU-Flex durant la marche appareillée (Lee et al., 1997; Kahle et al., 2014). D'autres mesures ont également montré que des rectifications différentes sur un même type d'emboîture engendraient des répartitions de pression différentes (Jamaludin et al., 2019). Cependant ces mesures ne rendaient pas compte des pressions sur l'ensemble de la surface du membre résiduel mais seulement en quelques points.

L'impact de ces paramètres est donc difficile à quantifier expérimentalement. Pour apporter des éléments de réponses certains auteurs ont choisi de mener des études numériques notamment en ce qui concerne le serrage ou le matériau de l'emboîture, la raideur des tissus mous ou encore la longueur du fémur.

L'orthoprothésiste choisit le serrage de l'emboîture en fonction des règles de bonne pratique, toutefois l'influence de légères variations du serrage sur les répartitions de pression n'a pas encore été étudié dans le cas des amputations transfémorales. Grâce à la construction d'un modèle éléments finis, ce facteur a cependant été investigué dans le cadre d'amputations transtibiales (Steer, Worsley, et al., 2019). Les résultats indiquent qu'une augmentation du serrage, compris entre -2 % et 6 % du volume du membre résiduel, induit une réduction des pressions sur l'extrémité distale et une augmentation des pressions sur la zone proximale du membre résiduel.

Un autre facteur lié à l'emboiture n'ayant pas encore été étudié dans le cadres des amputations transfémorales est le matériau de l'emboîture. En effet, l'emboîture peut être réalisée avec différents matériaux et est souvent un composite de plusieurs d'entre eux ayant différentes propriétés (Muller, 2016). Des modèles éléments finis de sujet amputés au-dessous du genou ont mis en avant l'impact du matériau de la paroi de l'emboîture sur les répartitions de pressions (Moerman et al., 2016; Steer, Worsley, et al., 2019). Les résultats ont permis de conclure, dans le cas des amputations transtibiales, qu'une réduction de la rigidité de l'emboîture redistribue les pressions à l'interface, réduisant les maximas de pression estimés.

S'agissant des facteurs liés au membre résiduel, ces derniers ont également fait l'objet de peu d'attention dans la population de sujets amputés au-dessus du genou. Seul l'impact de la longueur du fémur sur les pressions à l'interface a, pour l'heure, été investigué (Andrés Vélez Zea et al., 2015). Cette étude portait sur cinq sujets ayant des longueurs de fémur allant de 70 % à 95 % de la longueur du membre résiduel. Les résultats indiquent qu'une longueur optimale de fémur autour de 87 % de la longueur du membre résiduel induit des pressions maximales plus faibles à l'interface. Dans le cas des modèle de membres résiduels tibiaux, d'autres facteurs ont été étudiés comme la forme distale des structures osseuses (Portnoy et al., 2009). Des différences allant jusqu'à 50 % des valeurs de pressions étaient rapportées entre les géométries. Dans le cas des amputations en-dessous du genou, la forme distale des structures osseuses fait effectivement l'objet d'une attention particulière car les épaisseurs de tissus mous misent en jeu sont bien plus faibles que pour les amputations transfémorales (Henrot et al., 2000). La raideur des tissus mous a également été étudiée dans les cas des amputations transtibiales (Steer, Worsley, et al., 2019). Ce paramètre semblait avoir une influence mineure sur les contraintes superficielles, mais avait un impact plus important sur les contraintes internes.

D'autres paramètres, comme l'orientation des structures osseuses, et notamment du fémur, n'ont, eux, pas fait l'objet d'une attention particulière dans la littérature.

Un certain nombre de facteurs sont pris en considération par les orthoprothésistes pour la conception de l'emboîture mais leur influence n'a pas encore été évaluée dans le contexte des amputations transfémorales. L'avantage des méthodes numériques est qu'elles permettent d'étudier les pressions sur l'ensemble du membre résiduel et pas seulement en certaines zones de mesure localisées comme c'est les cas des mesures expérimentales. Au cours du chapitre précédent, un modèle éléments finis de l'interaction de l'emboîture avec le membre résiduel pour l'estimation des pressions dans le cadre des amputations transfémorales a été présenté. Dans le présent chapitre, une exploitation de ce modèle pour l'évaluation de l'influence sur les pressions de certains facteurs d'entrée du modèle est détaillée. Les facteurs retenus sont : le type d'emboîture (quadrilatérale ou à ischion intégré), partiellement investigué dans la littérature grâce à des mesures expérimentales, le serrage et les caractéristiques mécaniques de l'emboîture et des tissus mous, étudiés par certains auteur dans le cas des amputations transtibiales mais pas des amputations transfémorales, l'abduction et la flexion du fémur dans l'emboîture lors de l'appui bipodal ainsi que la part de moment d'abduction induit à la hanche par la résultante des efforts repris par l'appui sous l'ischion, qui n'ont, eux, pas été étudiés dans la littérature. Ces facteurs ont été choisis car, pour la plupart, ils ne font pas parti des facteurs étudiés dans le cas des amputations au-dessus du genou à l'exception du type d'emboîture. La méthode expérimentale ne permettant pas de rendre compte des pressions sur l'ensemble du membre résiduel, l'approche proposée ici repose donc sur l'application du modèle éléments finis afin de définir les pressions sur l'ensemble de la surface du membre résiduel.

3.2.2 Matériels et méthodes

La construction du modèle éléments finis de référence a été décrite au chapitre 3.1. À partir de ce modèle de référence, d'autres modèles éléments finis ont été conçus afin de rendre de compte de la variabilité de la cartographie des pressions à l'interface selon les facteurs définis précédemment au cours d'une analyse de sensibilité locale. Pour chacun de ces facteurs, trois niveaux de valeurs étaient modélisés, le minimum et le maximum ainsi qu'une valeur intermédiaire. La réponse mécanique du système pour ces trois valeurs a été évaluée à chaque fois au travers de la pression à l'interface et des déformations logarithmiques des tissus mous. Dans certains cas, la distance entre l'ischion et l'emboîture a également été rapportée. Chacun de ces facteurs a été étudié séparément avec des conditions limites de chargement spécifiques. En effet, selon les facteurs, le chargement de l'emboîture a été modifié afin de simplifier l'interprétation des résultats. À titre d'exemple, l'influence du serrage a été étudiée dans le contexte d'un appui unipodal, où seul l'effort vertical a été appliqué sur l'emboîture tandis que les types d'emboîtures ont été étudiés avec le chargement complet estimé à 25 % du cycle de marche. L'ensemble des facteurs d'intérêt ainsi que les configurations de chargement leur étant associées sont présentés dans la suite de ce chapitre. Le Tableau 15 résume les caractéristiques de chacun des modèles présentés.

Une analyse de sensibilité globale est envisagée en perspective pour la poursuite du travail amorcé durant cette thèse sous réserve d'une validation expérimentale des résultats du modèle présenté au chapitre 3.1.

3.2.2.1 Évaluation de l'influence de la raideur des tissus mous

Les résultats présentés au chapitre 0 ont montré une grande variabilité de la réponse mécanique des tissus mous en fonction de sujets. Cela se traduisait par des propriétés matériaux différentes, et en particulier pour le modèle d'Ogden, un module de cisaillement différent avec un écart de près de 29 kPa entre la valeur maximale et la valeur minimale. Le module de cisaillement appliqué au modèle de référence était de 16,7 kPa. La valeur maximale de module de cisaillement obtenue au cours des mesures, (30,2 kPa) a été utilisée pour la construction d'un modèle éléments finis constitué de tissus mous raides. À l'inverse, un module de 3,3 kPa a été appliqué au modèle avec des tissus mous souples. Il ne s'agissait pas là de la valeur minimale rapportée au chapitre 0. Néanmoins les valeurs de module de cisaillement plus faibles n'ont pas permis d'obtenir de simulations qui convergeaient.

Ici, seul l'effort vertical mesuré à 25 % du cycle de marche a été appliqué à l'emboîture. L'effort ainsi appliqué était de 660 N. À l'exception du degré de liberté de translation verticale, les autres degrés de liberté de l'emboîture ont été bloqués. Par conséquent, aucun effort n'était appliqué aux muscles puisqu'aucun moment n'était appliqué à l'emboîture.

3.2.2.2 Évaluation de l'influence du serrage de l'emboîture

Comme cela a été indiqué au chapitre précédent, les géométries de l'emboîture et du membre résiduel ont toutes deux été issues de la numérisation du plâtre rectifié de l'emboîture. Afin de simuler un serrage dans la configuration de référence une réduction de 2 % du périmètre de l'emboîture a été appliquée sur l'ensemble de la longueur de l'emboiture. Comme cela a été vu au chapitre 1.1, le serrage lors des rectifications n'est pas uniforme et ce serrage peut être compris entre 0 % et 2 % au niveau distal et 3 et 5 % sur la zone proximale Pour simplifier le serrage a cependant été supposé uniforme sur l'ensemble de la paroi pour cette étude. Un modèle avec un serrage de 0 % ainsi qu'un modèle ayant un serrage de 3 % ont été conçus. La valeur de 3 % a été choisi à dessein de renforcer le serrage sans nuire à la convergence des simulations.

Le chargement imposé correspondait à un effort vertical égal à celui mesuré à 25 % du cycle de marche. Tout comme précédemment, aucun effort musculaire n'a été modélisé.

3.2.2.3 Évaluation de l'influence des matériaux de l'emboîture

Le matériau appliqué pour la partie distale de l'emboîture du modèle de référence était un PE souple dont les caractéristiques mécaniques sont rappelées en Annexe D. La valeur estimée du module de

cisaillement a ensuite été divisée par deux afin d'obtenir le matériau pour le bord proximal. Dans le cadre de cette étude, l'influence des matériaux de la zone proximale a été investiguée (Figure 61). Pour cela différentes valeurs de matériaux ont été appliquées à la zone proximale de l'emboîture en se basant, entre autres, sur les valeurs fournies par (Moerman et al., 2016). Ainsi la plus faible valeur de module de cisaillement choisie était de 1,2 MPa ; il s'agissait de la plus petite valeur indiquée par (Moerman et al., 2016). Pour la valeur la plus forte, le module de cisaillement du PE souple a été appliqué, soit 121 MPa. De la même manière que pour le serrage le chargement imposé correspondait à l'effort vertical mesuré à 25 % du cycle de marche.

3.2.2.4 Évaluation de l'influence de l'abduction et de la flexion du fémur

L'orientation du fémur dans le membre résiduel a été modifiée en faisant tourner le fémur autour du centre de la tête fémorale (§ 1.1.1.1). L'enveloppe externe du membre résiduel n'a pas été modifiée. Les angles ont été arbitrairement choisis afin de laisser des épaisseurs de tissus mous suffisantes pour éviter un contact entre l'emboîture et le fémur qui aurait pu nuire à la convergence des simulations. La modification de l'angle d'abduction du fémur était alors de -4°, 0° et 2° (Figure 78). L'angle de flexion du fémur était de -4°, 0° ou 2° (Figure 78). Les modifications ont été réalisées indépendamment, c'est-à-dire que lorsque l'abduction du fémur était modifiée, la flexion du fémur restait inchangée et inversement.

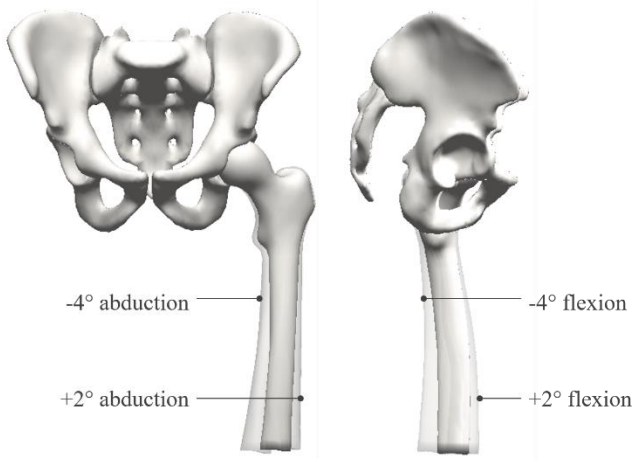


Figure 78 : Modifications des angles d'abduction (gauche) et de flexion (droite) du fémur. Trois configurations ont été étudiées dans chaque plan : -4°, 0° et +2°.

Encore une fois seul l'effort vertical estimé à 25 % du cycle de marche était appliqué à l'emboîture, et donc aucun effort musculaire n'était modélisé.

3.2.2.5 Évaluation de l'influence du moment d'abduction de hanche repris par les actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel

La configuration à 15 % du cycle de marche a été exploitée ici afin de définir les efforts musculaires ainsi que le torseur des actions mécaniques intersegmentaires du tibia prothétique sur l'emboîture.

L'impact du moment repris par les actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel n'a pas été pris en compte que sur l'abduction de hanche. Ainsi seuls les efforts et moments induisant une abduction ou adduction de hanche ont été pris en compte pour le chargement de l'emboîture.

L'impact du moment d'abduction de hanche induit par les actions des muscles s'insérant sur le membre résiduel sur l'évaluation des efforts musculaires a d'ores et déjà été étudié au cours du chapitre 2.3, et les résultats sont illustrés à la Figure 56. Trois appuis étaient simulés pour cette étude. La configuration de référence était celle pour laquelle un moment net à la hanche induit par les muscles était équivalent à 50 % du moment d'abduction du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin exprimé au centre de la tête fémorale. En complément des moments de 0 % et 100 % du moment d'abduction de ce même torseur ont été également modélisés. Pour cela l'optimisation des efforts, telle que décrite au chapitre 2.3, a été calculée en tenant compte uniquement du moment d'abduction du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin exprimé au centre de la tête fémorale. Lorsque les muscles étaient supposés reprendre 0 % de ce moment aucun effort n'était appliqué aux muscles du modèle éléments finis. Ces valeurs d'efforts musculaires sont rappelées dans le Tableau 14.

La configuration à 15 % du cycle de marche a été exploitée ici afin de définir les efforts musculaires ainsi que le torseur des actions mécaniques intersegmentaires sur tibia prothétique sur l'emboîture. L'effort vertical appliqué était de 791 N, l'effort mediolatéral valait 39 N et le moment d'abduction était de -16 N.m.

Muscles	Efforts à 100 % (N)	Efforts à 50 % (N)	Efforts à 0 % (N)
Grand adducteur	0	0	0
Chef long du biceps fémoral	0	0	0
Gemini	0	0	0
Grand fessier$_1$	12	6	0
Grand fessier$_2$	0	0	0
Grand fessier$_3$	0	0	0
Moyen fessier$_1$	454	227	0
Moyen fessier$_2$	181	91	0
Moyen fessier$_3$	114	57	0
Gracilis	0	0	0
Iliaque	40	20	0
Pectiné	0	0	0
Piriforme	20	10	0
Psoas	52	26	0
Carré Fémoral	0	0	0
Droit Fémoral	51	26	0
Sartorius	4	2	0
Tenseur Fascia Latae	15	8	0

Tableau 14 : Efforts appliqués aux muscles du modèle éléments finis pour un moment repris par les muscles équivalent à 0 %, 50 % et 100 % du moment d'abduction.

3.2.2.6 Évaluation de l'influence de la géométrie de l'emboîture

Deux emboîtures supplémentaires ont été construites pour cette étude. Une emboîture à ischion intégré, différente de l'emboîture utilisée pour le modèle de référence, ainsi qu'une emboîture quadrilatérale ont été générées automatiquement grâce au logiciel OrtenShape (Orten, Proteor, France) (Figure 79). Pour cela les dimensions du membre résiduel, mesurées sur la reconstruction numérique du plâtre, ont été entrées dans le logiciel. Un serrage distal de 2 % et un serrage proximal de 3 % a été ajouté pour la modélisation des emboîtures. Les modèles ainsi obtenus ont ensuite été positionnés sur les radiographies bi-planes.

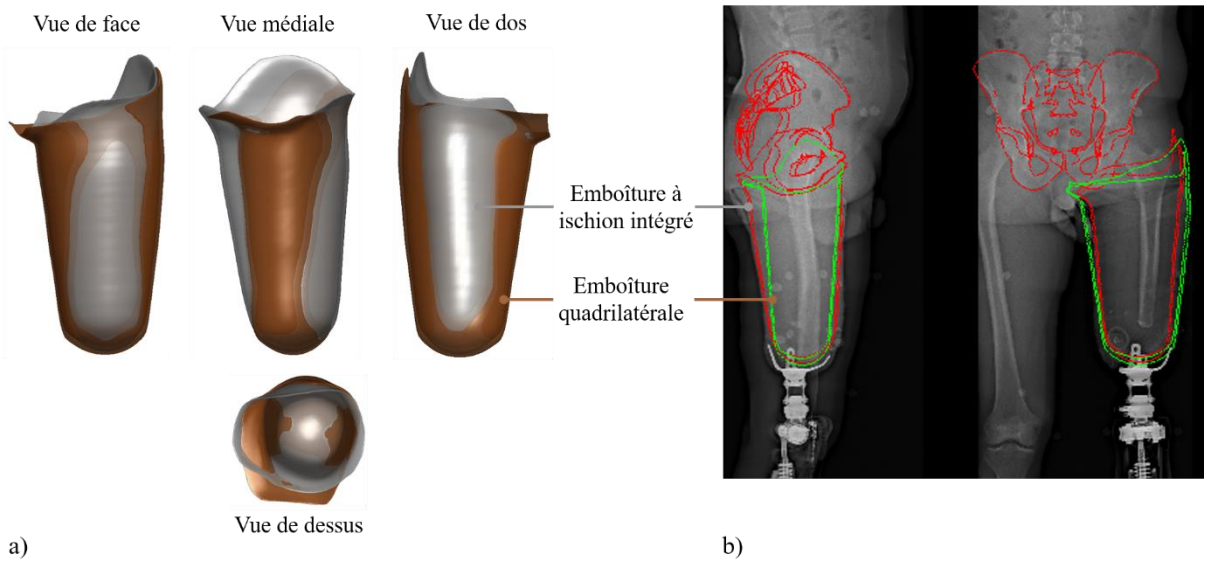
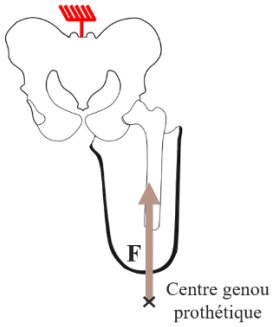
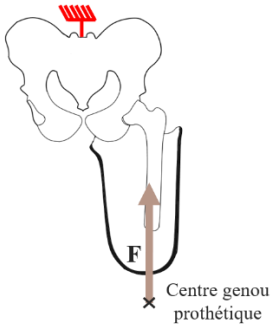
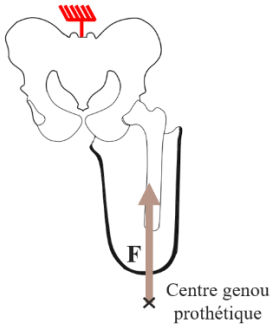
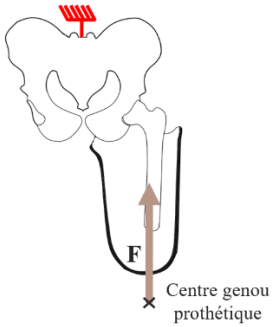
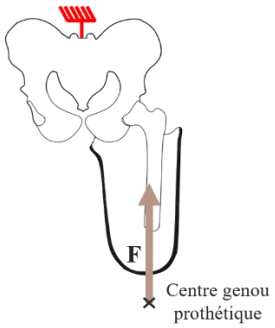
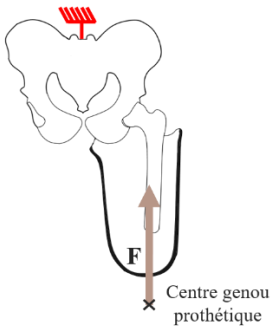
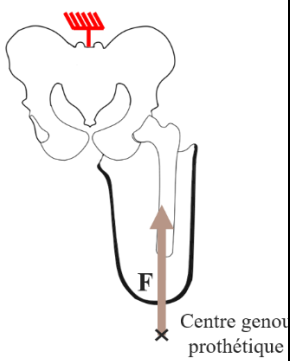


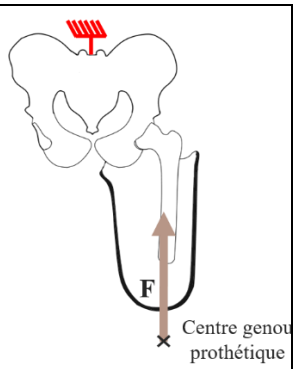
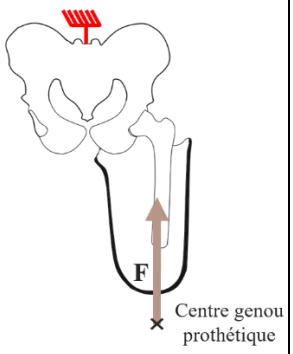
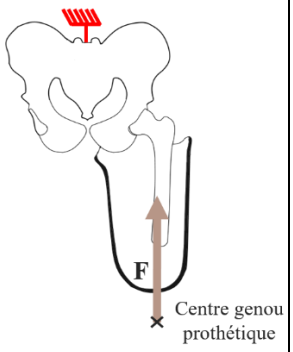
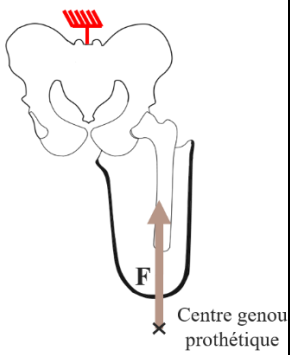
Figure 79 : Géométries des emboîtures obtenues avec OrtenShape (a) et (b) recalage de ces emboîtures sur les raadiographies biplanaires

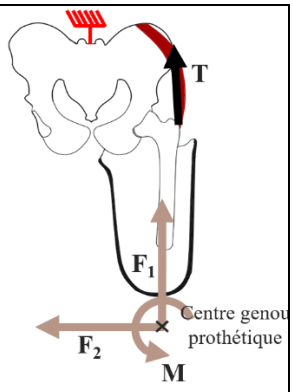
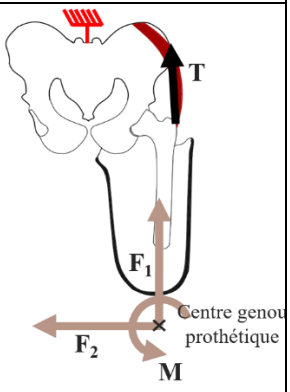
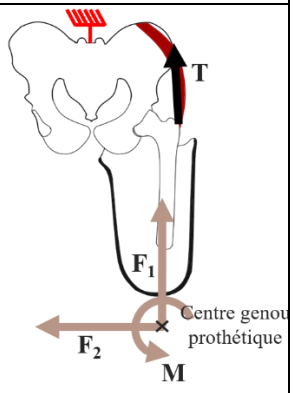
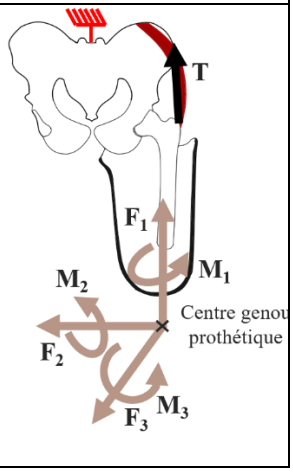
Pour ces modèles, l'ensemble des efforts et moments calculés au genou à 25 % du cycle de marche ont été appliqués à l'emboîture et les efforts musculaires estimés pour un appui ischiatique de 50 % ont été affectés aux muscles du modèle

3.2.2.7 Tableau récapitulatif des simulations

Modèle	$\mu_{Tissus\ mous}$ (kPa)	$\mu_{Emboiture\ proximale}$ (MPa)	Géométrie emboîture	Serrage (%)	Appui ischiatique (%)	Abduction fémur (°)	Flexion fémur (°)	Efforts musculaires	Chargement
1	16,7	61,0	ICS-1	2	50	0	0	X	
2	3,3	61,0	ICS-1	2	50	0	0	X	

3	30,2	61,0	ICS-1	2	50	0	0	X	
4	16,7	1,2	ICS-1	2	50	0	0	X	
5	16,7	121,0	ICS-1	2	50	0	0	X	
6	16,7	61,0	ICS-1	0	50	0	0	X	
7	16,7	61,0	ICS-1	3	50	0	0	X	

8	16,7	61,0	ICS-1	2	50	-4	0	X	
9	16,7	61,0	ICS-1	2	50	+2	0	X	
10	16,7	61,0	ICS-1	2	50	0	-4	X	
11	16,7	61,0	ICS-1	2	50	0	+2	X	

12	16,7	61,0	ICS-1	2	50	0	0	Y	
13	16,7	61,0	ICS-1	2	0	0	0	Y	
14	16,7	61,0	ICS-1	2	100	0	0	X	
15	16,7	61,0	ICS-2	2	50	0	0	Y	

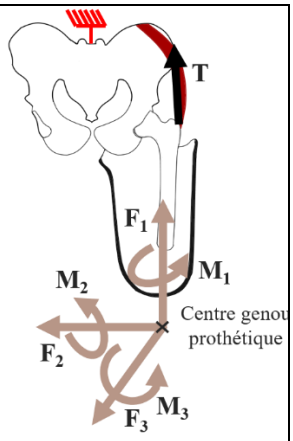
16	16,7	61,0	QUAD	2	50	0	0	Y	

Tableau 15 : Récapitulatif des modèles éléments finis. ICS-1 est la géométrie d'emboîture du sujet, récupérée grâce au plâtre rectifié de l'emboîture, ICS-2 est une emboîture à ischion intégré générée sur OrtenShape. De même QUAD est l'emboîture quadratique générée sur OrtenShape.X dans la colonne des efforts musculaires indique qu'aucun effort n'était appliqué au muscle pour cette simulation, au contraire un Y indique que des efforts étaient appliqués au muscle en fonction de la configuration d'étude.

3.2.3 Résultats

3.2.3.1 Évaluation de l'influence de la raideur des tissus mous

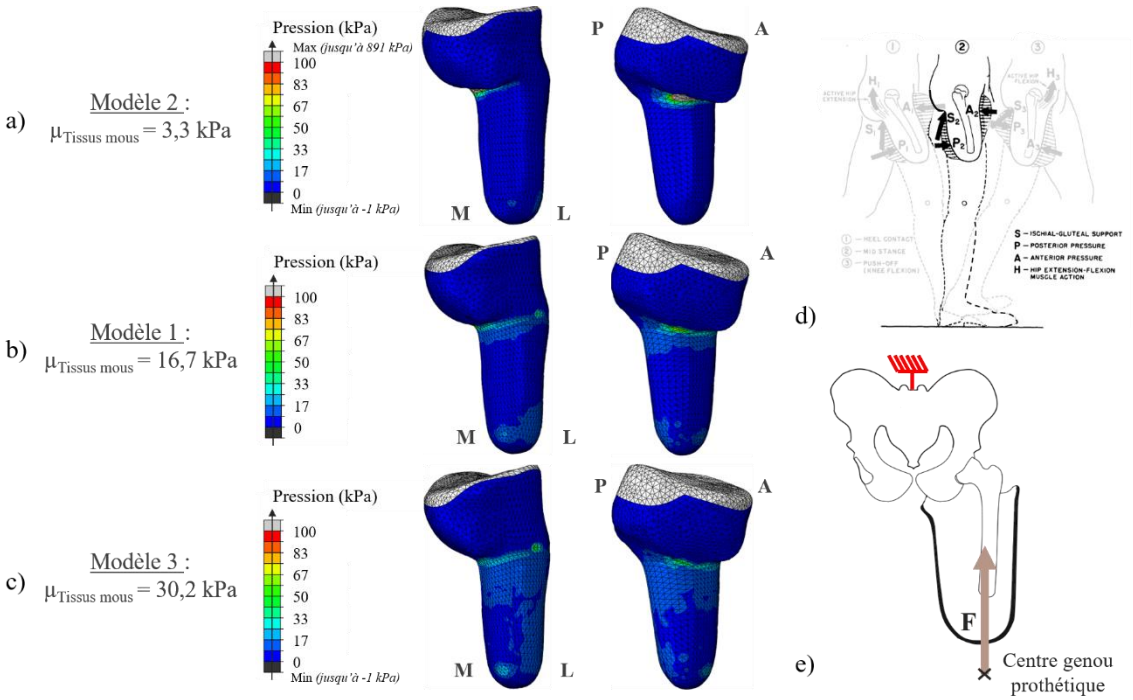


Figure 80: Comparaison des répartitions de pressions pour différentes valeurs de module de cisaillement des tissus mous (a, b et c). Le chargement imposé correspondait à l'effort vertical (e) calculé pour 25 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

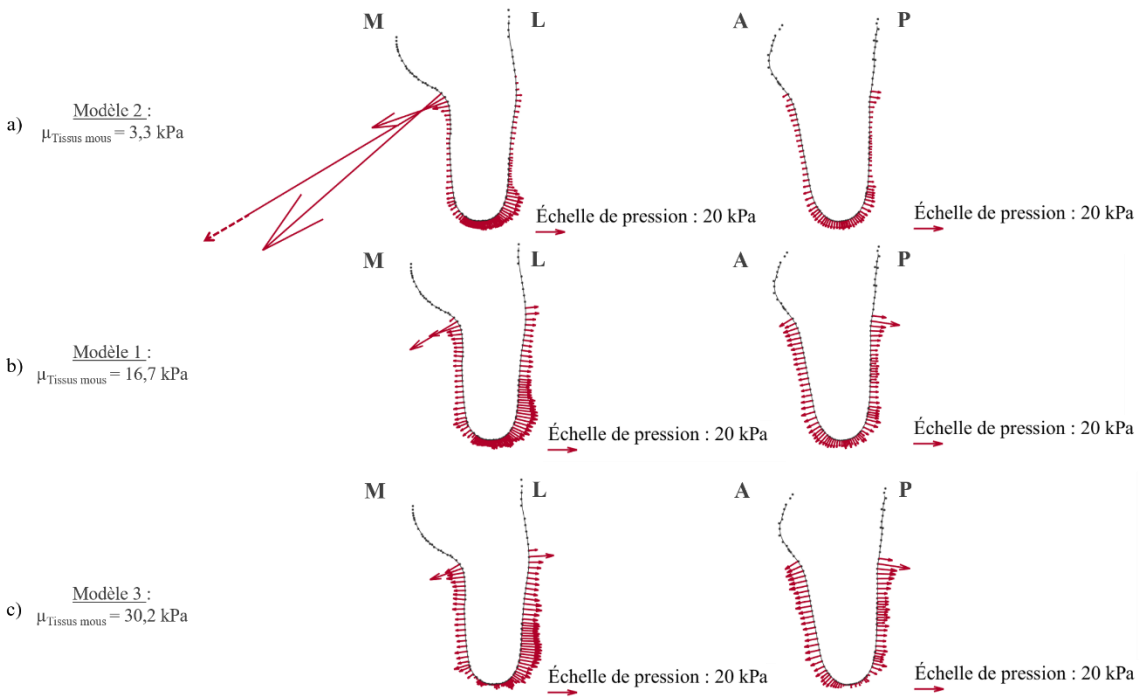


Figure 81 : Comparaison des profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs de module de cisaillement des tissus mous (a, b et c). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

Les cartographies des pressions pour un module de cisaillement égal à 3,3 kPa, 16,7 kPa et 30,2 kPa sont présentées à la Figure 80. Les profils associés à ces cartographies dans les plans frontal et sagittal sont présentés à la Figure 81. Visuellement, il est notable que l'augmentation de la raideur des tissus avait pour conséquence de répartir les pressions sur une plus grande surface et donc de réduire le maximum de pression situé sous l'ischion. Sur les profils de pression, il est à noter que la pression distale et sous l'ischion diminuait avec l'augmentation du module de cisaillement, alors que les pressions sur la circonférence du membre résiduel augmentent. Concernant la plus faible valeur de module de cisaillement, cette valeur de pression s'élevait à 891 kPa, alors que cette valeur n'était que de 73 kPa et 62 kPa pour un module de cisaillement de 16,7 kPa et 30,2 kPa respectivement.

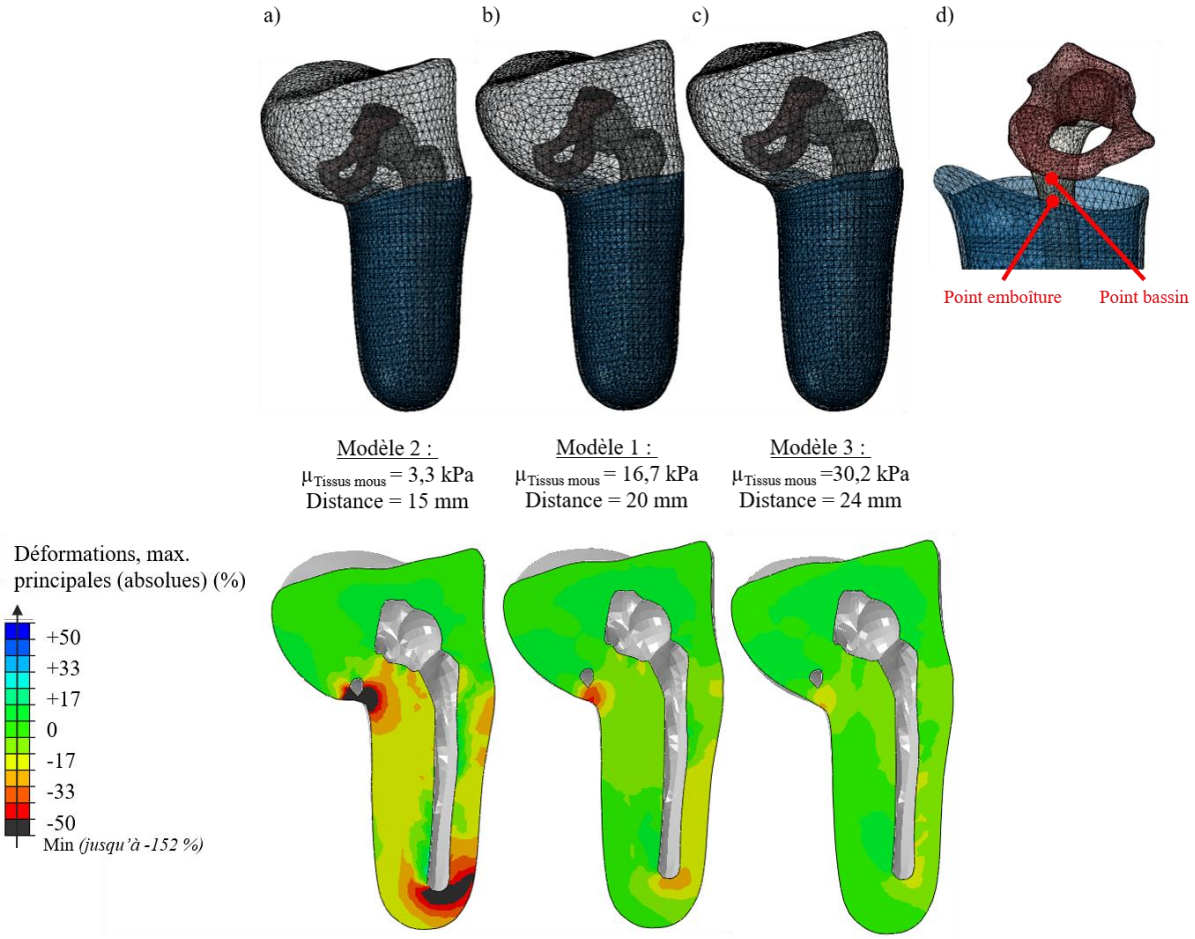


Figure 82 : Comparaison de l'enfoncement et des déformations logarithmiques maximales principales du membre résiduel dans l'emboîture selon les différents modèles (a, b, c). La distance était mesurée sur Abaqus entre les deux points indiqués en (d).

La distance entre l'emboîture et le bassin était mesurée sur Abaqus entre un des nœuds de l'emboîture et un des nœuds du bassin (Figure 82d). La distance entre ces deux points augmentait avec l'augmentation du module de cisaillement. Avec la diminution du module de cisaillement, les déformations de compression des tissus mous dans le membre résiduel augmentaient, principalement sous l'appui ischiatique mais également sous l'extrémité distale du fémur passant ainsi de 23 % à 152 % (Figure 82).

3.2.3.2 Évaluation de l'influence du serrage de l'emboîture

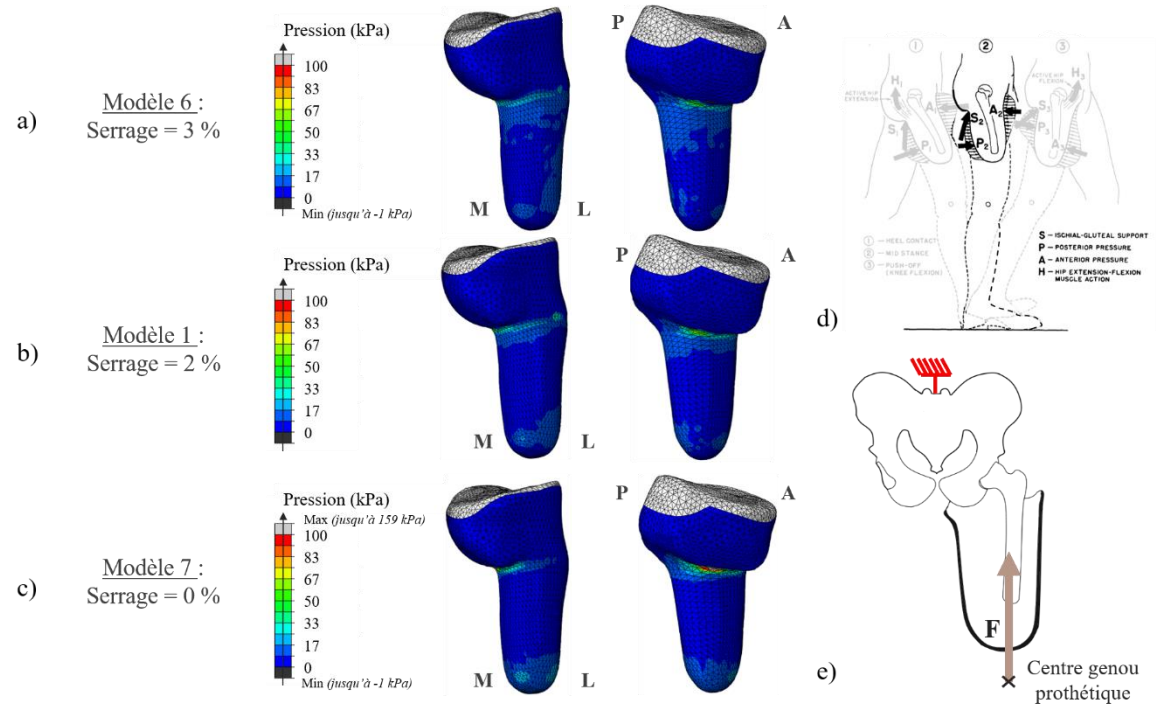


Figure 83 : Comparaison des répartitions de pressions pour différentes valeurs de serrages (a, b et c). Le chargement imposé correspondait à l'effort vertical (e) calculé pour 25 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

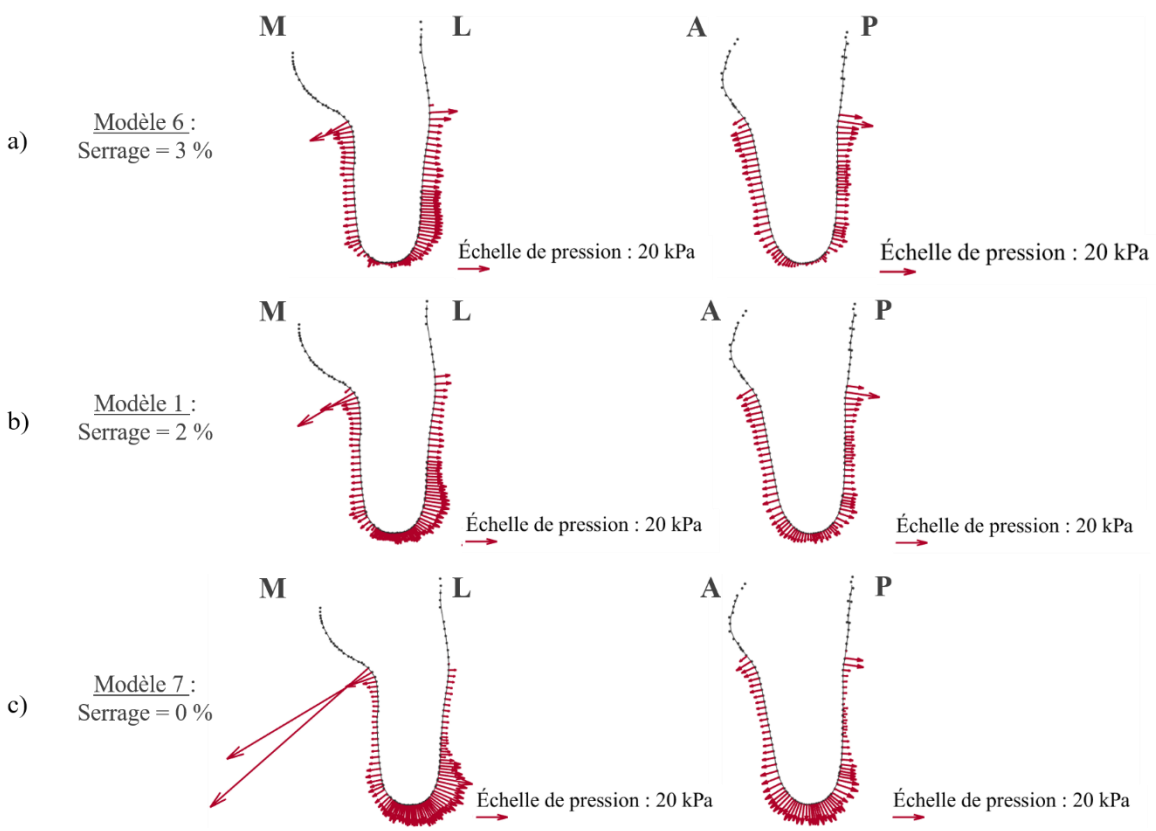


Figure 84 : Comparaison des profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs de serrage de l'emboîture (a, b et c). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

L'augmentation du serrage sur l'ensemble de la circonférence de l'emboîture induisait une diminution de la pression sur les zones d'appui, en particulier l'appui ischiatique, mais également du l'extrémité distale du membre résiduel (Figure 83, Figure 84). À l'inverse les pressions sur la circonférence du membre résiduel augmentaient. La pression maximale calculée pour un serrage nul était de 159 kPa alors que cette valeur n'était que de 73 kPa et 70 kPa, respectivement pour des serrages de 2 % et 3 %. La distance entre l'emboîture et le bassin était évaluée de la même manière que l'impact du module de cisaillement des tissus mous. Ces résultats sont illustrés à la Figure 85. L'enfoncement du membre résiduel dans l'emboîture était d'autant plus important que le serrage est faible. De même les déformations en compression des tissus mous sur la zone distale du membre résiduel étaient également plus importantes lorsque le serrage diminuait évoluant de 40 % à 87 %. Cependant le long de la diaphyse fémorale, ces déformations diminuaient avec un serrage moins important.

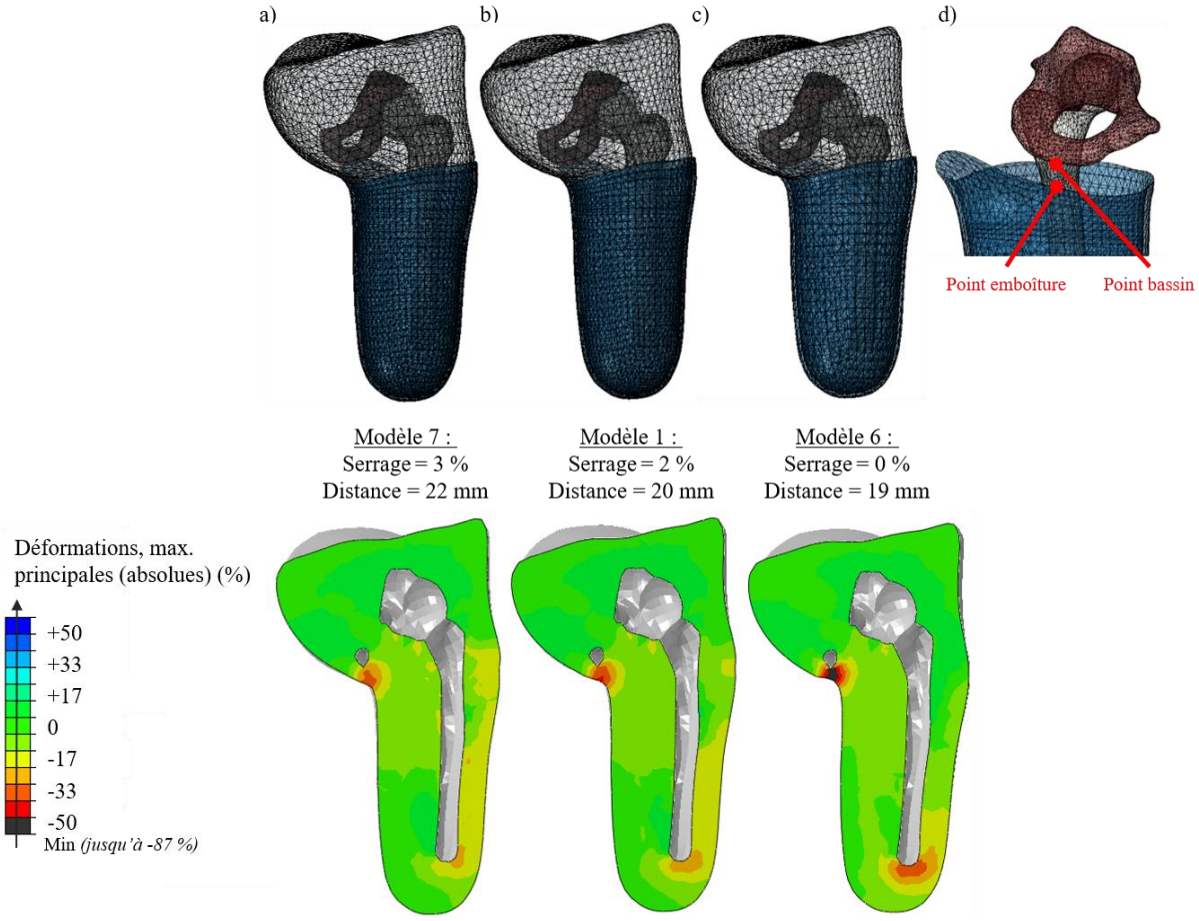


Figure 85 : Comparaison de l'enfoncement et de déformations logarithmiques maximales principales du membre résiduel dans l'emboîture selon les différents modèles (a, b, c). La distance était mesurée sur Abaqus entre les deux points indiqués en (d).

1.1.1.2 Évaluation de l'influence des matériaux de l'emboîture

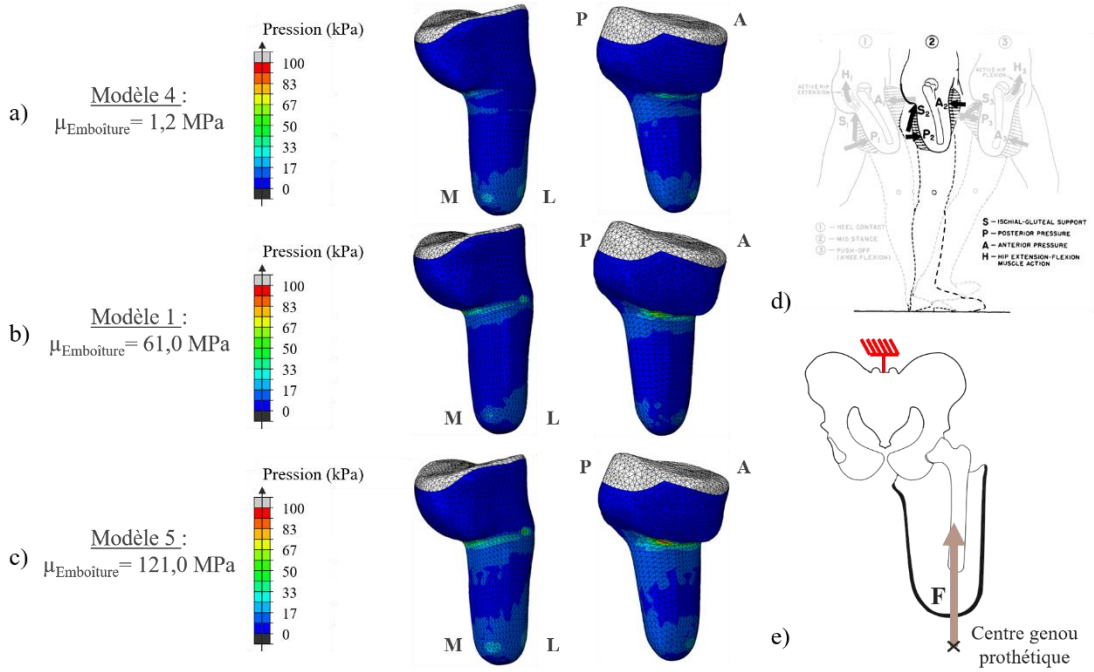


Figure 86 : Comparaison des répartitions de pressions pour différentes valeurs de module de cisaillement du bord proximal de l'emboîture (a, b et c). Le chargement imposé correspondait à l'effort vertical (e) calculé pour 25 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

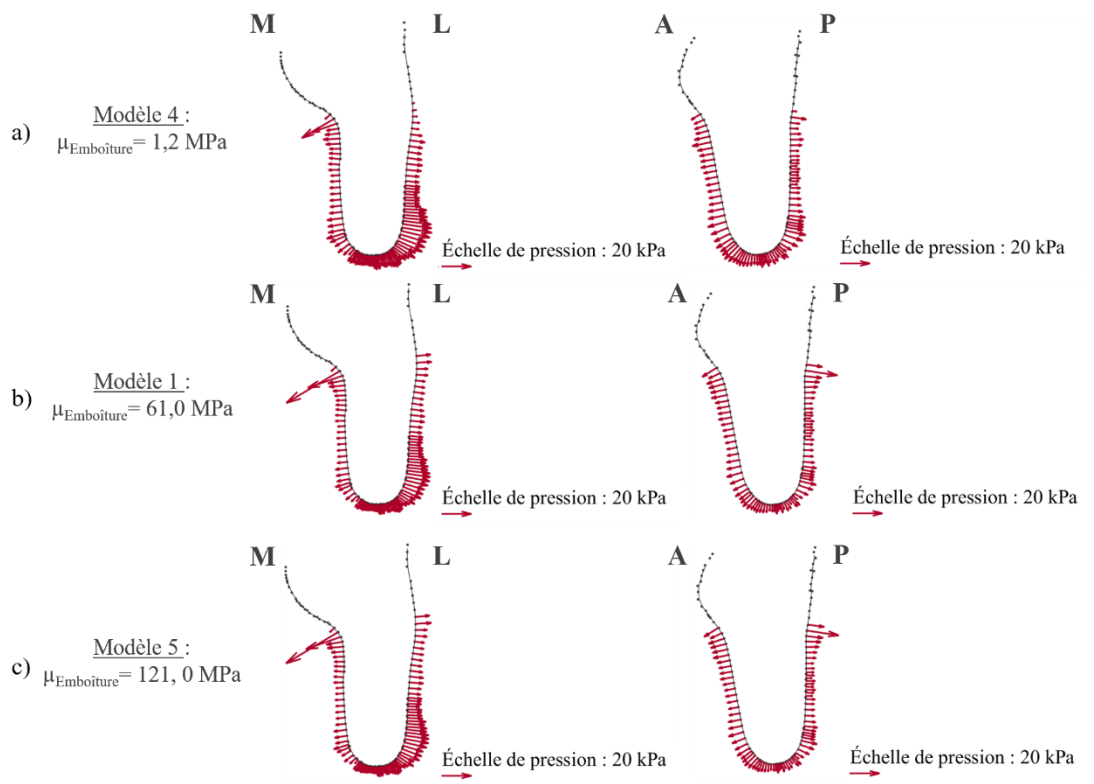


Figure 87 : Comparaison des profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs de module de cisaillement du bord proximal de l'emboîture(a, b et c). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

L'augmentation du module de cisaillement de l'extrémité proximale de l'emboîture impactait principalement les pressions sur la zone proximale du membre résiduel (Figure 87). La pression maximale estimée était de 49 kPa, 73 kPa et 76kPa, respectivement pour un module de cisaillement de 1,2 MPa, 61,0 MPa et 121,0 MPa. Dans le cas d'un bord proximal souple, c'est-à-dire pour 1,2 MPa, il était possible de constater une augmentation de la compression des tissus sous l'extrémité distale du fémur ainsi qu'une légère diminution sous l'ischion (Figure 88).

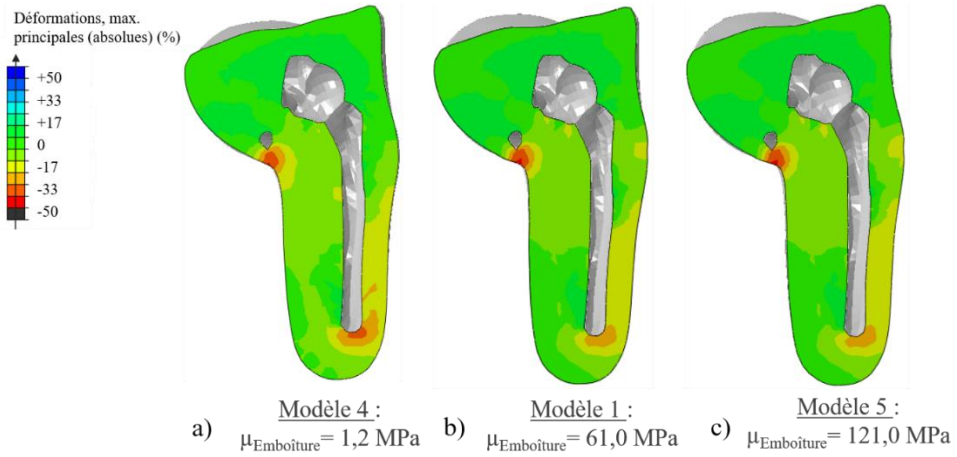


Figure 88 : Déformations logarithmiques maximales principales estimées des tissus mous pour les différents modèles de comportement mécanique de l'emboîture.

3.2.3.3 Évaluation de l'influence de l'abduction et de la flexion du fémur

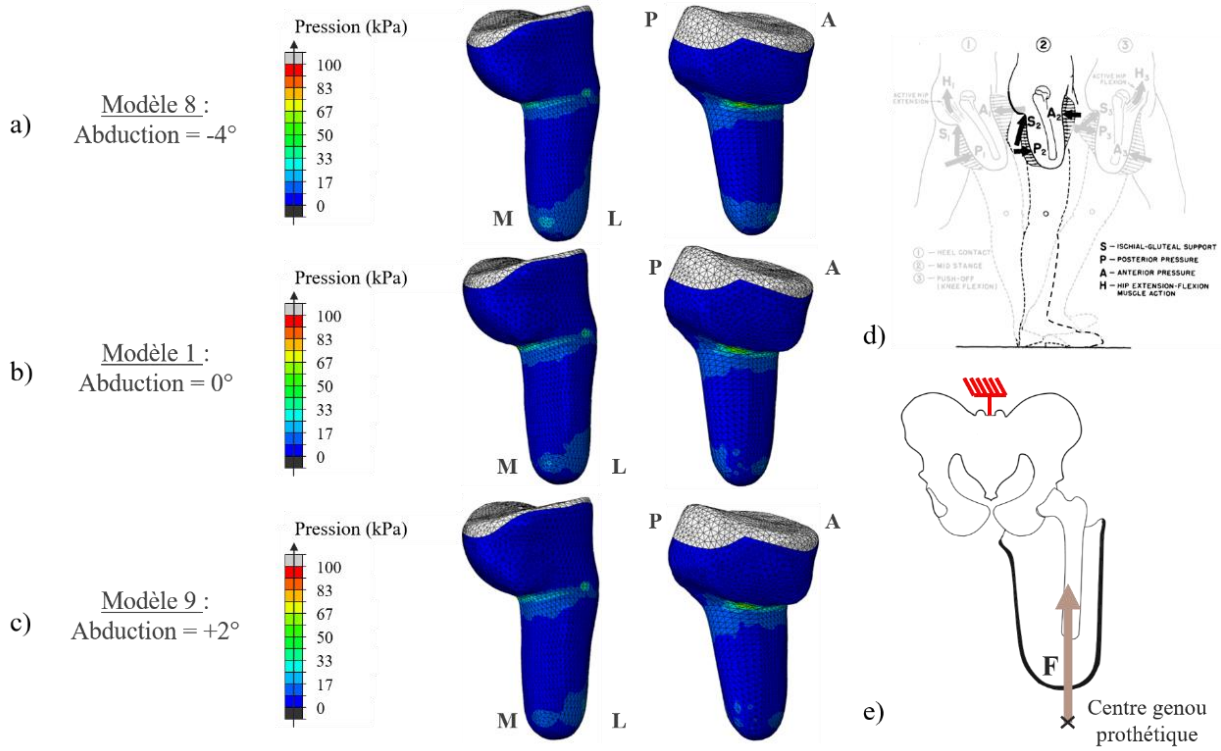


Figure 89 : Comparaison des répartitions de pressions pour différentes valeurs d'abduction du fémur (a, b et c). Le chargement imposé correspondait à l'effort vertical (e) calculé pour 25 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

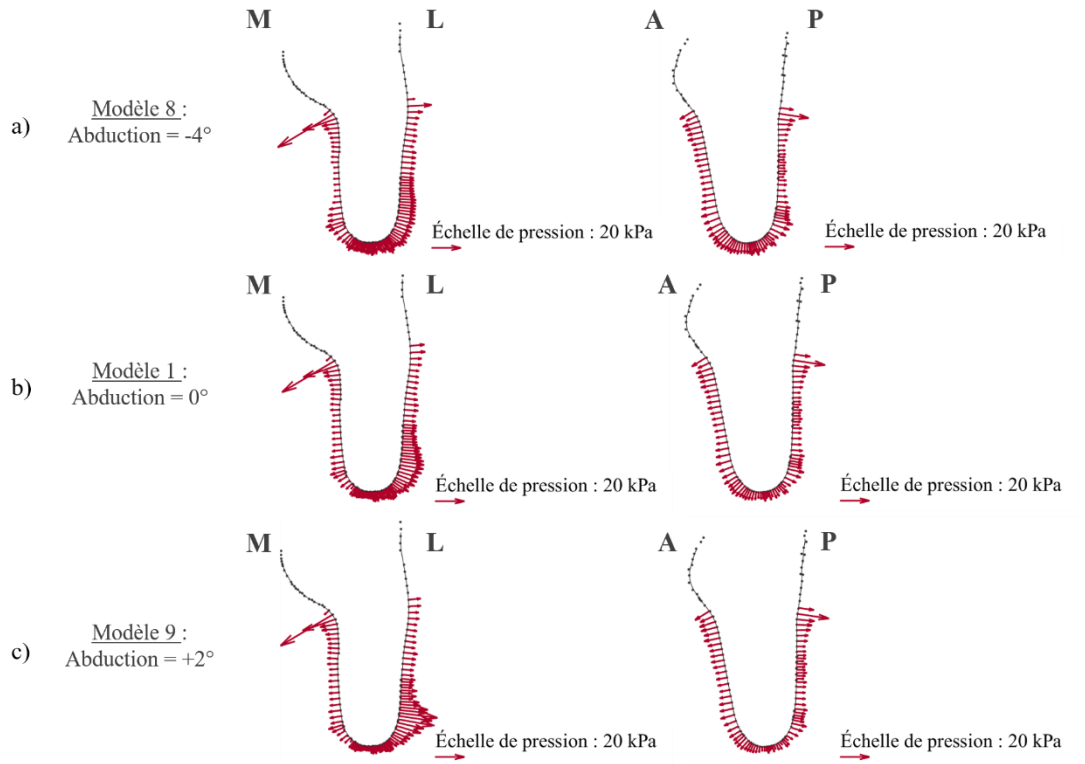


Figure 90 : Comparaison des profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs d'abduction du fémur (a, b et c). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

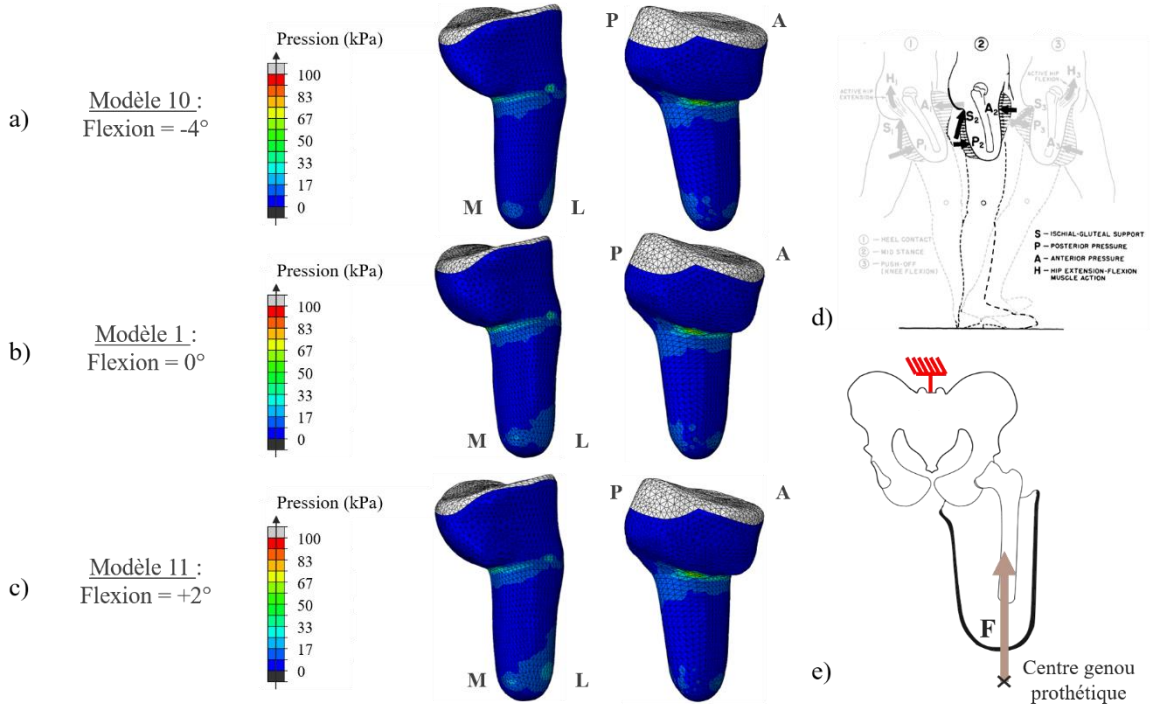


Figure 91 : Comparaison des répartitions de pressions pour différentes valeurs de flexion du fémur (a, b et c). Le chargement imposé correspondait à l'effort vertical (e) calculé pour 25 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

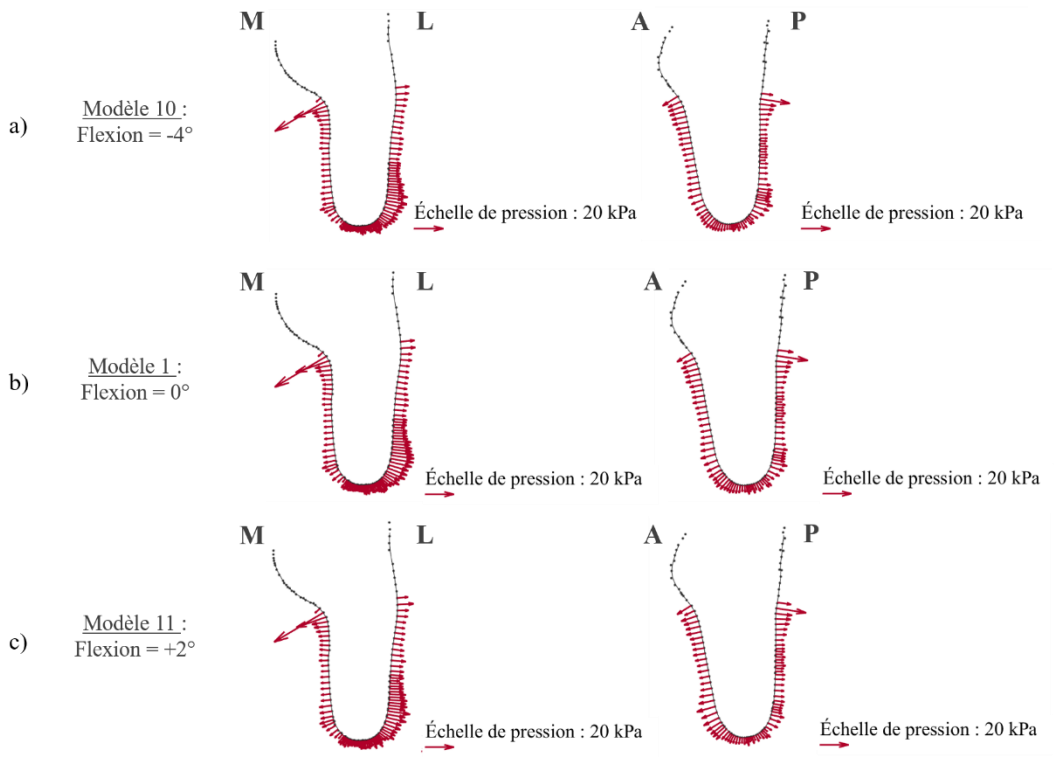


Figure 92 : Comparaison des profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes de flexion du fémur (a, b et c). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

L'augmentation de l'abduction du fémur induisait une augmentation des pressions sur la face latérale du membre résiduel (Figure 90). La pression maximale mesurée demeurait sous l'ischion et valait 79 kPa, 73 kPa et 74 kPa pour -4°, 0° et +2° d'abduction du fémur (Figure 89). L'augmentation de la flexion du fémur engendrait une diminution des pressions sur la face postérieure mais une augmentation des pressions sur la face antérieure (Figure 92). De même que pour les changements d'abduction, la pression maximale était localisée sous l'ischion et valait 76 kPa, 73 kPa et 70 kPa pour -4°, 0° et +2° de flexion du fémur (Figure 91).

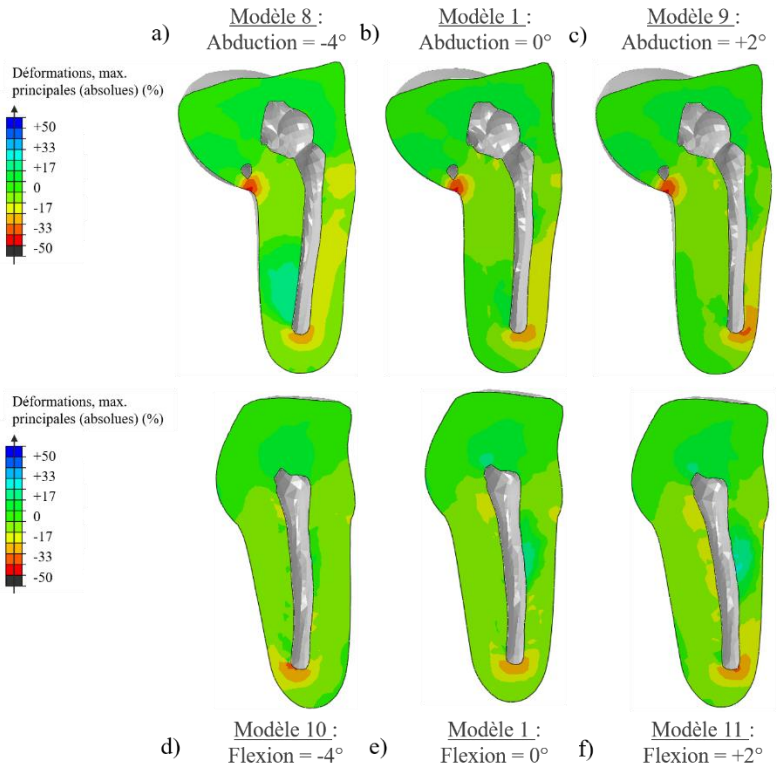


Figure 93 : Déformation logarithmiques principales maximales des tissus mous dans le plan frontal du membre résiduel pour les différentes valeurs d'abduction (a, b, c) et de flexion (d, e f) du fémur.

Selon la position du fémur les déformations dans les plans frontal et sagittal du membre résiduel étaient différentes. L'abduction du fémur permettait de réduire les déformations dans la zone médiale du membre résiduel (Figure 93). La flexion du fémur, quant à elle, permettait de réduire les déformations dans le zone postérieure du membre résiduel (Figure 93). Ces variations des déformations des tissus mous étaient principalement notables sur la zone distale du membre résiduel.

3.2.3.4 Évaluation de l'influence du moment d'abduction à la hanche repris par les muscles du membre résiduel

L'influence du moment repris par les muscles du membre résiduel était légèrement visible dans la zone des tissus mous située sous l'ischion (Figure 94). C'est dans cette zone qu'étaient relevées les maxima de pression. Cette valeur évoluait de 63 kPa pour un moment repris par les muscles équivalent à 100 % du moment d'abduction à la hanche, à 67 kPa pour un moment repris par les muscles équivalent à 50 % du moment d'abduction à la hanche, pour finir à 71 kPa pour le moment le plus faible, 0 %.

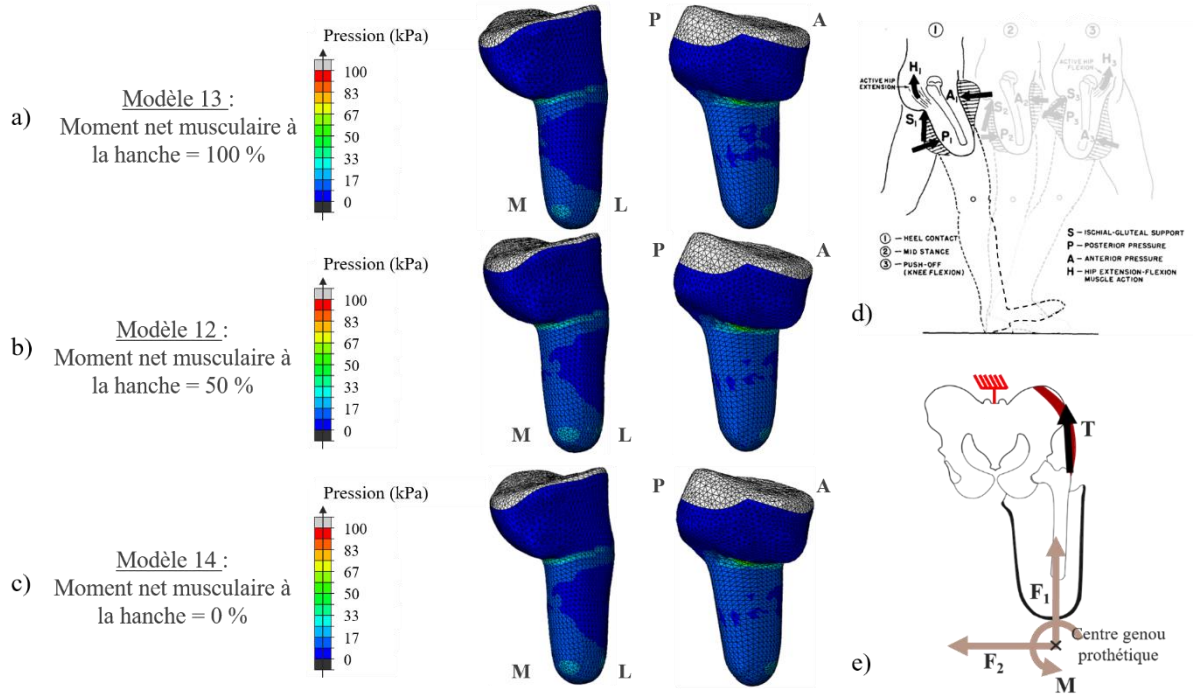


Figure 94 : Comparaison des répartitions de pressions pour différentes valeurs de moment repris par l'appui (a, b et c). Le chargement imposé correspondait à l'effort vertical, l'effort horizontal ainsi que le moment d'abduction (e) calculé pour 15 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

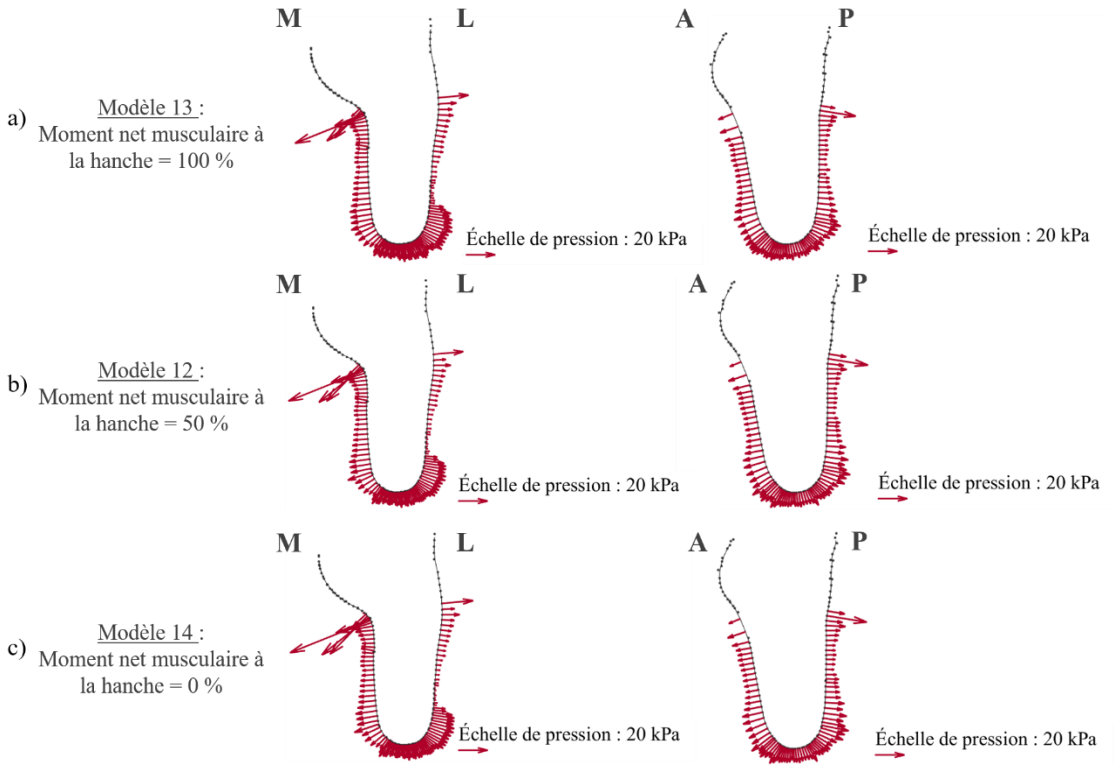


Figure 95 : Comparaison des profils antéro-postérieur et médio-latéral de pressions pour différentes valeurs de moment repris par l'appui (a, b et c). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

L'impact du moment net à la hanche induit par les muscles sur les déformations principales maximales est illustré dans le plan de coupe de la Figure 96. Une diminution de la compression des tissus mous sous l'ischion était induite par une augmentation du moment repris par les muscles.

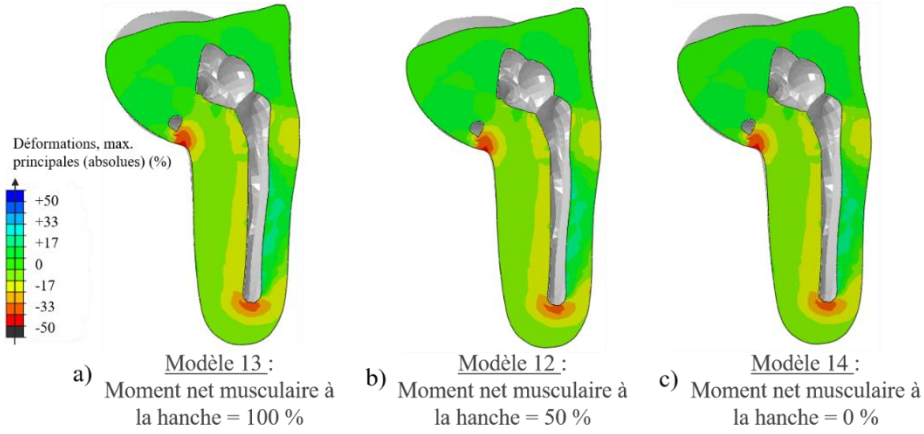


Figure 96 : Déformation principales maximales des tissus mous dans le plan frontal du membre résiduel pour les différentes valeurs de moment repris par l'appui ischiatique.

3.2.3.5 Évaluation de l'influence de la géométrie de l'emboîture

Les répartitions de pression induites par une emboîture à ischion intégré et une emboîture quadrilatérale étaient visiblement différentes l'une de l'autre (Figure 97b). Dans un premier temps les maximas de pressions étaient calculés sur la zone la plus antérieure de l'appui ischiatique dans les deux cas, toutefois la valeur maximale obtenue avec l'emboîture à ischion intégré était de 121 kPa contre 185 kPa pour l'emboîture quadrilatérale. D'autre part, concernant l'emboîture à ischion intégré, les pressions sur le reste de la circonférence du membre résiduel étaient principalement réparties sur la face postérieure. Au contraire, dans le cas de l'emboîture quadrilatérale, ces pressions étaient principalement localisées sur la face antérieure. En dehors de l'appui ischiatique, les pressions dans le plan frontal étaient plus importantes pour l'emboîture à ischion intégré que pour l'emboîture quadrilatérale, contrairement aux pressions dans le plan sagittal qui étaient, elles, plus importantes pour l'emboîture quadrilatérale. Au regard de la Figure 97c, des déformations principales plus importantes étaient également relevées pour l'emboîture quadrilatérale, QUAD, dans le plan sagittal avec un maximum de 66 % de compression, contre 43 % pour l'emboîture ICS-2. À l'inverse les déformations étaient plus importantes dans le plan frontal de l'emboîture à ischion intégré que dans celui de l'emboîture quadrilatérale.

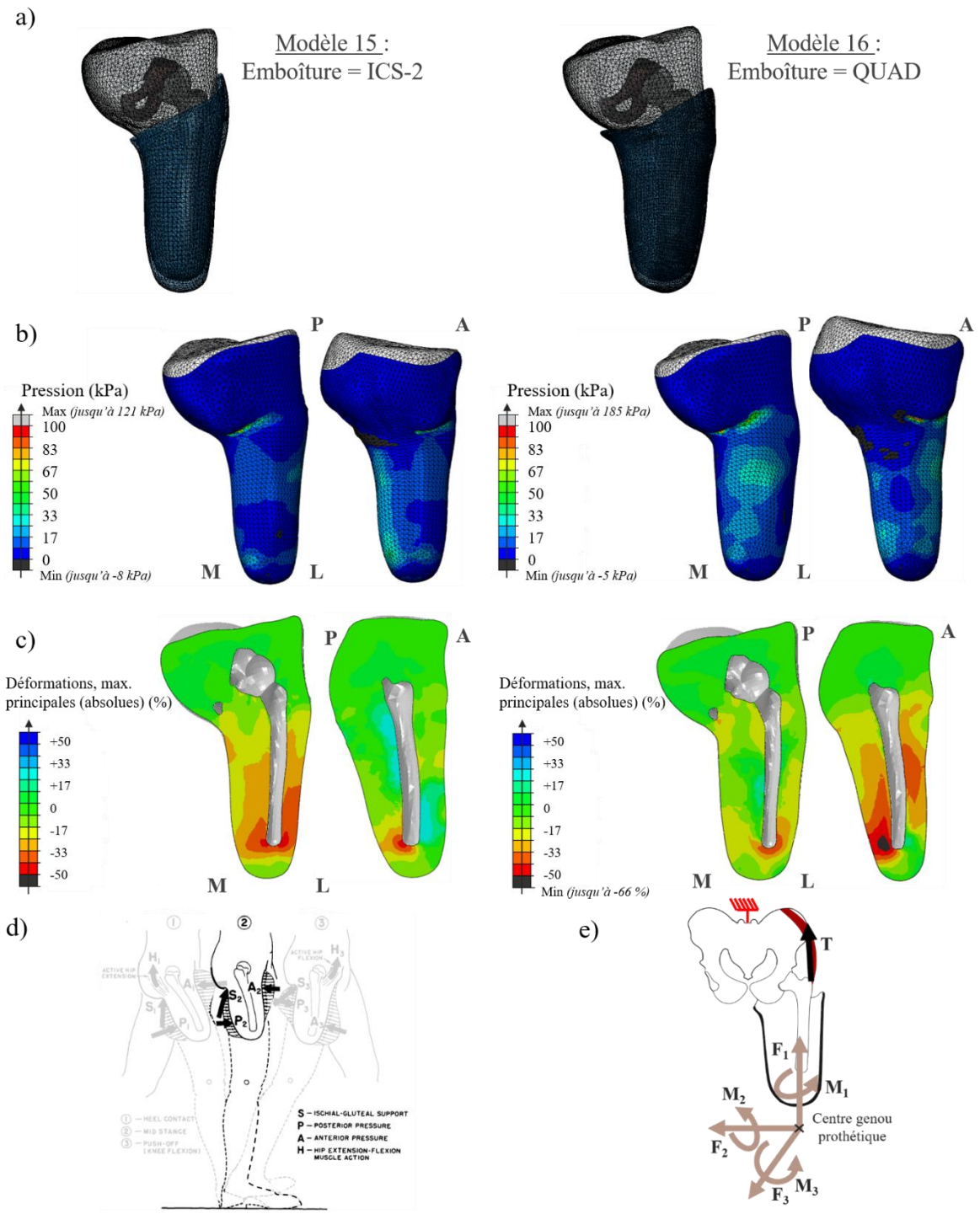


Figure 97 : Résultats des simulations pour les emboîture ICS-2 et QUAD. (a) Géométrie du modèle à la fin des simulations, (b) pressions appliquées au membre résiduel dans le plan frontal et sagittal, (c) déformations maximales principales dans les tissus mous dans le plan frontal et sagittal. Le chargement imposé correspondait à l'ensemble du torseur (e) à 25 % du cycle de marche (d). M indique la face médiale du membre résiduel, L la face latérale, P la face postérieure et A la face antérieure.

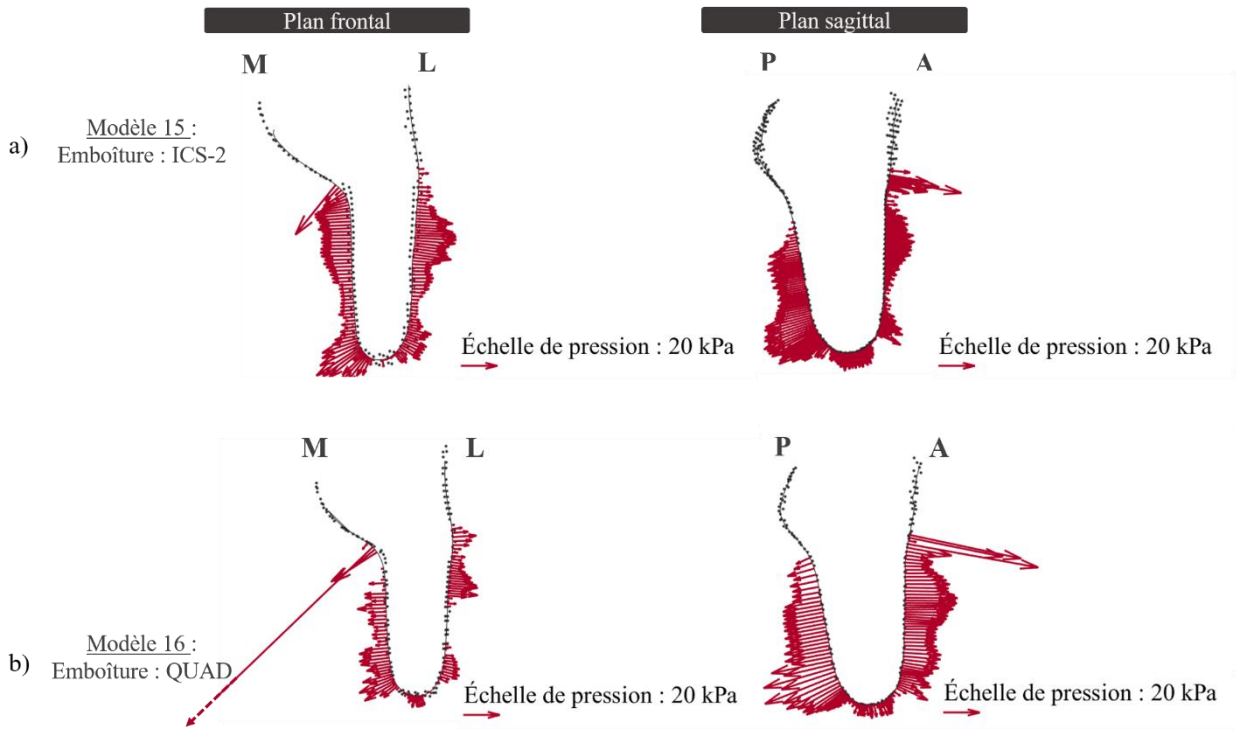


Figure 98 : Comparaison des profils de pression dans le plan sagittal et dans le plan frontal pour une emboîture à ischion intégré ICS-2(a) et une emboîture quadrilatérale QUAD(b). La flèche en pointillé indique que l'amplitude de pression était trop importante pour être représentée avec cette échelle.

3.2.4 Discussion

L'étude présentée dans ce chapitre a été menée afin de mettre en avant l'impact de certains facteurs de l'appareillage sur les pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. Ces facteurs ont été choisis en accord avec la pratique des orthoprothésistes. Ainsi les facteurs dépendants de la personne amputée et imposés à l'orthoprothésistes, tels que l'orientation du fémur, la part du moment d'abduction induit par les efforts musculaires au centre de la liaison coxo-fémorale ou la raideur des tissus mous du membre résiduel, ont été distingués des facteurs choisis par l'orthoprothésiste, comme le matériau, la géométrie et le serrage de l'emboîture. L'ensemble de ces facteurs ont été étudiés indépendamment les uns des autres.

Le module de cisaillement des tissus mous a été modifié afin de rendre compte de la variabilité interindividuelle de ce facteur évaluée au cours du chapitre **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**. T outefois, la valeur minimale de module de cisaillement de 1,2 kPa n'a pas permis d'obtenir des simulations qui convergeaient. Une valeur légèrement plus importante, de 3,3 kPa, a donc été appliquée au modèle. Le défaut de convergence peut s'expliquer ici par le fait que le paramètre exponentiel de la loi de Ogden ne variait pas dans cette étude, mais était fixé à 11, alors que la valeur associée au module de 1,2 kPa était de 8. Néanmoins la plage de valeurs choisie était suffisamment large pour rendre compte des différences induites par le changement de ce facteur. La valeur maximale de pression s'élevait à 891 kPa pour un module de cisaillement de 3,3 kPa, qui correspondait à une des valeurs les plus basses

mesurées pour un sujet sain au repos. Cette valeur était bien supérieure aux pressions rapportées dans la littérature, qu'il s'agisse des acquisitions expérimentales (§ 1.3.2) ou des estimations numériques (§ 1.3.3). Cela peut s'expliquer par le fait que les valeurs des paramètres matériaux appliqués, dans le cas du modèle avec les tissus mous les moins raides, ne sont pas réalistes par rapport aux caractéristiques mécaniques des tissus mous du membre amputé. En ce qui concerne les modèles éléments finis, les valeurs de module de cisaillement sont comprises entre 9 kPa (Lacroix et al., 2011; Surapureddy et al., 2016; Van Heesewijk et al., 2018) et 214 kPa (Sanchez-Alvarado et al., 2019). Ces différences de paramètres matériaux des tissus mous peuvent, en partie, expliquer les discordances d'estimations des pressions à la surface du membre résiduel entre les différents modèles éléments finis. Les résultats présentés dans cette étude indiquaient également que des tissus avec un module de cisaillement plus élevé subissaient moins de déformations dans l'emboîture. Ces constatations permettent d'insister sur la nécessité de personnaliser les caractéristiques mécaniques des tissus mous des modèles éléments finis pour l'estimation des pressions à l'interface avec l'emboîture. En outre, elles justifient également l'importance qu'accordent les orthoprothésistes à la palpation du membre résiduel au cours de la conception des emboîtures. L'orthoprothésiste ne peut cependant pas faire varier la raideur des tissus mous de son patient, par contre, ce dernier peut choisir les matériaux de l'emboîture et du manchon en fonction de ce facteur. Comme le rapporte Klasson (Schuch, 1988), le *surface matching* est un des concepts importants de la conception des emboîtures fémorales afin de fournir une solution confortable pour les personnes amputées. Ainsi, les tissus mous ayant un faible tonus doivent être associés à des emboîtures ou manchons plus souples que des tissus mous ayant un tonus important.

Il est d'usage d'appliquer un matériau souple pour le bord proximal de l'emboîture afin de réduire l'inconfort dans cette zone. Ce facteur a donc également été investigué dans cette étude. Pour cela trois valeurs de module de cisaillement différentes ont été appliquées au bord proximal de l'emboîture. Ces valeurs, comprises entre 1,2 MPa et 121,0 MPa, étaient issues de l'étude de (Moerman et al., 2016) et étaient inférieures aux valeurs appliquées dans la littérature qui sont généralement supérieures à 577 MPa (Colombo et al., 2010; Lacroix et al., 2011; Restrepo et al., 2014; Van Heesewijk et al., 2018; Sanchez-Alvarado et al., 2019). Néanmoins, ces valeurs étaient suffisamment importantes au regard des modules de cisaillement utilisés pour les tissus mous, pour rendre compte de la raideur de l'emboîture vis-à-vis des tissus. Les maxima de pression ainsi estimés augmentaient avec la valeur de module de cisaillement. Sous l'ischion, les déformations en compression des tissus mous étaient au contraire moins importantes pour un module de cisaillement de l'emboîture plus faible. La compression distale des tissus mous était dans ce cas plus importante et les profils de pressions mettaient en avant une augmentation des amplitudes des pressions. À notre connaissance, aucune étude traitant d'emboîtures fémorales n'a discuté de ce phénomène. Concernant les amputations transtibiales, certains auteurs se sont intéressés aux paramètres matériaux des emboîtures et à leur impact sur les pressions à l'interface avec le membre résiduel, en modélisant notamment des emboîtures composites, c'est-à-dire ayant différentes propriétés

mécaniques selon les régions (Moerman et al., 2016). Tout comme dans l'étude présentée à ce chapitre, les résultats indiquaient des pressions plus importantes lorsqu'un matériaux plus rigide était appliqué. Encore une fois qu'il s'agisse des résultats de la littérature ou de ceux de la présente étude, les conclusions s'accordent sur la validité du concept de *surface matching*, en effet moins les tissus mous sont rigides, plus les pressions à l'interface avec l'emboîture sont importantes. Pour compenser, il est alors possible de jouer sur le matériau de l'emboîture en choisissant un matériau moins raide qui permet de réduire les pressions à l'interface.

Le serrage de l'emboîture est un autre facteur sur lequel l'orthoprothésiste à la main pour faire varier les pressions à la surface du membre résiduel. L'hypothèse d'un serrage constant a été ici une première approche afin d'évaluer l'impact de ce facteur sur les pressions à l'interface. Le serrage était alors compris entre 0 % et 3 %. Une augmentation du serrage, engendrait des pressions plus réparties sur l'ensemble de la surface du membre résiduel. De fait les pressions sur la circonférence des tissus mous étaient plus importantes pour un serrage important que pour un serrage faible. Néanmoins, les amplitudes de pression étaient plus faibles sous l'ischion, passant de 159 kPa pour un serrage nul contre 70 kPa pour un serrage de 3%. Les mêmes conclusions pouvaient être tirées à l'extrémité distale de l'emboîture. De la même manière que pour l'augmentation du module de cisaillement des tissus mous, un serrage important induisait moins d'enfoncement des tissus dans l'emboîture et ce qui peut expliquer les différences des répartitions de pression entre les différentes valeurs de serrage. Seule une étude réalisée pour un modèle de membre résiduel tibial s'intéressa aux différentes valeurs de serrage de l'emboîture (Steer, Worsley, et al., 2019). Tout comme dans la présente étude, les auteurs concluent qu'une emboîture plus serrée induit moins de pression à l'extrémité distale du membre résiduel. Pour aller plus loin il serait pertinent de s'intéresser au serrage non uniforme qui est en réalité appliqué à l'emboîture. Cela nécessite au préalable de paramétrer ce serrage en accord avec les rectifications réalisées par les orthoprothésistes.

Un autre des facteurs étudiés sur lequel l'orthoprothésiste peut jouer afin de modifier les répartitions de pression est la géométrie de l'emboîture. Si de nouvelles emboîtures se développent aujourd'hui, les emboîtures à ischion intégré demeurent les emboîtures les plus répandues (§ 1.2.2). Ces emboîtures ont été conçues afin de limiter l'inconfort ressenti dans la zone proximale de la face médiale du membre résiduel lors du port d'emboîtures quadratiques. Des mesures expérimentales se sont intéressées aux différentes répartitions de pression à la surface du membre résiduel, obtenues avec ces deux types d'emboîtures (Lee et al., 1997). Les auteurs ont alors rapporté des différences de pression pouvant aller jusqu'à 43 kPa entre les deux types d'emboîtures au cours du cycle de marche. Plus globalement les pressions sur la zone proximale des faces médiales et postérieures étaient plus importantes pour l'emboîture quadrilatérale que pour l'emboîture à ischion intégré. Dans le cas de la présente étude, les différences de pressions sous l'ischion s'élevaient à 64 kPa à 25 % du cycle de marche. Tout comme pour l'étude de (Lee et al., 1997), les pressions les plus importantes étaient relevées pour l'emboîture

quadrilatérale. En dehors de l'appui ischiatique, les différences étaient principalement observables dans le plan sagittal. Ceci s'explique par le fait que la distance entre la paroi antérieure et la paroi postérieure de l'emboîture quadrilatérale est plus faible que celle de l'emboîture à ischion intégré. Tout comme l'indiquait (Lee et al., 1997), les pressions étaient plus réparties avec une emboîture à ischion intégré qu'avec une emboîture quadrilatérale ce qui peut en partie expliquer que l'emboîture à ischion intégré est aujourd'hui privilégiée pour l'appareillage des personnes amputées au-dessus du genou.

Qu'il s'agisse de la géométrie, du serrage ou du matériau de l'emboîture, ces facteurs peuvent donc servir de levier à l'orthoprothésiste pour adapter l'emboîture à son patient. Ces leviers lui permettent, entre autres, de s'adapter au tonus musculaire de son patient, dont l'impact a été détaillé précédemment, mais d'autres facteurs du membre résiduel sont également pris en compte lors de l'appareillage. L'orientation du fémur est, par exemple, évaluée au cours de la palpation des reliefs osseux du membre résiduel. L'impact de l'abduction et de la flexion du fémur sur les répartitions de pressions a donc été étudié dans cette étude. Des différences étaient observables sur les profils de pression, particulièrement sur la zone distale du membre résiduel. Cependant en ce qui concerne les pressions maximales sous l'ischion, les différences obtenues étaient bien moindres d'un modèle à l'autre que pour les paramètres précédents, 5 kPa pour 6° d'amplitude d'abduction et 6 kPa pour 6° d'amplitude de flexion. À ce jour, aucune autre étude n'a rapporté de données quant à l'influence de l'orientation du fémur sur les répartitions de pressions. Néanmoins si, comme le montre cette étude, l'impact de l'orientation du fémur dans le membre résiduel sur les répartitions de pression à l'interface avec l'emboîture est faible, ce facteur a surtout une incidence sur le recrutement des muscles abducteur de hanche (§ 1.2.1) et n'est donc pas à négliger dans le processus de modélisation.

L'action des efforts des muscles abducteurs fait partie du torseur des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le bassin. Comme cela a été montré au chapitre 2.3, plus le moment d'abduction au centre de la liaison coxo-fémorale induit par la résultante des efforts repris par l'appui ischiatique est important, moins les muscles abducteurs de hanche ont besoin d'être recrutés. Dans le cas de cette étude, il était alors question de savoir si des efforts musculaires plus importants permettaient de réduire les pressions sous l'appui ischiatique dans le modèle. Pour cela, trois conditions ont été étudiées, un moment net induit à la hanche par la résultante des efforts musculaires équivalant à 0 %, 50 % et 100 % du moment d'abduction de la hanche. À partir de ces trois conditions, les efforts musculaires associés ont été obtenus grâce à la méthode décrite au chapitre 2.3. Concernant les pressions à la surface du membre résiduel, les différences entre les modèles étaient principalement localisées sous l'ischion mais ces différences étaient au plus de 8 kPa. Les différences estimées ici étaient donc faibles au regard des autres facteurs précédemment décrits.

L'étude présentée dans ce chapitre a donc permis de rendre compte de l'influence de différents facteurs sur les pressions mais plusieurs limites pouvant avoir un impact sur les résultats ont été identifiées. Tout

d'abord, les plages de valeurs appliquées pour certains facteurs, comme l'abduction et la flexion du fémur, n'ont pas été définies en accord avec des données cliniques mais par rapport à des contraintes imposées par la simulation, en l'occurrence les épaisseurs de tissus mous entre les structures osseuses et l'enveloppe externe. Des plages de valeurs plus importantes pourraient changer les conclusions de l'étude. Tout comme dans le modèle précédent, les raideurs des muscles n'ont pas été personnalisées. Cela peut alors expliquer que l'importance du moment à la hanche repris pas les muscles avait une faible influence sur les pressions relevées. D'autre part, la position des géométries dans le modèle éléments finis a été définie par rapport à l'instant du cycle de marche étudié. Ainsi, la position de départ de la simulation correspondait à la position à 15 % du cycle de marche. Une modélisation en dynamique, telle que celle réalisée par (Henao et al., 2020) permettrait de calculer les pressions sur l'ensemble du cycle de marche. Néanmoins, entre 9 heures et 18 heures de calculs sont nécessaires pour les analyses dynamiques (Henao et al., 2020) contre moins de 40 min dans le cadre de simulations en quasi-statique. Concernant le serrage de l'emboîture, un serrage constant sur l'ensemble de la circonférence de l'emboîture était appliqué ici. En pratique le serrage n'est pas constant, et la moitié supérieure de l'emboîture est généralement plus serrée, entre 3 % et 5 %, que la moitié inférieure, entre 0 % et 2 %, comme cela a été détaillé précédemment (§ 3.1.2.3). De plus, les rectifications réalisées par l'orthoprothésiste modifient également localement le serrage mais cela n'a pas été pris en compte pour cette étude. Enfin en ce qui concerne l'étude des géométries des emboîtures, celles-ci ont été repositionnées arbitrairement puisqu'aucun repère n'étaient présents sur les radiographies bi-planes pour ces emboîtures. Le positionnement était donc approximatif et la localisation du support ischiatique, notamment dans le plan transverse, pourrait être à revoir.

D'autre part, le modèle de référence conçu au chapitre 3.1 et utilisé pour la conception des différents modèles de cette étude n'était pas validé. L'évaluation expérimentale des résultats du modèle de référence via la mesure des pressions à l'interface avec l'emboîture d'un sujet permettrait de définir des ordres de grandeurs réalistes de pression à l'interface. Une campagne expérimentale plus importante, incluant plus de sujets, est cependant nécessaire d'une part pour définir des valeurs de facteurs qui soient cliniquement pertinentes, et, d'autre part pour vérifier la validité des résultats de pression fournis par les modèle.

L'influence des facteurs décrits dans ce chapitre sur l'estimation des pressions à l'interface avec le membre résiduel dans le cadre des amputations transfémorales n'a été que peu étudié dans la littérature, en dehors des rectifications de l'emboîture (Jamaludin et al., 2019) ou du type d'emboîture choisi (Lee et al., 1997). Pourtant l'étude de ces facteurs peut permettre de mieux comprendre les différences de résultats en fonction des articles de littérature mais également d'apporter des éclaircissements quant à la pratique des orthoprothésistes. Le type de géométrie de l'emboîture, ainsi que le serrage appliqué ou encore le matériau choisi pour l'emboîture avaient un impact sur l'estimation des pressions à l'interface avec le membre résiduel et en particulier au niveau de l'appui ischiatique. En outre, le comportement

mécanique des tissus mous avait aussi un impact important sur les pressions estimées. Par conséquent, il semble essentiel de pouvoir personnaliser ces facteurs afin d'obtenir des estimations proches des valeurs fidèles de pression par la méthode des éléments finis. Néanmoins, très peu d'études s'attardent sur la personnalisation des paramètres matériaux des tissus mous du membre résiduel et d'autre ne prennent pas en compte le serrage de l'emboîture sur le membre résiduel (§ 1.3.3.2). Ces différents aspects peuvent donc expliquer les difficultés rencontrées lors des tentatives de validation des modèles éléments finis (Colombo et al., 2016; Jamaludin et al., 2019).

D'autre part, la présente étude pourrait servir à la mise en place d'une analyse de sensibilité de la pression à la surface du membre amputé. Les résultats d'une étude de sensibilité globale permettraient de classer les différents facteurs en fonction de leur impact sur les pressions à l'interface. Selon la complexité du modèle statistique choisi, l'avantage des études de sensibilité est également qu'elles permettent de rendre compte des interactions entre les différents facteurs d'étude. Il serait ainsi possible définir les facteurs pour lesquels une précision importante est nécessaire lors de l'acquisition des données expérimentales pour la construction du modèle De plus les modèles statistiques développés pour les analyses de sensibilité peuvent par la suite être utilisés afin d'estimer les pressions à l'interface dans des temps bien inférieurs à ceux des simulations éléments finis. Cette approche a d'ores et déjà été proposée dans le cadre d'amputations transtibiales (Moerman et al., 2016; Steer, Grudniewski, et al., 2019; Steer, Worsley, et al., 2019). Les modèles sont alors paramétrables et chacun des paramètres peut varier dans la plage de valeur étudiée durant l'étude de sensibilité. Avec des paramètres judicieusement sélectionnés, ce genre de modèles pourrait apporter une solution clinique aux orthoprothésistes leur permettant d'estimer rapidement les répartitions des pressions en fonction de l'emboîture et de leur patient et ainsi de pouvoir concevoir l'emboîture afin d'optimiser les répartitions des pressions.

La pression à l'interface n'est cependant pas le seul paramètre mécanique ayant un impact sur le confort de l'emboîture. Comme cela a été détaillé au §1.3.1, les contraintes de cisaillement ont également un impact sur la transmission des actions mécaniques entre la prothèse et le membre résiduel ainsi que sur le confort dans l'emboîture. Les conditions limites, et en particulier le coefficient de frottement entre le membre résiduel et l'emboîture, n'étaient pas mesurées mais ont été définies par rapport à différentes données de la littérature. En outre le manchon à l'interface n'était pas représenté mais était fusionné avec les tissus mous. Toutes ces simplifications, volontairement réalisées pour appréhender le problème de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture dans cette première approche, doivent être retravaillées afin d'obtenir des contraintes de cisaillement réalistes à l'interface.

Avant d'en arriver à une exploitation clinique des modèles, il convient également d'établir une relation entre les grandeurs mécaniques calculées à l'interface, en l'occurrence la pression et le cisaillement, et le confort ressenti dans l'emboîture ou encore le risque d'apparition de lésion. Une approche proposée dans la littérature consiste à définir des seuils de pressions tolérables, c'est-à-dire la pression maximale

pouvant être appliquée avant qu'une sensation d'inconfort soit ressentie par le sujet et la pression maximale pouvant être appliquée avant que le sujet ne ressente de la douleur (Lee et al., 2005). Toutefois, les mesures, réalisées sur des sujets ayant subis une amputation transtibiale n'étaient que locales et de grandes variations des seuils étaient relevées entre les différents sujets et selon les zones du membre résiduel. Un protocole semblable, appliqué à des sujets amputés au-dessus du genou pourrait être appliqué afin de définir une cartographie personnalisée de la sensibilité à la pression, mais également au cisaillement, du membre résiduel de chaque sujet. La comparaison de cette cartographie de la sensibilité du membre résiduel avec les cartographies des contraintes superficielles à l'interface entre l'emboîture et le membre résiduel pourrait alors servir de point de départ à l'orthoprothésiste pour réaliser les rectifications de ses emboîtures.

3.2.5 Conclusion

Lors de la conception de l'emboîture, l'orthoprothésiste doit prendre en compte la spécificité du membre amputé qu'il cherche à appareiller. Il procède pour cela à une inspection visuelle ainsi qu'à une palpation du membre résiduel dans le but d'estimer, entre autres, le tonus musculaire des tissus ainsi que les positions des reliefs osseux. Pour s'adapter au membre amputé, l'orthoprothésiste peut jouer sur plusieurs leviers qui sont la géométrie, le matériau et le serrage ainsi que les rectifications de l'emboîture.

Parmi ces facteurs, certains ont un impact important sur les répartitions de pression et notamment sur l'amplitude de ces pressions sous l'appui ischiatique. C'est le cas du tonus des tissus mous mais également du serrage, de la géométrie et du matériau de l'emboîture. Dans une moindre mesure, le moment d'abduction au niveau du centre de la liaison coxo-fémorale induit par la résultante des efforts musculaires des muscles s'insérant sur le membre résiduel a également un impact sur l'amplitude des pressions sous l'appui ischiatique. Enfin les modifications l'orientation du fémur dans le membre résiduel agissent légèrement sur l'amplitude des pressions distales du membre résiduel.

Les résultats présentés dans ce chapitre doivent encore être validés expérimentalement. Néanmoins, l'approche proposée permet de définir les paramètres de modélisation qu'il convient de personnaliser avant de valider les résultats obtenus.

Ce qu'il faut retenir :

- La propriétés matériaux des tissus mous, l'orientation du fémur dans le membre résiduel, l'importance de l'appui ischiatique font partis des facteurs que l'orthoprothésiste doit prendre en compte pour la conception de l'emboîture.
- La géométrie, le serrage et le matériau de l'emboîture sont autant de leviers permettant à l'orthoprothésiste de s'adapter à son patient.
- Les propriétés matériaux des tissus mous, la géométrie, le serrage et le matériau de l'emboîture ont un impact important sur les répartitions des pressions à l'interface mais également sur les amplitudes de pressions calculées notamment sous l'appui ischiatique.
- La part du moment d'abduction induit par les efforts musculaires au centre de la liaison coxo-fémorale a un effet faible sur les pressions sous l'ischion.
- L'orientation du fémur dans le membre résiduel a un faible impact sur l'amplitude des pressions distales.
- Des données expérimentales doivent encore être recueillies afin de valider les résultats présentés.
- Lors de la conception d'un modèle éléments finis, il convient de personnaliser les facteurs ayant un impact important sur la réponse du modèle afin de valider les résultats.

3.3 SYNTHESE

L'estimation des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture dans le contexte des amputations transfémorales est un défi pour la communauté scientifique. Une des méthodes appliquées dans la littérature est la méthode des éléments finis. Il s'agit là d'une des approches déployées afin de quantifier des grandeurs mécaniques pouvant servir à évaluer quantitativement une emboîture. Afin de construire un modèle éléments finis, il convient de reconstruire la géométrie du modèle, d'en définir les propriétés matériaux ainsi que les conditions limites appliquées au système étudié.

Dans le but d'obtenir des répartitions de pressions numériques fidèles à celles intervenant entre le membre résiduel et l'emboîture, il convient de personnaliser l'ensemble des points précédemment cités pour chaque sujet. Pourtant peu d'études de la littérature personnalisent complètement les modèles. Si les géométries du fémur et de l'enveloppe externe du membre résiduel sont obtenues à partir de systèmes d'imagerie adaptés, il n'en est pas de même pour le chargement appliqué à l'emboîture ainsi que pour les paramètres matériaux appliqués aux tissus mous qui sont extraits de données de la littérature. D'autre part, dans la plupart des cas, le bassin n'est pas modélisé. De fait la liaison coxo-fémorale n'est pas représentée et donc l'effort repris par l'appui ischiatique ainsi que les efforts musculaires intervenant dans le torseur des actions intersegmentaires entre le bassin et le membre résiduel ne sont pas modélisés non plus.

L'approche proposée consistait à coupler un modèle éléments finis et un modèle musculosquelettique pour l'estimation des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture. Pour cela, un modèle éléments finis a été conçu et comportait les géométries de l'ischion, du fémur, du volume des tissus mous, de l'emboîture ainsi que des ressorts servant à la modélisation des muscles du membre résiduel. Les caractéristiques mécaniques des tissus mous étaient issues des données de l'étude décrite au chapitre 0 et rendaient compte du comportement hyperélastique des tissus soumis à de grandes déformations. Différents chargements ont été appliqués à l'emboîture. Les chargements correspondaient au torseur des actions intersegmentaires calculé au genou au cours de l'étude décrite au chapitre 2.3 à 15 %, 25 % et 45 % du cycle de marche. Un modèle musculosquelettique du membre résiduel et du bassin a donc également été conçu au cours de l'étude présentée au chapitre 2.3, notamment dans le but d'estimer les valeurs des efforts musculaires à appliquer au modèle éléments finis à ces mêmes instants du cycle de marche.

Les répartitions des pressions estimées avec ce modèle étaient en accord avec les données expérimentales de la littérature. Les pressions maximales étaient comprises entre 101 kPa et 184 kPa selon l'instant du cycle de marche et étaient localisées sous l'ischion, la valeur la plus importante ayant été relevée à 45 % du cycle de marche. L'impact du choix de modélisation de la liaison coxo-fémorale a également été étudié. Les résultats indiquaient que ne pas prendre en compte la mobilité du fémur dans

l'acétabulum et négliger les efforts musculaires induisait une surestimation des pressions, notamment sous l'ischion.

Les résultats obtenus pour les pressions à la surface du membre résiduel étant cohérents vis-à-vis de la littérature, le modèle a également été exploité afin d'évaluer l'impact de certains facteurs de l'appareillage sur les répartitions de pression à l'interface. Ainsi certains facteurs comme, la géométrie, le serrage et le matériau de l'emboîture, ainsi que le tonus des tissus mous influençaient de manière conséquente les répartitions des pressions à l'interface. D'autres facteurs comme l'ampleur du moment d'abduction au centre de la liaison coxo-fémorale induit par les efforts musculaires ou l'orientation du fémur dans le membre résiduel avaient un impact moindre. Cependant les plages de valeurs choisies pour certains de ces paramètres pouvaient ne pas être suffisamment importantes pour déceler l'impact de certains de ces facteurs.

Les résultats bien que prometteurs doivent cependant être validés via des mesures expérimentales de pression à l'interface. Différentes méthodes de mesures ont été présentées au § 1.3.2. L'utilisation de ces systèmes de mesure requiert cependant la mise en place d'un protocole de calibration approprié pour les mesures des pressions sur des surfaces courbes et durant la marche.

Le modèle présenté dans cette partie constitue une première approche pour la modélisation de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture. Plusieurs approfondissements doivent encore être réalisés avant d'arriver à un outil d'aide à la conception des emboîtures pour les orthoprothésistes. Tout d'abord, outre la pression à l'interface, le cisaillement est également une grandeur mécanique ayant à la fois un impact sur la transmission des actions mécaniques entre le membre résiduel et la prothèse ainsi que sur le confort ressenti dans l'emboîture comme cela a été décrit au § 1.3.1. Des conditions limites adéquates doivent être définies dans le modèle afin de pouvoir estimer ces contraintes de cisaillement à l'interface de la même manière que la pression. En outre, pour être utilisées en clinique, il est essentiel de pouvoir comparer les cartographies des contraintes superficielles à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture obtenues avec le modèle éléments finis avec des cartographies de la sensibilité à ces contraintes superficielles du membre résiduel. Pour cela des mesures peuvent être réalisées sur les sujets selon un protocole adapté à la population des sujets amputés fémoraux, s'inspirant de l'étude de (Lee et al., 2005). De tels résultats pourraient également être exploités afin de définir le risque lésionnel associé à l'utilisation de l'emboîture comme cela a été proposé par (Cagle et al., 2018). Un exemple d'application des modèles dans la littérature est l'étude du développement d'ulcères de pression (Portnoy et al., 2007, 2009; Graser et al., 2020) notamment chez la population de personnes amputées en-dessous du genou. En effet, comme cela a été détaillé au § 1.1.2.2, les tissus mous du membre résiduel ne sont pas adaptés au chargement qui leur est appliqué durant la marche par l'emboîture. Certaines personnes peuvent alors développer des ulcères de pression.

L'exploitation clinique des modèles éléments finis implique dans un premier temps de faciliter l'acquisition des données d'entrée des modèles. En effet, les systèmes d'imagerie radiographiques et IRM, utilisés pour les reconstructions des géométries des modèles, ne sont pas des outils que les orthoprothésistes peuvent exploiter. Des alternatives reposant sur l'imagerie ultrasonore ou les scanners optiques peuvent être envisagées pour se substituer aux systèmes d'imagerie classiques (Redaelli et al., 2018; Ranger et al., 2019; Solav et al., 2019). De même, des systèmes d'analyse quantitative de la marche appareillée embarqués seraient plus adaptés à une application clinique (Veltink et al., 2005; Kok et al., 2014; Karatsidis et al., 2017). Enfin, en ce qui concerne la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous, une solution portable et non invasive applicable en clinique a été proposée dans ce travail de thèse au chapitre 0.

DISCUSSION GENERALE

La fabrication de l'emboîture est un processus complexe qui requiert de l'expérience et un savoir-faire propre aux orthoprothésistes aguerris. La numérisation de ce processus offre de nouvelles possibilités en vue de simplifier la conception des emboîtures. Des logiciels permettent d'ores et déjà de numériser la géométrie du membre résiduel et donc d'obtenir l'équivalent virtuel d'un plâtre à rectifier. Cette approche facilite le suivi de l'évolution du membre résiduel mais également la sauvegarde des rectifications réalisées pour une emboîture. Toutefois, plusieurs améliorations doivent être apportées à ces solutions numériques pour aller encore plus loin et proposer des outils permettant d'apporter des données quantitatives permettant d'évaluer la qualité des rectifications de l'emboîture vis-à-vis des besoins du patient.

La grandeur mécanique la plus exploitée afin de juger de l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture est la pression à l'interface. Par conséquent l'objectif de cette thèse était la construction d'un modèle biomécanique de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture pour l'estimation des pressions à l'interface dans le cas des amputations transfémorales.

Plusieurs verrous scientifiques ont été identifiés durant la revue de l'état de l'art présentée en première partie de ce manuscrit (chapitre 1.3) :

1) L'identification de propriétés matériaux personnalisées pour les tissus mous du membre amputé.
2) L'estimation des pressions à la surface des tissus mous durant la marche à plat qui constitue une situation plus contraignante que l'appui unipodal ou bipodal.
3) La modélisation de la liaison coxo-fémorale comprenant le bassin, le fémur ainsi que les muscles agissants sur la mobilité de la hanche.
4) L'évaluation des résultats des modèles.
5) Le lien entre les grandeurs mécaniques calculées à l'interface et le transfert des actions mécaniques de la prothèse au squelette de la personne amputée ainsi qu'avec le confort ressenti dans l'emboîture.

Une méthode de personnalisation des propriétés matériaux des tissus mous de la cuisse, combinant une approche expérimentale et numérique, a été présentée en deuxième partie de ce manuscrit (chapitre 2.2). Des données expérimentales d'indentations réalisées sur les tissus mous de sept sujets sains et d'un sujet amputé du genou ont été recueillies au cours d'une campagne expérimentale menée durant cette thèse. À cette fin, une sonde échographique a été instrumentée par un capteur d'effort grâce à une poignée conçue durant l'élaboration de ce protocole. Le dispositif était de fait très simple à prendre en main, et s'avère donc prometteur quant à son application en clinique. Les données expérimentales étaient ensuite traitées afin d'alimenter l'optimisation des paramètres matériaux d'un modèle éléments finis simplifié de la zone d'indentation. La méthode proposée était répétable et reproductible par différents opérateurs.

Ce protocole a ainsi permis la construction d'une base de données de paramètres matériaux hyperélastique des tissus mous de la cuisse de sept sujets sains dans différentes configurations : muscles au repos ou muscle contracté ainsi que l'acquisition de données pour l'estimation des propriétés matériaux hyperélastiques des tissus mous de la cuisse d'un sujet amputé du genou, et ce en différentes zones du membre résiduel.

Toujours dans la deuxième partie du manuscrit (chapitre 2.3), des données issues de plusieurs bases de données d'analyse quantitative de la marche sur sujets amputés au-dessus du genou ont été mises à profit pour l'estimation des torseurs des actions mécaniques intersegmentaires du membre résiduel sur le segment associé au bassin. Ces données ont ainsi servi à l'élaboration d'une méthode d'estimation des efforts musculaires du membre résiduel au cours du cycle de marche grâce à la construction un modèle musculosquelettique personnalisé. De surcroît, il s'agissait de la première étude de ce type rendant compte de l'influence de l'effort repris par l'appui ischiatique sur le moment d'abduction au centre de la liaison coxo-fémorale. Les résultats des estimations, obtenus sur huit sujets amputés au-dessus du genou, étaient ainsi en accord avec les données de la littérature. De plus, la personnalisation ainsi que la simplification du modèle musculosquelettique a permis de transférer simplement les résultats obtenus dans un modèle éléments finis du membre résiduel.

Ainsi un modèle biomécanique de l'interaction entre le membre amputé et l'emboîture combinant la méthode des éléments finis ainsi que la modélisation musculosquelettique a été construit au cours de ce projet de thèse, dans le cadre des amputations transfémorales (chapitre 3). Au regard de la littérature, il s'agit d'une première approche pour l'évaluation des pressions à l'interface reposant à la fois pour la personnalisation des propriétés matériaux des tissus mous, la modélisation de la liaison coxo-fémorale, l'estimation des efforts musculaires et la prise en compte de l'action mécanique impliquée par la présence de l'appui ischiatique. Les pressions à l'interface avec l'emboîture ont ainsi pu être calculées sur l'ensemble du membre résiduel. Les résultats obtenus ont alors été comparés aux mesures expérimentales de la littérature ainsi qu'aux profils de pression théoriques définis par la modélisation mécanique de l'interaction entre la prothèse et le membre résiduel. Les pressions estimées par le modèle étaient en accord avec les éléments de la littérature, aussi bien en termes d'amplitudes qu'en termes de répartitions. Il en était de même pour l'évolution des cartographies de pressions au cours du cycle de marche.

Contrairement aux modèles de la littérature, l'étude présentée ici met en avant le rôle de l'appui ischiatique dans la transmission des efforts et moments entre le membre résiduel et l'emboîture. En effet les maxima de pression mesurés étaient systématiquement relevés sous l'ischion et l'amplitude de ces valeurs maximales étaient comprises entre 101 kPa et 184 kPa selon la configuration d'étude. En outre, ne pas prendre en compte l'articulation de la hanche dans la modélisation éléments finis induisait une surestimation des pressions sous l'ischion.

Ces travaux de thèse ont donc permis de développer des outils et méthodes pour la construction d'un modèle biomécanique personnalisable de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture. Le modèle ainsi construit fourni des résultats en accord avec ceux de la littérature. Ce modèle a pu être exploité afin d'évaluer l'impact de certains paramètres de modélisation sur la réponse du système. De cette manière, l'impact des paramètres matériaux des tissus mous, de l'orientation du fémur dans le membre résiduel, de l'importance de l'appui ischiatique ainsi que des propriétés matériaux, du serrage et de la géométrie de l'emboîture sur les pressions à l'interface étaient étudiés. Il s'agit là d'une première étude montrant le potentiel de la modélisation numérique appliquée au domaine de l'orthopédie.

Ces travaux apportent ainsi des éclaircissements quant aux bonnes pratiques de modélisation pour l'évaluation des pressions à l'interface dans le cas des amputations transfémorales, notamment sur la nécessité de personnaliser les paramètres matériaux des tissus mous ainsi que sur la prise en compte de la liaison coxo-fémorale.

Néanmoins, les résultats obtenus grâce au modèle éléments finis doivent encore être validés expérimentalement afin de statuer la pertinence de l'approche proposée. La mise en place d'un protocole de mesure des pressions à l'interface est un des enjeux futurs de ce projet mais n'est pas une chose aisée, et nécessite un travail supplémentaire conséquent que ce soit pour la calibration des outils de mesure ou l'interprétation des données.

Plusieurs limites de la méthode proposée pourraient freiner la validation du modèle. En effet, plusieurs simplifications étaient réalisées en première approche. Le manchon n'était pas modélisé et les tissus mous étaient représentés comme un ensemble unique sans distinction des différents tissus. La personnalisation du modèle musculosquelettique ne prenait pas en compte la réinsertion des muscles induite par l'amputation. En outre, les données génériques utilisées pour le modèle étaient issues de données de la littérature sur sujets non-amputés. D'autre part l'impact de l'effort repris par l'appui ischiatique sur le moment de flexion au centre de la liaison coxo-fémorale n'a pas été étudié. Enfin la modélisation de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture durant la marche était réalisée en quasi-statique et ne prenait pas en compte l'état de contrainte des tissus mous induit par le déplacement des structures osseuses dans l'enveloppe externe durant cette tâche. Ces simplifications étaient cependant sciemment réalisées, au regard des informations fournies dans la littérature ou au cours des échanges avec des experts du domaine, ingénieurs ou orthoprothésistes, pour répondre à notre objectif qui était l'estimation des pressions à l'interface entre le membre résiduel et l'emboîture via la construction d'un modèle éléments finis.

La collaboration entre l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, les ingénieurs et les orthoprothésistes de Proteor a permis d'ouvrir de nombreuses perspectives pour la modélisation de la transmission des actions mécaniques entre l'emboîture et le membre résiduel dans le cas des amputations transfémorales. Pour la communauté scientifique, ce travail propose une approche complète de la

modélisation du membre résiduel et de l'emboîture prenant en considération l'ensemble des aspects de l'interaction mécanique entre ces deux éléments. D'un point de vue industriel, ces modèles peuvent être mis en application afin d'évaluer la conception des différentes géométries ou de différents matériaux d'emboîtures et cela dans le but d'apporter des solutions toujours plus satisfaisantes pour les personnes amputées.

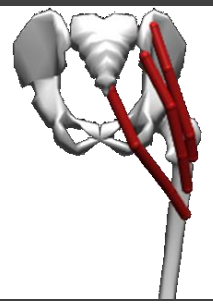
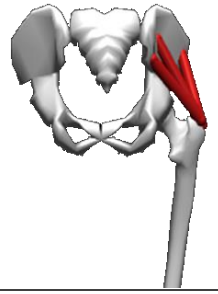
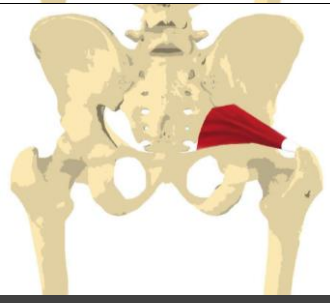
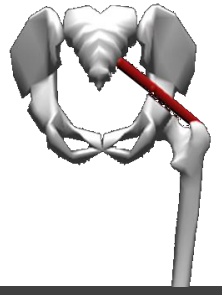
Le dernier aspect, mais non le moindre, est l'application clinique de ces modèles pour la pratique des orthoprothésistes. Les cartographies des contraintes à l'interface extraites pourraient être corrélées aux cartographies des zones de douleurs du membre résiduel afin de guider les rectifications à réaliser sur une emboîture pour une personne donnée. Il convient pour cela d'être capable d'estimer non seulement les pressions à la surface du membre résiduel, comme le propose ce travail de thèse, mais également de s'intéresser au cisaillement à l'interface et au lien entre ces grandeurs mécaniques et le transfert des actions mécaniques du membre résiduel à l'emboîture ainsi que le confort de la personne amputée. Bien que ces points n'aient pas été abordés dans ce travail de thèse ils n'en demeurent pas moins essentiels pour la conception d'un outil clinique d'aide à la fabrication d'emboîture. D'autre part, l'application clinique de tels modèles impliquent également de réduire significativement les temps de calculs et de simplifier les protocoles d'acquisitions des données afin de rendre leur création et leur exploitation compatibles avec les contraintes de coûts et de temps des cabinets d'orthoprothésistes.

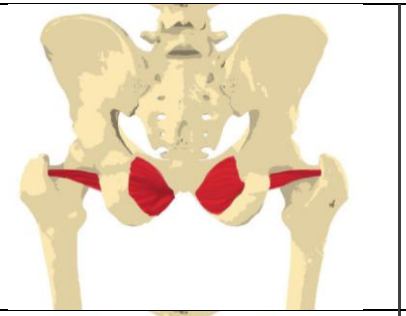
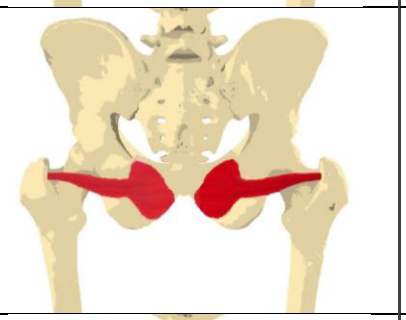
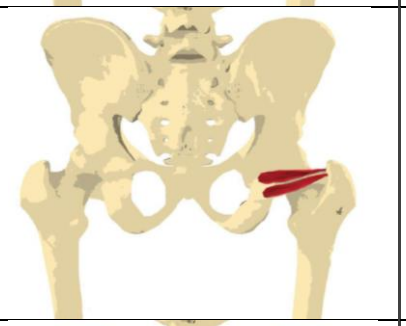
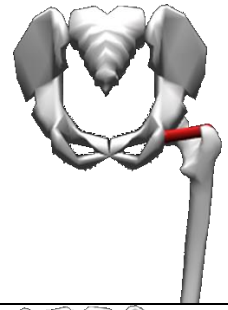
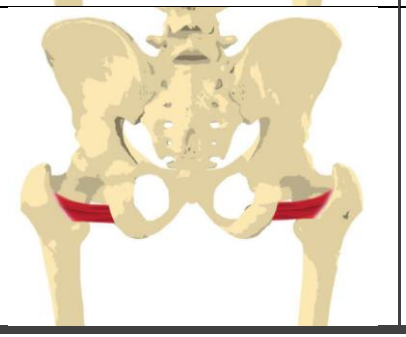
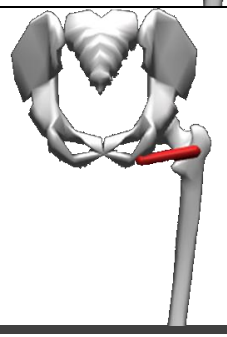
En outre, les méthodes développées jusqu'à présent ne peuvent constituer qu'un outil supplémentaire mis à la disposition des orthoprothésistes. En l'état, les modèles éléments finis ne permettent pas de se substituer au savoir-faire et aux connaissances des orthoprothésistes pour la conception des emboîtures. Les approches statistiques proposées dans la littérature, par exemple, ne permettent de rendre compte de l'influence que d'un nombre limité de paramètres sur des plages de valeurs restreintes. De plus, les outils à notre portée ne permettent pas, aujourd'hui, de faire une copie numérique parfaitement réaliste des phénomènes mécaniques ou mêmes physiologiques survenant dans l'interaction entre le membre résiduel et l'emboîture et plus largement dans l'interaction entre le corps de la personne amputée et la prothèse puisque plusieurs hypothèses et simplifications sont nécessaires pour la construction de ces modèles. L'approche numérique est cependant pertinente pour discriminer les paramètres de conception de l'emboîture, et plus globalement de l'appareillage, qui sont les plus influents sur la satisfaction des personnes amputées et ainsi pour faire des préconisations, basées sur la mécanique, pour la conception des emboîtures. Cette approche constitue donc un outil à introduire dans le processus de conception des emboîtures, dont l'orthoprothésiste reste l'acteur principal, qui pourrait toutefois simplifier ce processus, notamment pour les personnes difficiles à appareiller.

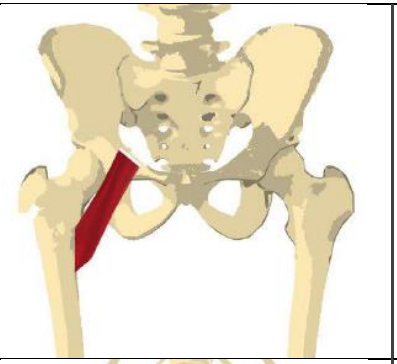
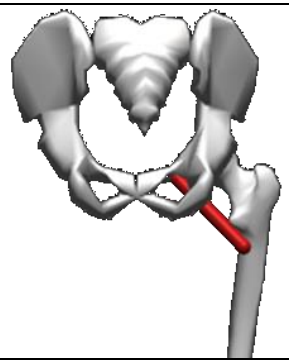
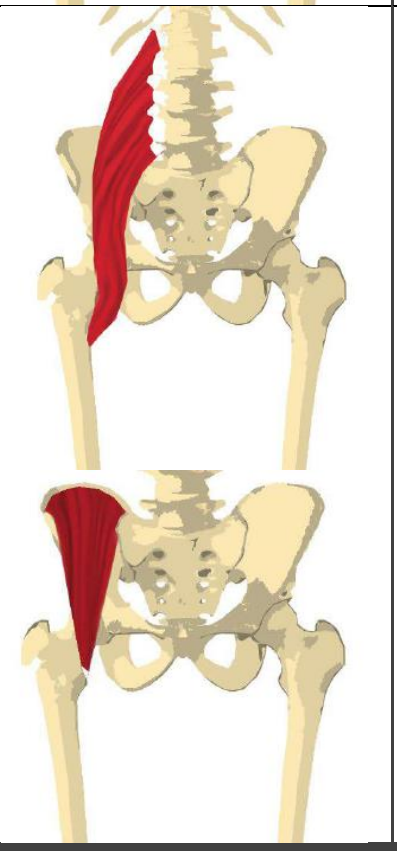
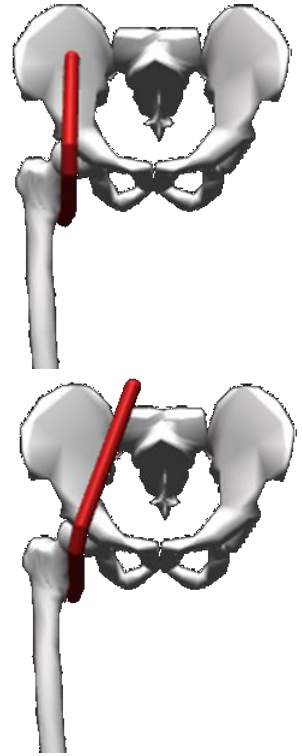
ANNEXES

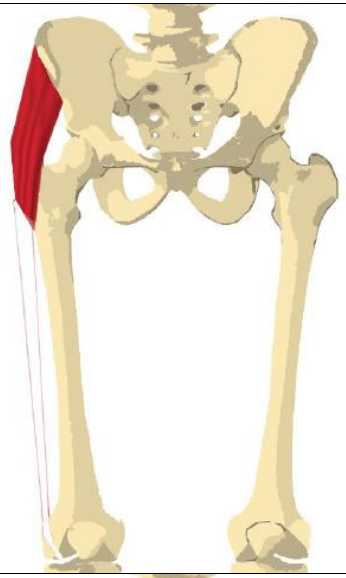
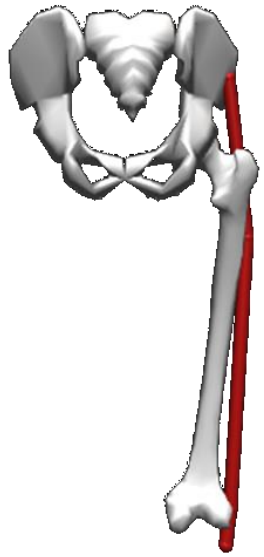
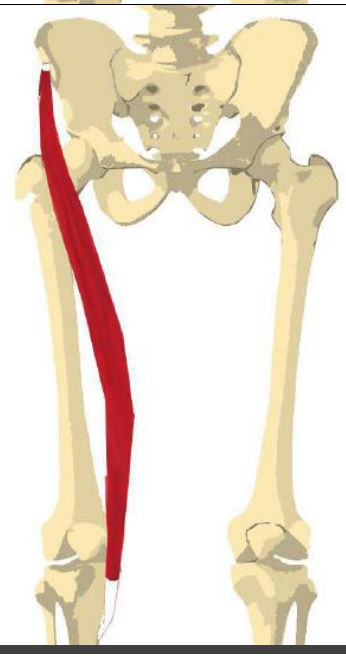
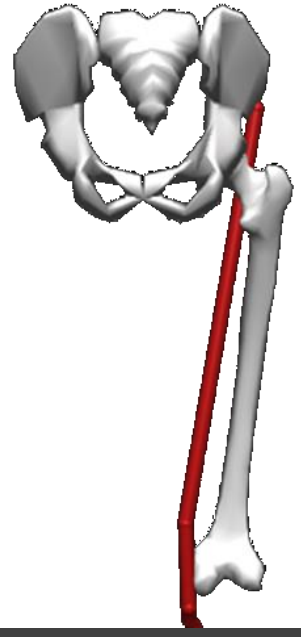
ANNEXE A

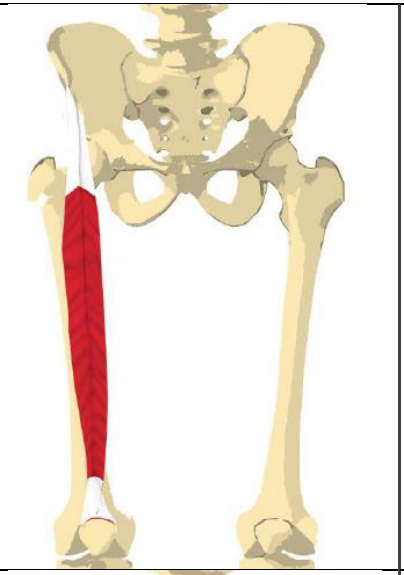
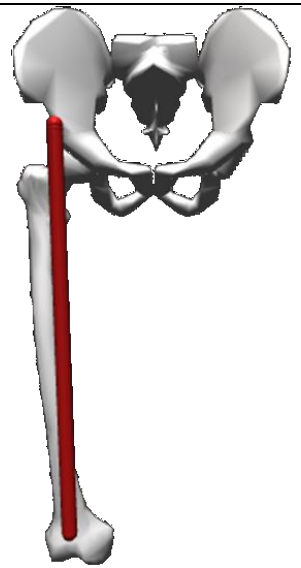
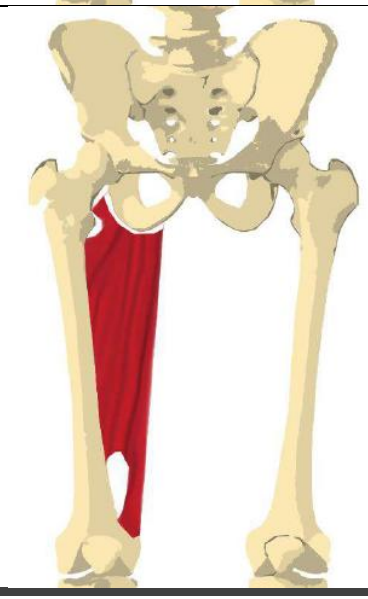
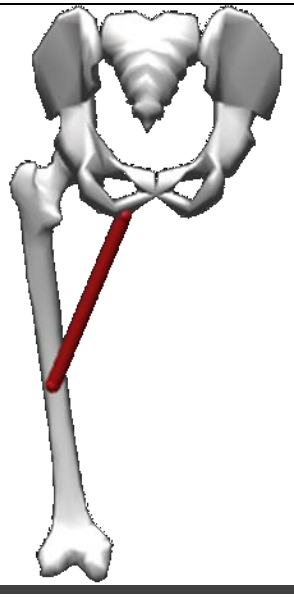
Description musculaire du modèle OpenSim générique et comparaison à la description anatomique de la cuisse

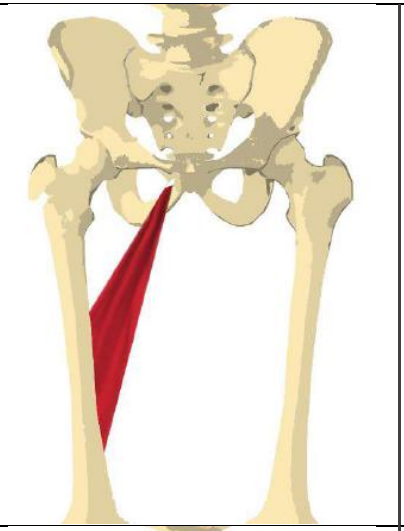
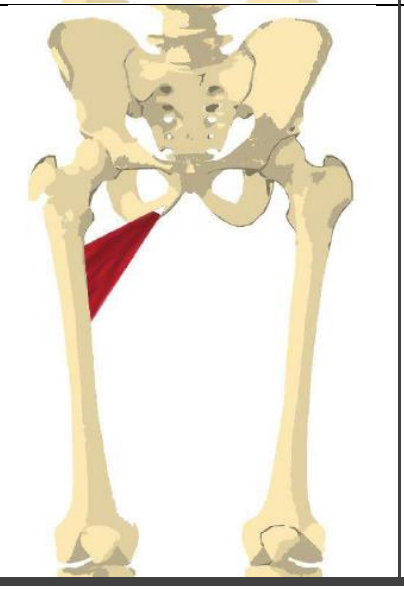
Muscle	Insertions		Fonction	Illustration	Modele OpenSim	Fonction OpenSim
	Origine	Terminaison				
Grand fessier	Crête iliaque Sacrum Coccyx Crête sacrée	Tubérosité glutéale Tractus iliotibia	• Extension • Abduction			• Extension • Abduction
Moyen fessier	Ilium	Grand trochanter	• Abduction • Rotation interne • Rotation externe • Flexion • Extension			• Abduction • Rotation interne • Rotation externe • Flexion • Extension
Petit Fessier	Ilium	Grand trochanter	• Abduction • Rotation interne			
Piriforme	Sacrum	Grand trochanter	• Abducteur • Rotation externe • Rotation interne			• Abducteur • Rotation externe

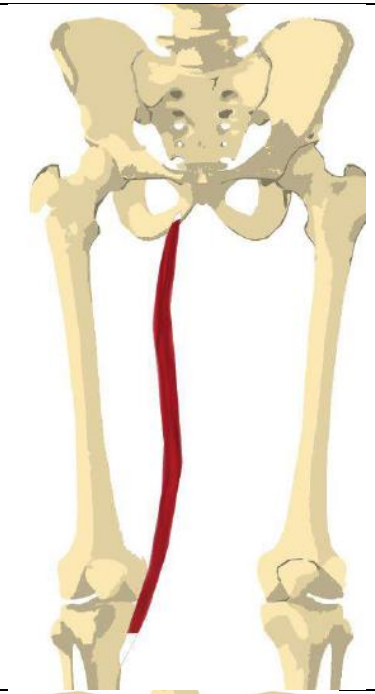
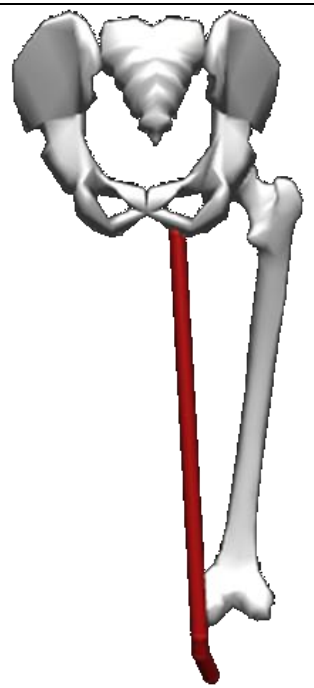
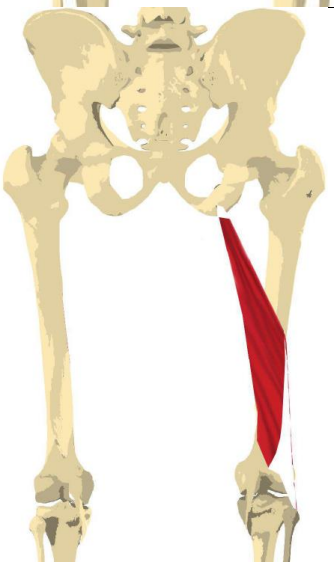
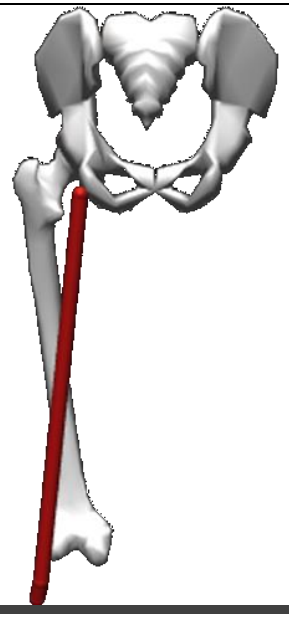
Obturateur interne	Branche ischio-pubienne	Grand trochanter	• Rotation externe • Abduction			
Obturateur externe	Pubis	Fosse trochantérique	• Rotation externe • Adduction			
Muscles jumeaux	Épine ischiatique Tubérosité ischiatique	Grand trochanter	• Abduction • Rotation externe • Flexion			• Rotation externe
Carré fémoral	Tuérosité ischiatique	Col du fémur Grand trochanter	• Rotation externe • Adduction			• Rotation externe

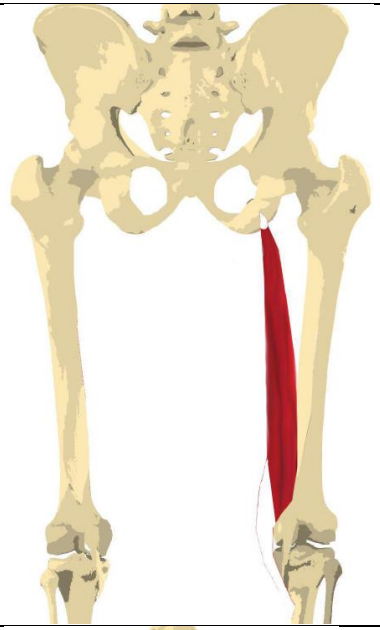
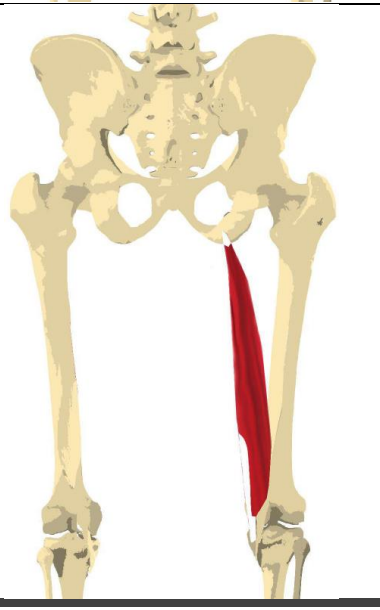
Pectiné	Pubis	Petit trochanter	• Flexion • Adduction			• Flexion • Adduction
Iliopsoas	Fosse iliaque Vertèbres	Petit trochanter	• Flexion • Rotation interne			• Flexion • Rotation interne

Tenseur du fascia lata	Ilium Crête illiaque	Tractus iliotibia	• Abduction • Rotation interne • Flexion			• Abduction • Rotation interne • Flexion
Sartorius	Épine iliaque	Face médial du tibia	• Adduction • Rotation externe • Flexion			• Abduction • Flexion

Droit fémoral	Épine iliaque	Patella	• Flexion			• Flexion
Grand adducteur	Branche ischio-pubienne	Ligne âpre et épicondyle	• Adduction • Rotation externe • Flexion • Extension			• Adduction • Extension

Moyen adducteur	Pubis	Ligne âpre	• Adduction • Rotation interne •			
Court adducteur	Pubis	Ligne âpre	• Adduction • Rotation externe			

Gracile	Pubis Ischium	Face supérieure médiale du tibia	• Adduction • Rotation interne • Flexion			• Adduction • Flexion
Biceps fémoral	Tubérosité ischiatique Ligne âpre	Tête de fibula Tubérosité latérale du tibia	• Extension • Adduction			• Extension • Adduction

Semi-tendineux	Tubérosité ischiatique	Face supérieur du tibia	• Extension			
Semi-membraneux	Tibérosité ischiatique	Condyle médial du tiabia	• Extension			

ANNEXE B

Évaluation des mesures d'effort et de déplacement obtenues avec une sonde ultrasonore instrumentée

Introduction

La méthode proposée pour la caractérisation du comportement mécanique des tissus mous consistait en l'application d'une méthode éléments finis inverse. Des données d'indentation des tissus mous étaient utilisées afin d'optimiser les paramètres matériaux des tissus mous de la cuisse au niveau de la zone indentée. Pour cela, le déplacement de l'indenteur durant les indentations ainsi que l'effort résultant appliqué sur l'indenteur était récupéré à la fois de manière expérimentale, mais également à la fin de simulation numérique. L'écart entre les courbes d'effort-déplacement expérimentales et numériques, calculé avec l'erreur aux moindres carrés, était ensuite minimisé en faisant varier les valeurs des paramètres matériaux de la loi de comportement utilisée, ici une loi hyperélastique de Ogden du premier ordre.

L'enjeux était donc d'obtenir une bonne estimation expérimentale du déplacement des tissus mous et de l'effort de réaction appliqué sur l'indenteur durant les cycles d'indentation. La technologie ultrasonore était mise en application afin d'estimer le déplacement des tissus mous sous l'indenteur. Pour cela une sonde ultrasonore linéaire, de fréquence 8 MHz était utilisée (SuperSonic Imaging, SuperLinearTM SL 15-4). En parallèle, les données d'effort étaient obtenues grâce à un capteur de de force de 200 N (3134 - Micro Load Cell (0-20 kg) - CZL635). Le capteur était inséré dans une poignée, réalisée en impression 3D, qui permettait de maintenir la sonde ultrasonore. Les données d'effort étaient acquises via un amplificateur (Sparkfun, SEN-13879) relié à une carte Arduino (Arduino, UNO REV 2 V4.0).

Un protocole d'évaluation de la justesse des mesures de déplacement et d'effort de cette instrumentation est décrite dans cette annexe.

Matériel et méthode

Évaluation des mesures de déplacements

La qualité des mesures de déplacements étaient évaluées au regard de celle obtenus avec un capteur de déplacement linéaire (Solartron Metrology - 804619-RS). Le support d'une perceuse à colonne était ainsi équipé du capteur de déplacement, étalonné grâce à des cales étalons, afin de permettre le calcul du déplacement de la sonde fixée au support. (Figure 99) Le capteur de déplacement était relié à une carte Arduino.

Des cycles de déplacements verticaux de la sonde était réalisée au-dessus d'un récipient rempli d'eau tels que l'extrémité de la sonde était constamment immergée. Le déplacement était compris entre 0 mm et 18 mm. Cette

plage de valeur de déplacement était définie en accord avec la profondeur d'indentation nécessaire à l'observation de la réponse mécanique non linéaire des tissus mous de la cuisse. Au moins trois cycles de déplacements étaient enregistrés. Cette opération était répétée trois fois. Les enregistrements ultrasonores et du capteur d'effort étaient synchronisés a posteriori. Les signaux étaient synchronisés en minimisant l'écart entre les mesures selon le critère des moindres carrés.

Le déplacement mesuré par sonde ultrasonore était calculé à partir des vidéos ultrasonores enregistrées. La focale de l'appareil était positionnée aux alentours des 20 mm de profondeur. Un train blanc visible sur les vidéos ultrasonores définissait la position du fond du récipient d'eau, la position de ce trait était détectée de manière automatique sur chaque image de la vidéo par une transformé de Hough. Le pixel milieu de la ligne ainsi détectée était utilisé pour calculer le déplacement de la sonde définit comme la différence entre la position de ce pixel sur la première image de la vidéo et sa position sur l'image à l'instant t. L'échelle des images ultrasonores était ensuite utilisée afin de convertir le déplacement en millimètre. L'écart entre les mesures réalisées avec la sonde et celles obtenues par le capteur était calculé en chaque point de la courbe du capteur de déplacement.

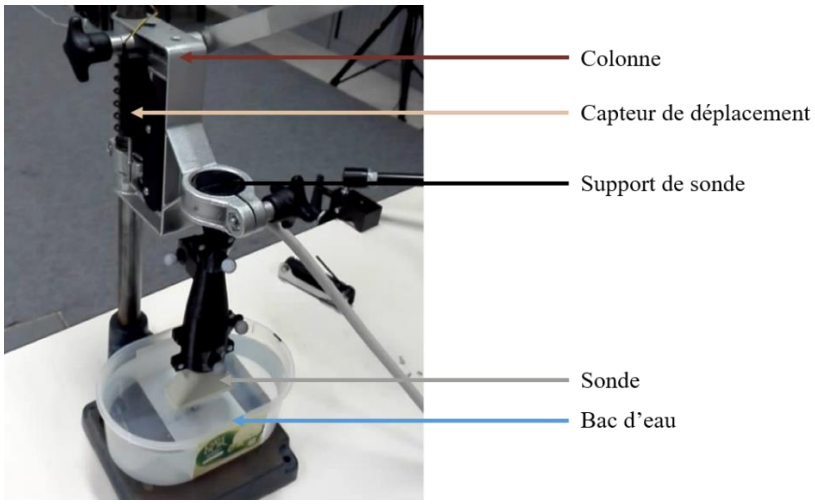


Figure 99 : Montage d'évaluation des mesures de déplacement réalisées avec la sonde ultrasonore.

Évaluation des mesures d'efforts

Avant d'estimer la justesse des mesures obtenues avec le capteur d'effort, il convenait de calibrer le signal obtenu. Pour cela un montage spécifique permettant la fixation de la poignée sur un établi était conçu en impression 3D. Une bague également réalisée en impression 3D permettait d'y suspendre plusieurs masses étalons. Un total de 13,457 kg de masse était progressivement ajouté puis retiré du support. Le montage ainsi

conçu permettait un chargement progressif de la sonde semble à celui appliqué à la sonde durant les indentations des tissus mous (Figure 100).

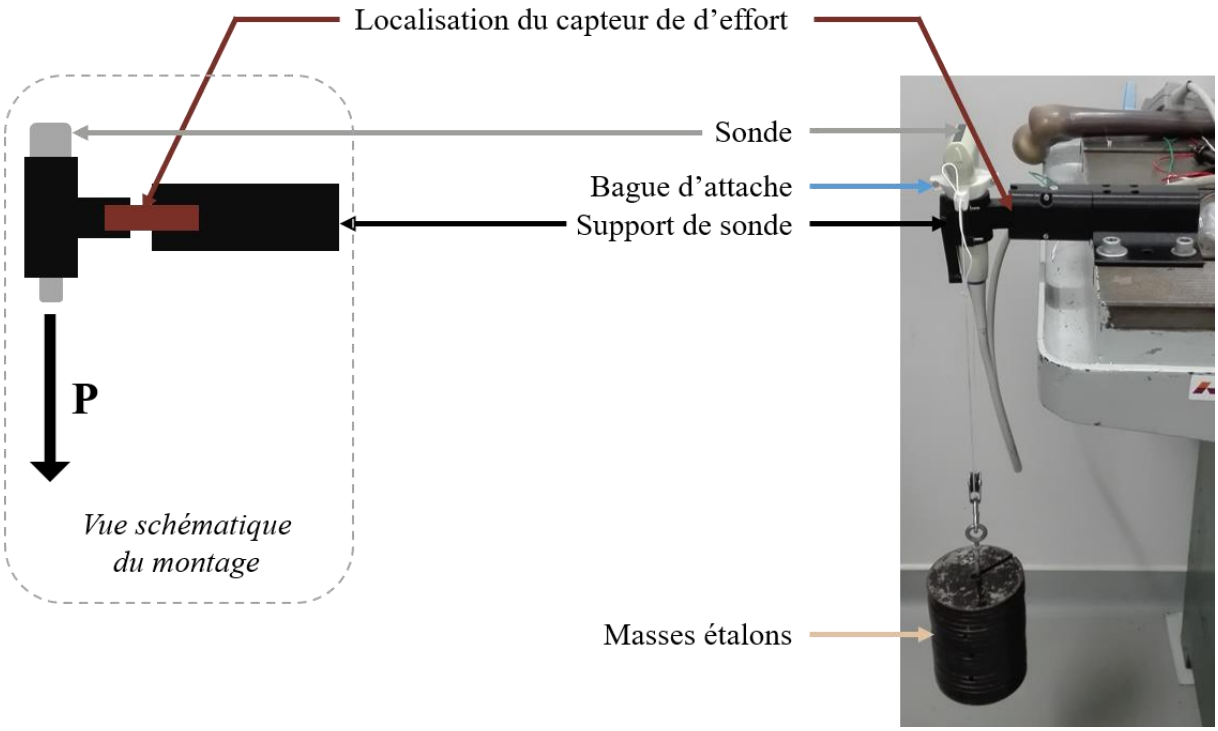


Figure 100 : Montage expérimental pour l'évaluation de la justesse des mesures d'effort du capteur localisé dans la poignée de la sonde ultrasonore. P, sur la vue schématique indique la direction du poids appliqué à l'instrumentation via les masses étalons.

Une première acquisition de chargement/déchargement du support était ainsi réalisée afin d'estimer le coefficient de calibration entre le signal brut du capteur d'effort et la valeur réelle des masses. Avant chaque acquisition une tare du capteur était réalisée afin de recalculer le zéro.

Trois autres séries de chargement étaient ensuite réalisée avec le même montage afin d'évaluer la précision des mesures. L'écart entre la valeur estimée par le capteur et la valeur en newton du poids appliqué sur le support était calculé pour chacune des acquisitions.

Deux autres conditions de chargement étaient également étudiées afin d'estimer l'impact de chargements parasites, potentiellement induits par les indentations des tissus mous sur les mesures, d'effort. En effet dans le cadre des indentations des tissus mous, l'effort d'intérêt est l'effort vertical appliqué par les tissus mous sur la sonde. Cependant l'indentation étant réalisée manuellement avec une instrumentation portable aucun support n'intervient pour contraindre le déplacement ni les efforts appliqués sur la sonde. Le capteur d'effort fonctionnant par le biais d'une poutre en flexion sur laquelle étaient disposées des jauges de contraintes, les efforts parasites pouvant induire une flexion du capteur ont donc fait l'objet d'une attention particulière.

Un montage permettant de rendre compte de l'impact d'un chargement asymétrique sur la sonde a donc été conçu de manière semblable au montage précédent (Figure 101). Des masses étalons étaient progressivement ajoutées puis retirées du support jusqu'à atteindre une masse totale de 5 kg. Un dernier montage était également réalisé dans le but d'évaluer l'impact d'un effort perpendiculaire à la sonde sur les mesures (Figure 102). Dans cette dernière configuration 10 kg de masses étalons étaient progressivement ajoutées puis retirées sur support. Au regard de la position de la bague servant à l'attache des masses sur la sonde ultrasonore, ce chargement était équivalent à un chargement maximal en bout de sonde de 3,4 kg. Pour ces deux dernières conditions un seul cycle de chargement/déchargement était réalisé.

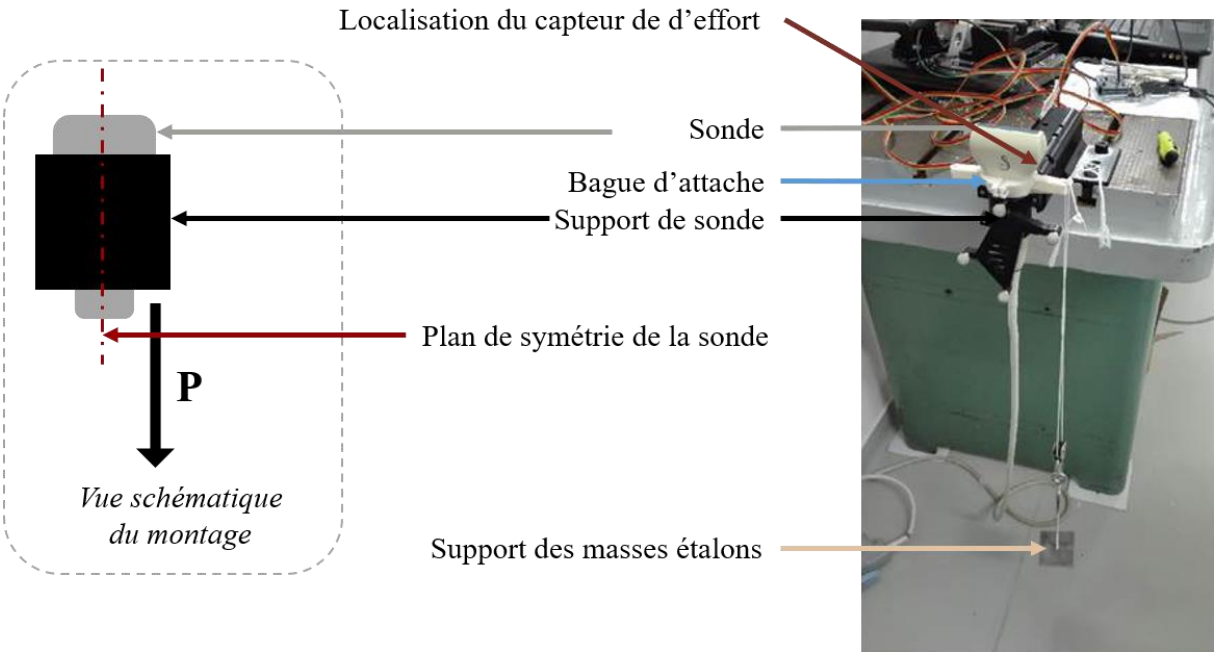


Figure 101 : Montage expérimental pour l'estimation de l'impact d'un chargement asymétrique de l'instrumentation sur les mesures d'efforts. P, sur la vue schématique indique la direction du poids appliqué à l'instrumentation via les masses étalons.

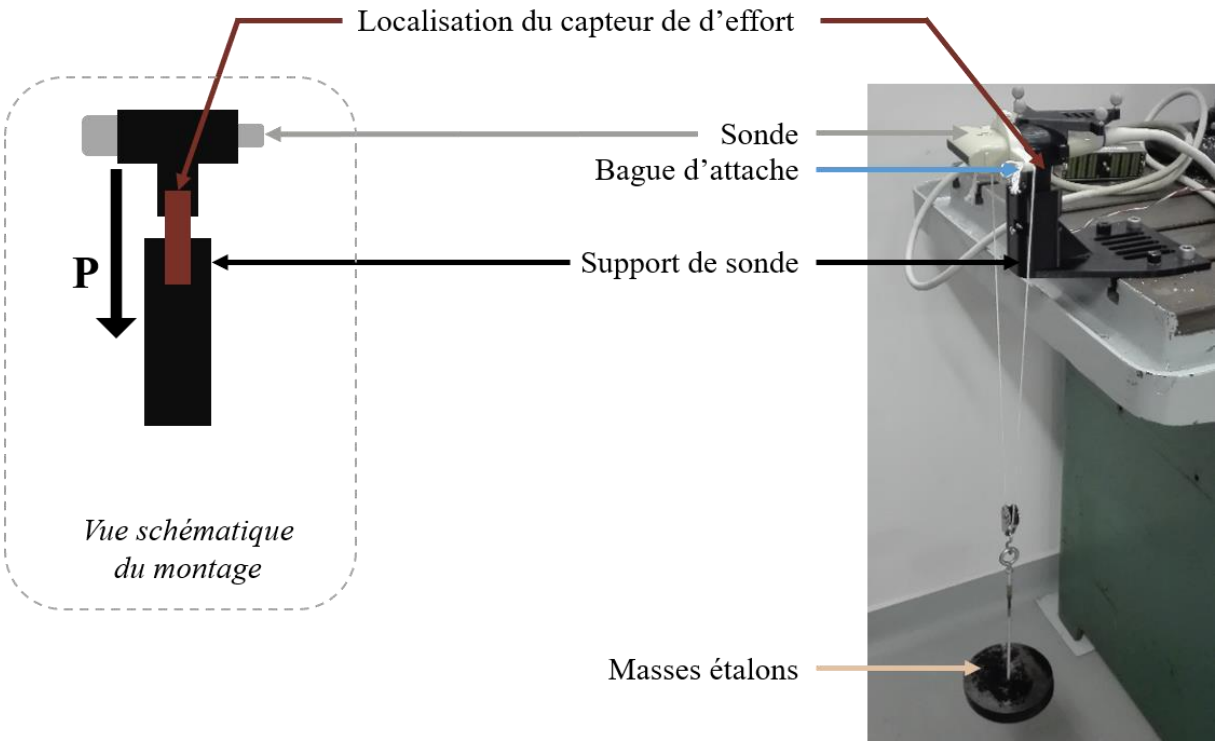


Figure 102 : Montage expérimental pour l'estimation de l'impact d'un chargement perpendiculaire à la sonde sur les mesures d'effort. P, sur la vue schématique indique la direction du poids appliqué à l'instrumentation via les masses étalons.

Résultats

Évaluation des mesures de déplacements

Les courbes de déplacements obtenus avec le capteur de déplacement et via la sonde ultrasonore sont présentés à la Figure 103. Sur l'ensemble des mesures l'écart moyen entre les deux courbes était de 0,02 mm. La valeur maximale de cet écart était de 0,4 mm.

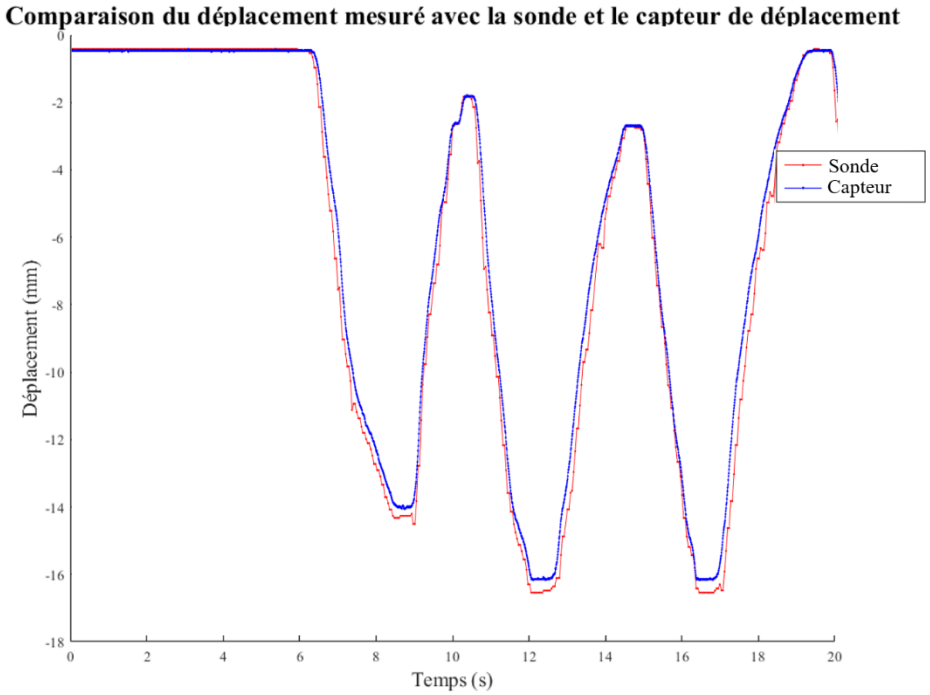


Figure 103 : Comparaison de la mesure de déplacement obtenue avec la sonde ultrasonore (rouge) et avec le capteur de déplacement (bleu).

Évaluation des mesures d'efforts

Le coefficient de calibration estimé durant la première phase de chargement/déchargement de la sonde était environ de 114 $kg.mV^{-1}$.

Les courbes obtenues pour l'évaluation des mesures réalisées avec le capteur d'effort sont présentées pour l'ensemble des conditions de chargement aux Figure 104, Figure 105 et Figure 106Figure 99.

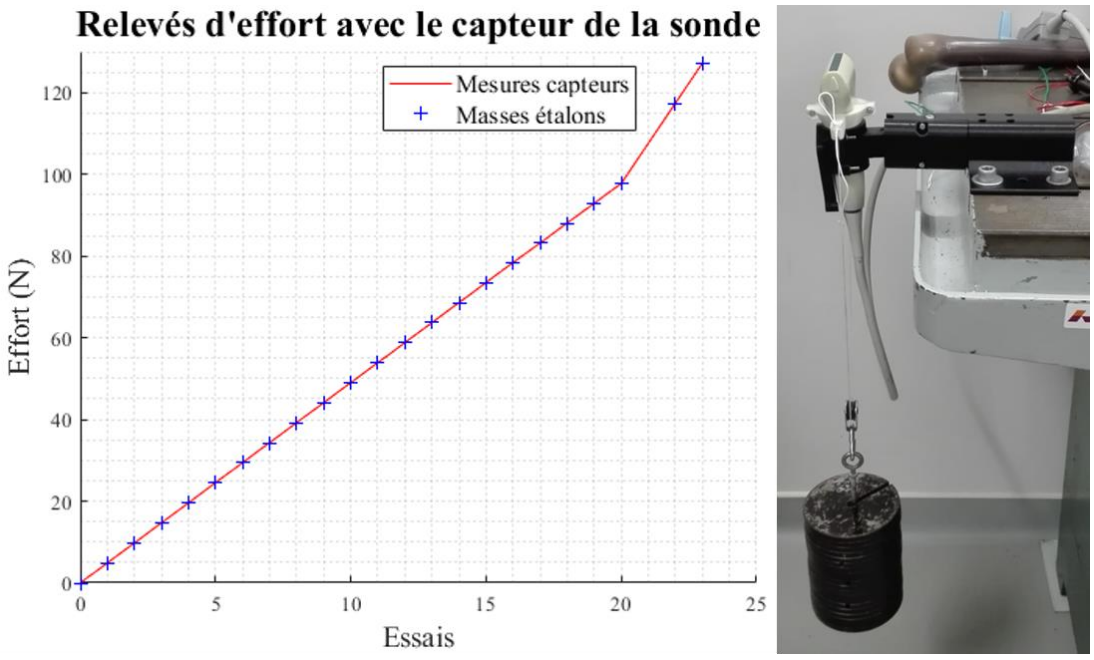


Figure 104 : Évaluation des mesures d'effort obtenues avec le capteur d'effort calibré via la suspension de masses étalons.

En ce qui concerne la mesure du chargement parallèle à la sonde ultrasonore l'erreur mesurée était en moyenne de -0,04 N et au maximum de 0,09 N. Pour un chargement asymétrique de la sonde l'erreur moyenne sur l'ensemble du cycle était de -0,04 N. Enfin un chargement perpendiculaire de la sonde n'était pas détecté par le capteur d'effort.

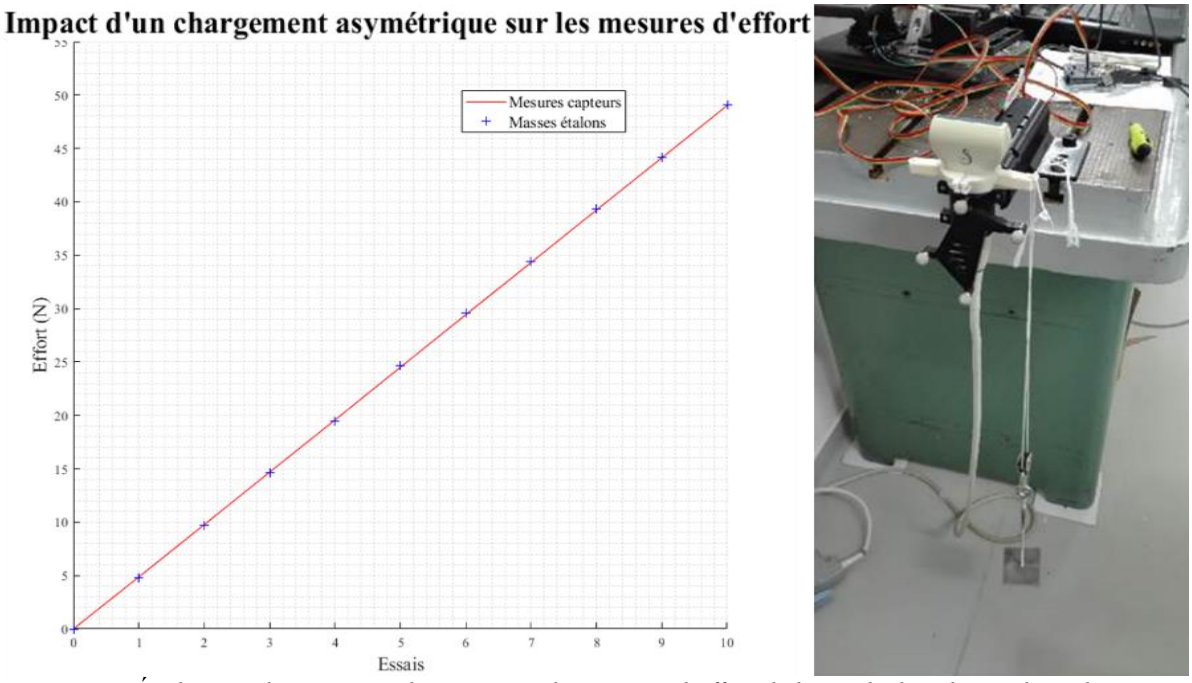


Figure 105 : Évaluation des mesures obtenues avec le capteurs d'effort de la sonde dans le cas d'un chargement asymétrique par chargement progressif de masses étalons.

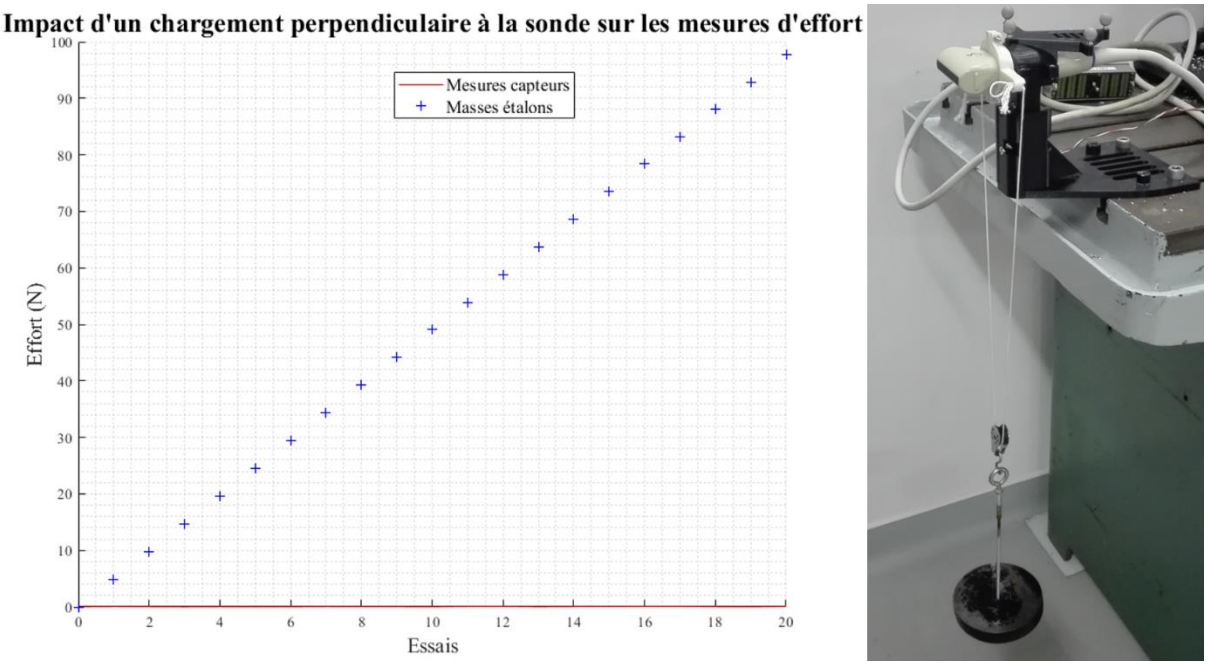


Figure 106 : Évaluation des mesures obtenues avec le capteurs d'effort de la sonde dans le cas d'un chargement perpendiculaire à la sonde par chargement progressif de masses étalons.

Discussion

Qu'il s'agisse des mesures de déplacement ou des mesures d'effort, les erreurs obtenues à la suite de cette étude étaient dans les ordres de grandeur acceptable pour l'évaluation des caractéristiques mécaniques des tissus mous.

En ce qui concerne les mesures de déplacements, les erreurs maximales étaient relevées à l'instant de changements de sens du déplacement. Ces écarts peuvent s'expliquer par des erreurs d'estimations du capteur de déplacement en approche de butée mais également par des erreurs d'estimation de la position du fond du récipient sur les images ultrasonores. Néanmoins les écarts mesurés étaient inférieurs à 0,4 mm, ce qui correspond aux ordre de grandeurs de la littérature (Huang et al., 2005).

La capteur d'effort inséré dans la poignée de la sonde ultrasonore était dans un premier temps calibré. Des mesures d'effort étaient ensuite réalisées après correction des valeurs par le coefficient de calibration du capteur. Les erreurs ainsi mesurées étaient inférieures à 0,09 N. En outre, les mesures d'effort ainsi obtenues n'étaient pas perturbées par les chargement parasites étudiés. Ces chargements pouvant intervenir durant les indentations en conditions réelles sur tissus mous peuvent donc être négligés dans l'étude décrite au chapitre 0.

Les résultats obtenus en termes de déplacement et d'effort sont donc satisfaisants par rapport à l'application proposée au chapitre 0. Néanmoins les mesures n'ont pas pu être évaluée en condition réelle. Une alternative consiste à concevoir un fantôme de mesure, avec des matériaux ayant des caractéristiques mécaniques proches de celles des tissus mous. La géométrie du fantôme est alors parfaitement maîtrisée et permet de rendre compte de la vitesse de propagation des ondes dans un milieu proche de celui des tissus mous mais également de la courbure des structures osseuses.

ANNEXE C

Journal of Biomechanical Engineering : Combining Freehand Ultrasound-Based Indentation and Inverse Finite Element Modelling for the Identification of Hyperelastic Material Properties of Thigh Soft Tissues

Nolwenn Fougeron[1,2], Pierre-Yves Rohan[1], Diane Hearing[1], Jean-Loïc Rose[2], Xavier Bonnet[1], Hélène Pillet[1]

[1] Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Paristech, 151 bd de l'Hôpital, 75013 Paris, France

[2] Proteor, Recherche et développement, 5 boulevard Winston Churchill, 21000 Dijon, France

Corresponding author:

Nolwenn Fougeron

LBM/Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

Arts et Métiers ParisTech

151 bd de l'Hôpital 75013 Paris

E-mail: nolwenn.fougeron@ensam.eu

Keywords (max 6): Freehand Ultrasound, Material Properties, Soft Tissues, Contraction, Large Displacement

Abstract

Finite Element Analysis (FEA) is a numerical modelling tool vastly employed in research facilities to analyse and predict load transmission between the human body and a medical device, such as a prosthesis or an exoskeleton. Yet, the use of Finite Element Modelling (FEM) in a framework compatible with clinical constraints is hindered by, amongst others, heavy and time-consuming assessments of material properties. Ultrasound imaging opens new and unique opportunities for the assessment of in vivo material properties of soft tissues. Confident of these advances, a method combining a freehand ultrasound probe and a force sensor was developed in order to compute the hyperelastic constitutive parameters of the soft tissues of the thigh in both relaxed (R) and contracted (C) muscles configurations. Seven asymptomatic subjects were included for the experiment. Two operators in each configuration performed the acquisitions. Inverse FEM allowed for the optimisation of an

Ogden's hyperelastic constitutive model of soft tissues of the thigh in large displacement. The mean shear modulus identified for configurations R and C were respectively 3.2 ± 1.3 kPa and 13.7 ± 6.5 kPa. The mean alpha parameter identified for configurations R and C were respectively 10 ± 1 and 9 ± 4. An analysis of variance showed that the configuration had an effect on constitutive parameters but not the operator.

Introduction

Mechanical interaction of the human body with an external medical device often implies direct contact at the interface between the body and the device such as, for example, between residual limb and prosthetic socket or between lower limb and exoskeletons or orthoses. This interface is critical in order to ensure an optimal trade-off between load transmission and both comfort and the prevention of soft tissues injuries. This is the reason why a particular attention has been paid to the mechanical behaviour of soft tissues under contact loadings in the last decade [1–3]. One way to evaluate loadings at the interface is to design subject specific Finite Element (FE) models [2,4–6]. Several barriers exist to the clinical use of these models. Amongst these, the application of subject-specific tissue material parameters is an important issue. As a matter of fact, most of the studies in the literature used non-personalised values from animal specimens and human cadavers [7–13], even though it has been established that variations in material properties can have a significant impact on the interface loads predicted by the model [14]. The personalisation of material properties is a highly challenging bottleneck for the whole community, more particularly in regions with high tissue thicknesses such as the thigh where to compute the geometry without deformation, complex image acquisition systems are often needed [15–18]

One way to evaluate the mechanical behaviour of soft tissues under quasi-static compression is to perform indentation tests to collect force-displacement data [18–23]. From such measurements, the extraction of material properties is not direct. The most popular method consists in using an analytic solution (or a derived method) of the Hertz contact model [20,23–26]. Using the theoretical solution to the problem associated with axisymmetric indentation proposed by Hayes et al. [27], many authors brought some insights into the mechanical response of soft tissues. In particular, Mak et al. focused on the leg, first with an apparatus composed of a linear actuator and a load cell, then using a pen sized ultrasound-based apparatus called Tissue Ultrasound Palpation System [20,25,26,28,29]. Investigations on lower limb of disabled and non-disabled subjects established that material properties were specific to the subject [25] and that the main parameters influencing the biomechanical properties of tissues were age [25,26,29], gender [25], body posture [20,25], site of indentation [25,26], and muscular activity [26]. Such results are of particular relevance when studying the interaction of people with a medical device such as a prosthesis or an assistance exoskeleton where muscles are compressed or elongated and recruited during walking activity. As far as the authors are aware of, no study deals with the sensitivity of material parameters of the soft tissues of the thigh to muscular activity.

Nonetheless, the use of the Hayes' theoretical formula is restrictive. The formula was introduced for thin infinite layers lying on a rigid support, with imposed geometries of indentor [27]. Moreover, a geometry and material-dependent factor κ was computed for some values of indentor radius, tissue thickness and indentation depth which are not consistent with large thickness soft tissues areas such as the thigh. In addition, the Hayes' formula only allows to compute an effective Young's modulus, which is limited if used to describe the mechanical response of biological soft tissues which exhibit a highly non-linear response at large strains [30–33].

In order to overcome these issues and to identify non-linear constitutive parameters of soft tissues, one may use experimental-numerical procedures like the inverse FEM [2,34–37]. To this aim, some authors developed FE models of the leg and identified constitutive parameters of soft tissues with experimental indentation curves of force and displacement [31,38]. As far as the authors are aware of, very few studies of this type has been proposed for very large tissue thickness areas such as the buttock or the thigh [17,39–42]. One study provided some insights about the passive mechanical response of tissues with muscle activation but results were only provided for one subject [39]. Developed apparatus, although being relevant for research purposes, are not transferable to the clinic since they are too complex to implement. Alternatively, as detailed previously, a very promising avenue is the use of freehand ultrasound (US) that is easily transferable to the clinic

In this study, the authors present an experimental-numerical protocol, which allows to determine material properties of thigh soft tissues under external compressive loading in two configurations: relaxed and contracted muscle states. These configurations were chosen to highlight the influence of the activity state of muscles on the passive mechanical response of thigh soft tissues in contact with a medical device. Soft tissues were assumed in this contribution to be isotropic and homogeneous.

Materials and methods

Subjects

After approval by the local ethics committee (Comité de Protection des Personnes CPP NX06036), seven non-disabled subjects (six men and one woman) were included in this study. Subjects were aged between 23 and 41 years old. Their body mass indices were comprised between 21.4 and 24.3 kg.m-2. Subjects' data are summarised in Tab. 1.

Experimental protocol

Experimental setup

A custom US-based freehand indenter, illustrated in Figure 1a, was conceived by combining a 200 N force sensor (3134 - Micro Load Cell (0-20 kg) - CZL635) with a linear ultrasound probe of 8 MHz central frequency

(SuperSonic Imaging, SuperLinearTM SL 15-4). Force data were acquired from the amplifier (Sparkfun, SEN-13879) of the force sensor using an Arduino card (Arduino, UNO REV 2 V4.0). US videos were acquired throughout the loading and unloading phases from a commercial device (Aixplorer, SuperSonic Imagine, France).

Acquisitions

The experimental protocol consisted in the indentation of the soft tissues of the thigh, with the setup described above, in two different configurations. In the reference configuration (R), the subject was lying and had to maintain his/her muscles relaxed (Fig. 1a). For the second configuration (C), in order to account for the impact of muscle activation on the passive mechanical response, subjects were asked to extend their knee above the void (Fig. 1b). Subjects were instructed to keep their leg straight horizontal during a complete acquisition, with a break time between each acquisition.

In order to assess the intra and inter-operator variability, two operators carried out three separated acquisitions of ten loading/unloading cycles for both configurations. The first operator had a few months of experience with US imaging and was considered an expert while the second operator never practiced US imaging and was considered as a novice user. Recommendations on the optimal speed of manual indentation and on the orientation of the probe were provided to the novice operator. Ten cycles of indentation had to last 60 s; special attention had to be paid to avoid sliding of the probe on the tissues so that the indentation site remained the same during the experiment. One training session was carried out prior to the measurement sessions. The probe was positioned approximately on the mid-thigh on the anterior-lateral section and had to remain perpendicular to the bone as possible based on the US images. The first five cycles were performed to make sure that soft tissues were properly preconditioned before acquiring data.

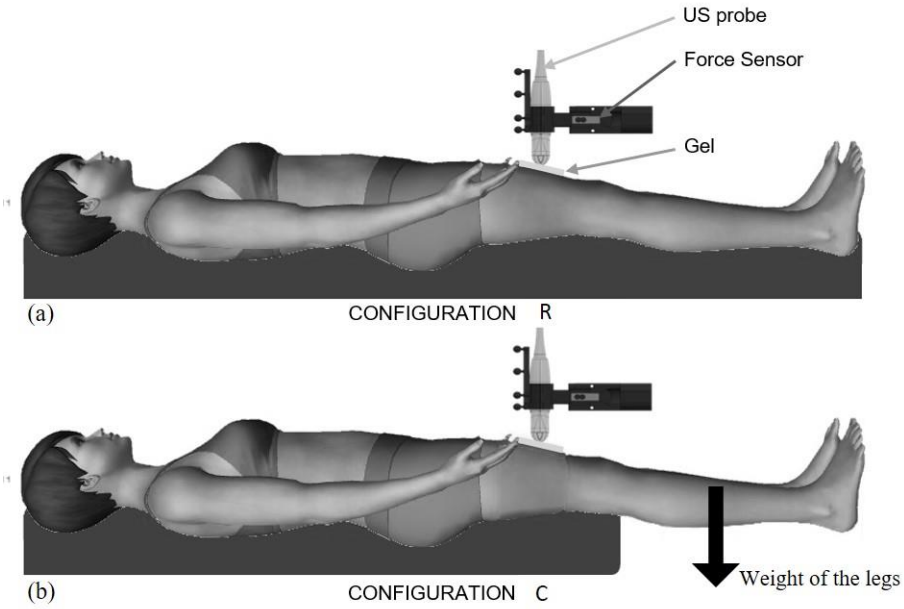


Figure 1: 1a. Configuration R, the subject is in a relax state and compressions are applied on the anterior mid-thigh. The experimental setup composed of the US probe and the force sensor is described in this figure. 1b. Configuration C, the legs of the subject are not lying on the bed, so that anterior muscles of the thigh are contracted.

Experimental data post-processing

Data were post-processed using Matlab (MATLAB R2014b The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).

First, for each operator, configuration and cycle, the position of the femur with respect to the probe was extracted semi-automatically from the US images to define the indentation displacement of the probe as follows: in the first frame, a Region Of Interest (ROI) was manually defined containing the bone contour (Fig. 2b). In each subsequent video frames, this region of interest was then tracked automatically using an adjustable threshold on image intensity. In each frame, the position of the femur was defined as the minimal vertical distance between the bone contour and the probe. The soft tissue thickness was then computed as follows: in the first frame, for which the probe was not directly in contact with the skin due to the presence of an intermediate layer of gel (Fig. 2a), the distance between the probe and the femur corresponded to the initial thickness of soft tissues. For both configurations, the average value of six thickness measurements performed by two operators (three measurements each) was computed and used as the estimated initial soft tissues thickness. Data for all the subjects have been referenced in Tab. 1. Similarly, for each configuration, the muscle/adipose tissue thickness ratio was computed. Displacement of soft tissues was calculated from the bone contour position on each frame to which the mean initial thickness of the corresponding configuration was subtracted.

Force and displacement data were paired based on the detection of the peak values in each of the two datasets (Fig. 3c). The force-displacement curves were derived for each loading phase. Only the five last curves of each cycle were kept for investigation of the material properties since preconditioning of soft tissues was assumed to occur during the first indentations [25]. Aberrant curves due to sliding of the probe (noticed during the indentation process) and miscomputation of the displacement during US video processing were manually removed. For both configurations and operators, the Root Mean Square Error (RMSE) between minimal and maximal curves was calculated to evaluate the intra-operator variability.

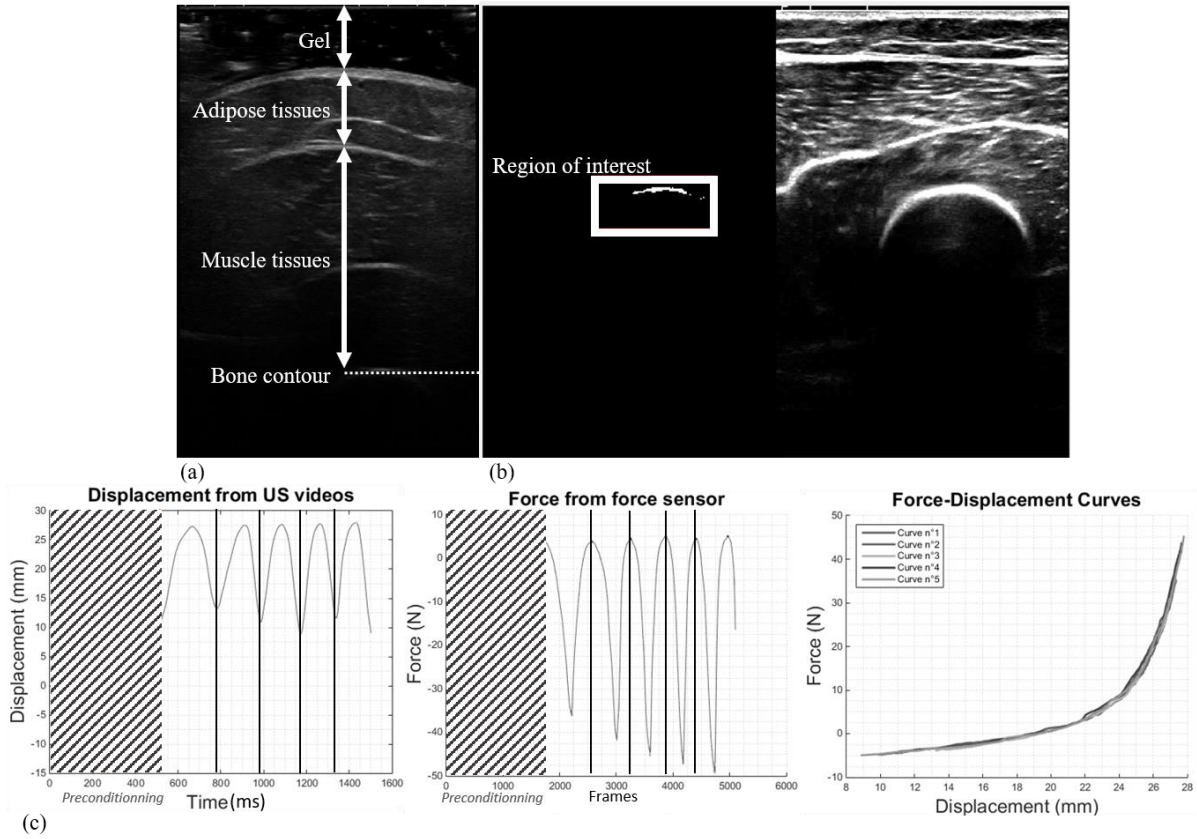


Figure 2: 2a. Initial ultrasound frame, thicknesses of interest are reported as well as the detected bone position. 2b. Detection of the bone contour on ultrasound frame from the thresholding in the ROI. 2c. (left) Detected displacement of the bone contour from an entire ultrasound video. Detected peak delimiting the cycles are shown by the vertical lines. Hatched area corresponds to conditioning cycles. Each part separated by a vertical line correspond to a phase of loading/unloading on the thigh. (middle) Computed force from the force sensor. Detected peaks delimiting the cycles are shown by vertical lines. (bottom) Computed force displacement curves from peak detection of displacement and force curves. Corresponding cycles with displacement cycles are used to compute loading force-displacement curves.

Finite Element modelling

Geometry and meshing

The authors designed two 3D-FE models for each subject using ABAQUS FE Analysis software (ABAQUS Inc., Providence, RI, USA), one for each configuration with the aim of identifying the personalised material properties of the soft tissues of the thigh from the experimental data described above.

In both FE models, the indenting extremity of the probe was modelled using the CAD files provided by the manufacturer. Only the lowest part of the probe, which corresponds to the part in contact with the soft tissues, was exported from the CAD file. The geometry of the other part of the probe was simplified as one bloc. The length on the indenting zone was 55 mm.

The geometry of the two FE models of the thigh were hollow cylinders with a circular cross section. The length of the cylinders was set to three times the width of the US probe to prevent edge effects. The hole in the middle represents the femur boundary and was defined as a cylinder of generic dimensions (major axis 37 mm and minor axis 31 mm) with an elliptical basis concentric with the external envelope cylinder. In this work, the soft tissues were modelled as one homogenous material. The initial soft tissue thickness, summarised in Tab. 1, was computed as the distance between the indentation site on the external envelope of the thigh and the contour of the bone. This defined the minimal distance between the external envelope and the bone cylinders. In anticipation of symmetries present in both the geometry and boundary conditions during the indentation phase, two planes of symmetry were considered to speed up the computation time. In configuration C, the initial soft tissue thickness changes.

The geometry was discretised with linear hexahedral elements with hybrid formulation (C8DH), with an edge size comprised between 4 and 12 mm. Mesh sensitivity testing demonstrated that refining the mesh produced no changes in force-displacement response, and, as a result, the initial element sizing was retained for all further analyses. Numbers of elements for each subject are detailed in Tab. 1.

The resolution was performed using an implicit scheme. The default convergence criteria in ABAQUS/Standard were used.

Boundary Conditions

Nodes of the soft tissues in contact with the femur boundary were fixed with zero degrees of freedom. The probe was defined as a rigid surface. The contact between the probe and the external envelope was modelled using as the default frictionless contact model. This is consistent with the fact that gel was applied on the skin surface during acquisitions. Soft tissues were assumed to be tied to the bone boundary. A displacement of 25 mm was imposed to the probe in the radial direction.

Constitutive equations and identification of material parameters

Annexes

Soft tissues were assumed to exhibit a hyper-elastic behaviour and were modelled using an Ogden nonlinear constitutive law [43] Eq. (1) :

$$U = \frac{2\mu}{\alpha^2}\left(\overline{\lambda_1}^{\alpha} + \overline{\lambda_2}^{\alpha} + \overline{\lambda_3}^{\alpha}\right) + \frac{1}{D}\left(J^{el} - 1\right)^2$$

With U the strain energy potential, $\bar{\lambda}_i$ the deviatoric principal stretches, Jel the elastic volume ratio, μ the shear modulus and D the incompressibility parameter and α the exponent. The material parameters, μ and α, of the constitutive law were calibrated against experimental curves in a custom-made MATLAB routine described in the section hereafter. The parameter D, was set according the value of the shear modulus using the formula developed in [44] with a Poisson's ratio of 0.49 since soft tissues are considered as nearly incompressible Eq. (2). Parameter κ is the bulk modulus and ν the Poisson's ratio.

$$D = \frac{2}{\delta} \approx \frac{3(1-2\nu)}{\kappa(1+\nu)}$$

Values of material parameters were optimised using the fmincon built-in function in MATLAB. A constraint was added so that the product of the shear modulus and the exponent parameter was always positive [45]. The cost function was defined as the RMSE between experimental and simulated curves. Since intra-subject variability was low, the optimisation was only computed on the mean curve of each configuration and each operator of all subjects. Simulated curves were constructed with the displacement of soft tissues and the reaction force applied on the probe. The simulated displacement of the soft tissues ensued form the displacement of the reference point of the probe. The simulated reaction force computed on the surface of the probe, multiplied by four due to the two symmetries, was used to compute the force applied on soft tissues. Initial parameters values for the optimisation are 1 kPa and 30, respectively for μ and α, for configuration R, and 10 kPa and 5 for configuration C.

Statistical Analysis

Statistical analysis was performed on values of both μ and α parameters with 2-way repeated ANOVA tests in order to investigate the impact of the configuration and the operator on the mechanical response of soft tissues.

Results

Experimental curves

The experimental force-displacement curves of the subjects are presented for both configurations and for the two operators on Fig. 3a and 3b. The distinction of the two configurations is clear regardless of the operator.

The mean responses of all subjects corresponding to each configuration are given for one operators in Fig. 4. The maximal RMSE between minimal and maximal curves for the first operator is 9.3 N for configuration R and 12.3 N for configuration C. Concerning, the second operator the maximal RMSE is about 9.1 N for both configurations.

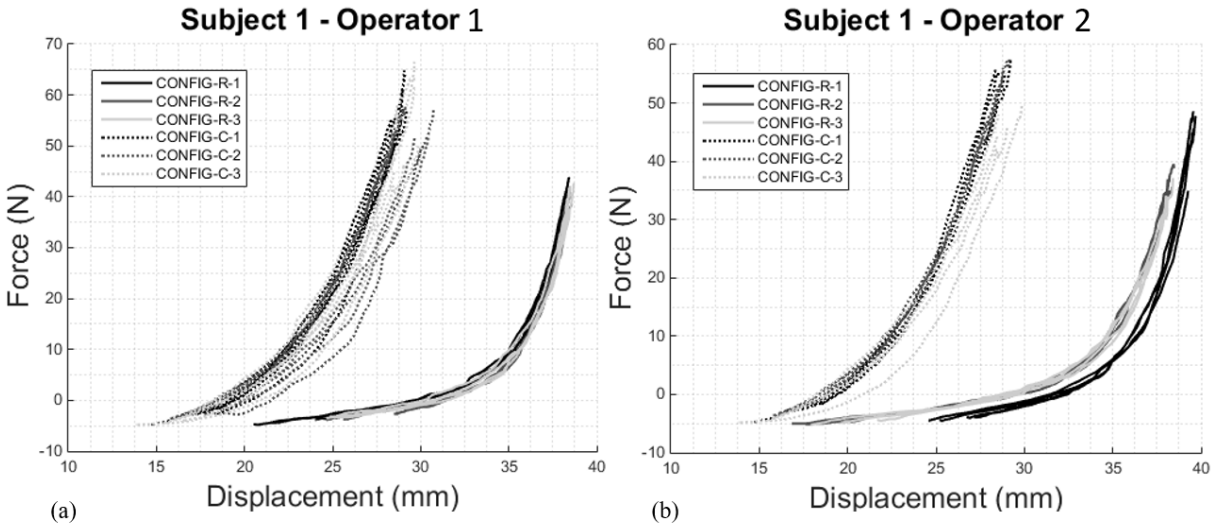


Figure 3: 3a. Experimental force-displacement curves obtained by operator 1 for one subject. The two colours correspond to the two cycles of indentation. 3b. Experimental force-displacement curves obtained by operator 2 for one subject. The two colours correspond to the two cycles of indentation.

Identification of constitutive parameters

Experimental and simulated curves are presented on Fig. 4 for all subjects and for one operator in the two configurations. The CPU time for the identification of the material properties for each curve was about 30 min. Final mean RMSE was 6.1 N. Identified values of shear modulus, α and tissues thickness, and ratio are detailed in Tab. 1. The mean shear modulus determined with the first operator experimental curves is 3.3 ± 1.3, 13.0 ± 6.0 kPa for configurations R and C respectively. Mean α is 10 ± 1, 9 ± 4 respectively for configurations R and C. Measurements made by the second operator provided the following values of shear modulus: 3.0 ± 1.3, 14.3 ± 7.2 kPa and for α: 10 ± 1, 9 ± 3. Comparison of force-displacement curves from the simulation and from the experimental measurements is depicted in Fig. 4. The results of the FEA are presented for one subject in Fig. 5.

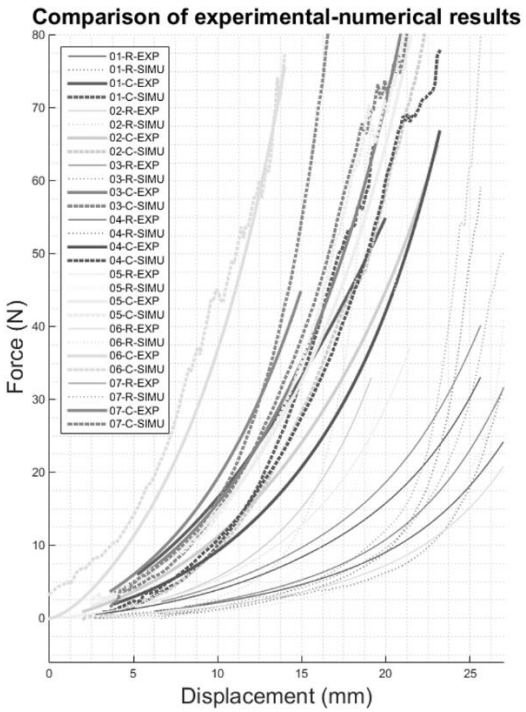


Figure 4: Comparison of experimental and numerical force-displacement curves for all subjects with one operator in both configurations. Thin lines represent configuration R, wide lines represent configuration C. Experimental curves are represented in continuous lines and numerical curves in dotted lines.

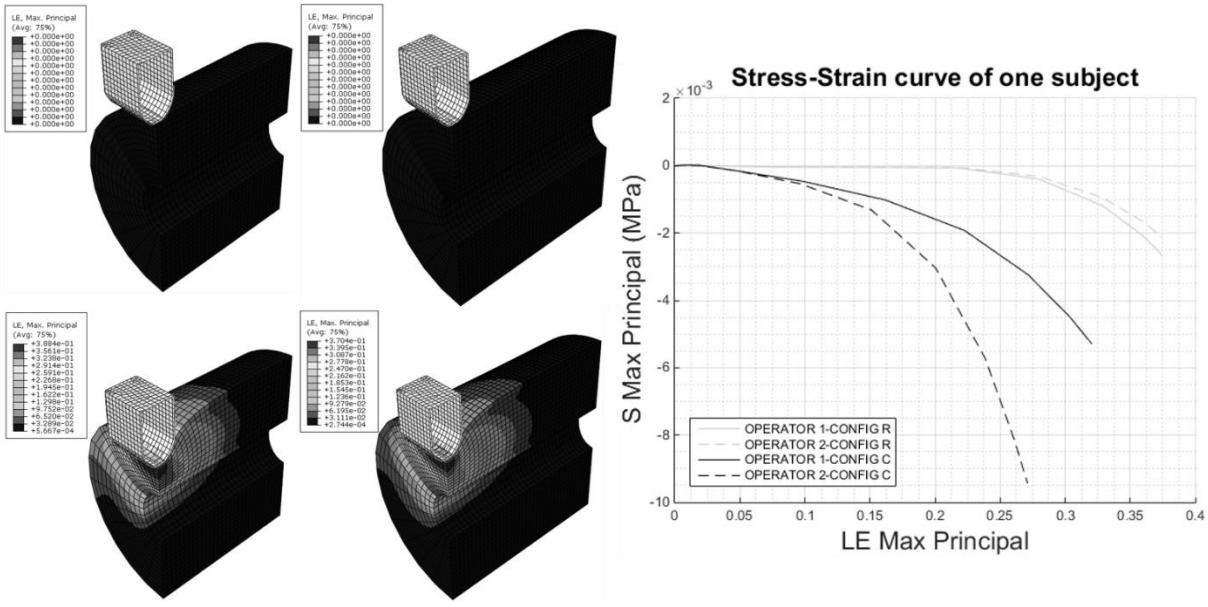


Figure 5: Typical mechanical response in both the muscle relaxed (R) and muscle contracted (C) configurations (for subject #5): 5a. muscle relaxed (R) configuration (top) initial undeformed state and (bottom) distribution of the maximal principal logarithmic strain predicted by the FE model 5b. muscle contracted (C) configuration (top) initial undeformed state and (bottom) distribution of the maximal principal logarithmic strain predicted by the FE model 5c. Plot of the maximum principal stress as a function of the maximal principal logarithmic strain for one subject, for both operators and for both configurations in the element at mid-distance between the probe and the femur.

Annexes

Subjects	BMI	Configurations	Mean initial thickness (mm)	Initial parameters		Optimised parameters				Adipose thickness / Muscle thickness	N° of elements
						Operator 1 (DH)		Operator 2 (NF)			
				MU (kPa)	ALPHA	MU (kPa)	ALPHA	MU (kPa)	ALPHA		
1	21.4	R	52.0	2	10	1.75	10	1.86	10	0.36	8 970
		C	52.5	12	5	13.19	2	13.98	3	0.31	11 362
2	21.8	R	40.6	2	10	4.24	11	4.33	11	0.23	6 000
		C	49.4	12	5	9.95	5	9.25	7	0.18	10 032
3	21.8	R	49.9	2	10	2.00	10	2.00	10	0.27	7 920
		C	51.4	12	5	8.48	10	12.88	10	0.19	11 362
4	21.7	R	49.4	2	10	4.30	8	3.43	8	0.15	7 920
		C	56.0	12	5	9.95	7	7.31	12	0.13	12 768
5	22.3	R	46.1	2	10	4.68	11	4.31	11	0.15	7 260
		C	52.0	12	5	8.90	13	11.93	10	0.14	11 362
6	23.8	R	43.5	2	10	1.94	10	1.36	8	0.13	6 930
		C	43.5	12	5	25.5	12	29.36	10	0.12	8 360
7	24.3	R	50.8	2	10	3.86	10	3.91	9	0.34	8 970
		C	50.8	12	5	14.72	11	15.33	12	0.34	11 362

Table 1: Clinical data of all subjects and results of the optimisation process on the constitutive parameters of the thigh in both configuration for each operator

Relative effect of structural parameters

The results of the ANOVA test show that the influence of the operator is not significant ($p\mu = 0.32$ and $p\alpha = 0.90$). The exponent parameter, α, was also not significantly impacted by the configuration ($p\alpha = 0.54$). On the contrary, the estimated value of the shear modulus was significantly influenced by the configuration ($p\mu < 0.01$).

Discussion

The current study presents a method to combine inverse FEM and freehand ultrasound-based indentation for the identification of the passive material properties of the soft tissues of the thigh. Factually, most of the studies dealing with FEM of the thigh do not personalise the material properties of soft tissues, and would rather turn to values from literature [1,6–8,10]. Indeed, very few studies developed the necessary process to estimate the personalised mechanical behaviour of soft tissues, especially when large soft tissues thicknesses are involved,

like in the thigh area. As an alternative, in the present study, a FE model was designed to simulate the experiment and predict material properties of soft tissues using an Ogden constitutive law.

In addition, the procedure introduced in this paper was designed in order to simplify and hasten the computation of the non-linear parameters of the thigh by using a freehand US setup. The freehand US setup and the simplified FE model allow to align with the clinical routine constraints in terms of simplicity, time of acquisition and segmentation, time of computation, and cost of necessary devices. A previous study conducted on the forearm of several subjects, has already highlighted the feasibility to assess the mechanical behaviour of the soft tissues from freehand US in a repeatable manner in this area [46]. In the present study, the identification of material parameters of the thigh from a similar experimental procedure was shown to be robust even for novice users of US apparatus. Indeed, two operators, with a different level of expertise, repeated the measurements several times. The inter-operator variability was low and differences among operators were not significant ($p\mu > 0.1$ and $p\alpha > 0.5$) according to the results of the 2-way repeated ANOVA test. On the contrary, the mechanical behaviour of soft tissues was significantly affected by a change in muscle contraction ($p\mu < 0.01$). This is consistent with the results of studies performed on the lower leg by Mak et al. [25,26]. In other words, these results emphasize the non-negligible relative influence of muscles activity on constitutive parameters of soft tissues. Therefore, when studying the interaction of the lower limb with a medical device, such as a prosthesis or exoskeleton, the mode of use of the medical device (i.e. active or passive) should be distinguished when personalising the constitutive law of soft tissues. The material properties of the soft tissues of the thigh may be considered as subject-specific according the inter-subject variability (In average for configuration R: $\alpha = 10 \pm 1$ and $\mu = 3.2 \pm 1.3$ kPa, in average for configuration C: $\alpha = 9 \pm 3$ and $\mu = 13.7 \pm 6.5$ kPa). One limitation lies in the composition of the sample that includes only asymptomatic participants with similar BMI (22.4 ± 1.1 cm.kg-2), which does not represent the heterogeneity of the structural composition of the thigh. However, the adipose over muscle tissue ratio, computed in configuration R, was 0.23 ± 0.09 meaning that the muscular volumes and/or the adipose rates were different among subjects. Further investigations, on disabled or pathological subjects could support the presented conclusions.

Direct comparisons of the values of the material parameters with literature is complicated by the wide variability of possible constitutive laws to model the soft tissues behaviour. In the presented study, a first order, non-linear, hyperelastic Ogden model was implemented, and the shear modulus, μ, and the exponent parameter, α, were estimated to fit the behaviour observed experimentally. In order to compare the values, estimated shear modulus was computed either from the Young's modulus or the Mooney-Rivlin parameters [47]. However, the comparison could also be intricate due to differences in areas of indentation. Reported values of material parameters of the thigh soft tissues in the literature were equivalent to a shear modulus comprised between 1 kPa and 46 kPa and no values were reported concerning the exponent parameter [17,18,39]. As far as the authors are aware of, Affagard et al. were the only ones to performed inverse FE modelling on the thigh [17]. They performed

compression tests using two plates above and under the distal part of the thigh of one subject. One of the plates was instrumented with an ultrasound probe to record displacement data of the soft tissues in order to compute a digital image correlation. Soft tissues were modelled with a Neo-Hookean constitutive law for both adipose and muscular tissues modelled separately. Estimations of shear moduli were about 1 kPa and 23 kPa for adipose and muscular tissues respectively. Geometry of the thigh for the finite element model was obtained from MRI acquisitions in order to distinguish fat and muscles. It must be noticed that imaging systems, such as MRI, are not accessible to prosthetists for example, and require long segmentation time. On the contrary, in the present study, only US imaging was employed and thus soft tissues were fused in one entity. For comparison purpose, analytical identifications of fused soft tissues material parameters of the thigh are also detailed afterwards. In particular, Sadler et al. estimated material parameters of the posterior thigh tissues from experimental force-deflection data at three levels: distal, proximal and middle thigh [18]. Subjects were asked to sit on a chair instrumented with an indenter and a load cell. Soft tissues were modelled with a Mooney-Rivlin non-linear constitutive law for which stress and strain were computed from the force-deflection data. The computation of the strain from the deflection was performed thanks to a correlation study conducted on literature values, from cadaver experiments. A curve-fitting method was used to optimise values of the Mooney-Rivlin mechanical parameters and reported equivalent shear moduli comprised between 7 kPa and 46 kPa for the three areas. In another way, Krouskop et al. computed the Young's modulus of one subject's lateral thigh at 10 % strain from US Doppler indentations [39]. These authors did not designed an inverse FE process to estimate the Young's modulus but computed it from an analytical formula. The equivalent shear modulus was about 2 kPa. In a nutshell, the mean shear modulus of 3 kPa estimated in the present study for the relaxed configuration R is in the lower range of values reported in the literature but values are tedious to compare. Indeed, identified parameters were different from one study to another and thus, one may only compute an equivalent shear modulus for comparison purpose and variations in the exponent parameter, α, cannot be considered. Sites of indentation, process of resolution (analytical or inverse FE modelling) and FE model geometry also obviously influence the results.

Very few data are available in the existing literature for the contracted muscle configuration even though this is a major concern when dealing with the daily use of medical device. In configuration C, muscles are contracted as it may occur during walking activities with prosthesis. Krouskop et al. studied the influence of muscle mass contraction at two levels at a 10% tissue strain level [39]. The subject had to support a weight about 2.3 kg for the first level of contraction and to develop their maximal force at the second level. Reported equivalent shear moduli were about 12 kPa and 37 kPa for both levels of contraction respectively. These results are consistent with the ones presented in this study where the mean shear modulus of the contracted state is around 13 kPa. The muscular contraction force was not measured in both studies, which is justified by the aim of simplifying the

experimental process. Quantifying this force could be done by isometric contraction in a future version of the protocol.

In addition, various aspects of the presented method may influence the values of constitutive parameters of the soft tissues. On one hand, concerning the experimental acquisitions, several indentation parameters were not controlled in order to have a freehand setup. The speed of indentation, the orientation and the position of the probe were not fixed even though operators had to follow some instructions: probe perpendicular to the bone, area of indentation, and number of cycles per videos. Still, these parameters could affect the results [48] as the speed of indentation was shown to impact the response of biological tissues [29,49]. In addition, the indentation axis was not coincident with the bone due to the medial position of the femur in the thigh. This error is inherent to a freehand process of indentation. Although operators had the consign to position the probe and remain above the bone, the probe could slightly slide. However, this sliding did not induce high variations in force-displacement curves and thus, although visible on the US images, this off-axis was not considered in the FE model. On the other hand, the FE model may not quantify the real mechanical behaviour of the soft tissues under compression loadings but only equivalent constitutive parameters. Indeed, the hypotheses made to compute material properties with an acceptable level of complexity concern the soft tissues that were fused together, boundary conditions, lying support, real geometry of tissues, and sliding. Another limitation that could be tackled as a perspective is the assumption that the viscoelasticity of the material can be neglected. Indeed, viscoelasticity may appear while using a medical device in extended posture bearing and could be the focus of another study. However, the developed protocol is still consistent with the overall goal of this study. Authors were able to identify the material properties of soft tissues of the thigh for FEM of the interaction with a medical device from a process accessible in clinics.

One of the main challenges facing the biomechanical community today is the translation of FE models from academic research laboratories into a framework compatible with clinical routine in order to be clinically relevant. However, FEM brings new insights into the design of external medical devices, such as prosthesis, for example by computing a map of external pressures applied on the residual limb. Amongst the major obstacles that need to be addressed, the identification of the in vivo constitutive parameters of the biological soft tissues that describe the material properties is fundamental. Building upon new and unique opportunities offered by US imaging, the aim of the current study was to highlight the feasibility of combining inverse FEM and freehand US-based indentation for the identification of the passive material properties of soft tissues of the thigh. As a perspective, these values could be used as input data for modelling the soft tissues in a FE model to predict contact interactions between a body part and a medical device in case of both passive and active uses.

Acknowledgement

The authors are also grateful to the ParisTech BiomecAM chair program on subject-specific musculoskeletal modelling (with the support of ParisTech and Yves Cotrel Foundations, Société Générale, Proteor and Covea) and to Proteor for their financial support.

Conflict of interest

The authors certify that no conflict of interest is raised by this work.

References

[1] G. Colombo, R. Morotti, C. Rizzi, FE Analysis of Contact between Residual Limb and Socket during Simulation of Amputee Motion, Comput. Aided. Des. Appl. 11 (2014) 381–388. doi:10.1080/16864360.2014.881178.

[2] D.M. Sengeh, K.M. Moerman, A. Petron, H. Herr, Multi-material 3-D viscoelastic model of a transtibial residuum from in-vivo indentation and MRI data, J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 59 (2016) 379–392. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.02.020.

[3] X. Jia, M. Zhang, X. Li, W.C.C. Lee, A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees, Clin. Biomech. 20 (2005) 630–635. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.03.001.

[4] W.C.C. Lee, M. Zhang, X. Jia, J.T.M. Cheung, Finite element modelling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket, Med. Eng. Phys. (2004). doi:10.1016/j.medengphy.2004.04.010.

[5] M. Zhang, C. Roberts, Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket, Med. Eng. Phys. 22 (2000) 607–612. doi:10.1016/S1350-4533(00)00079-5.

[6] G. Colombo, C. Comotti, D.F. Redaelli, D. Regazzoni, C. Rizzi, A. Vitali, A method to improve prosthesis leg design based on pressure analysis at the socket-residual limb interface, Proc. ASME Des. Eng. Tech. Conf. 1A–2016 (2016) 1–8. doi:10.1115/DETC2016-60131.

[7] M. Zhang, A.F.T. Mak, A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket - Roles of interface friction and distal-end boundary conditions, IEEE Trans. Rehabil. Eng. (1996). doi:10.1109/86.547935.

[8] D. Lacroix, J.F.R. Patiño, Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket, Ann. Biomed. Eng. (2011). doi:10.1007/s10439-011-0389-z.

[9] J. Andrés Vélez Zea, L. Marcela, B. Góez, J. Abdul, V. Ossa, Relation Between Residual Limb Length and Stress Distribution over Stump for Transfemoral Amputees, (n.d.). doi:10.14508/reia.2015.12.23.107-115.

[10] J.F. Ramírez, J.A. Vélez, Incidence of the boundary condition between bone and soft tissue in a finite element model of a transfemoral amputee, Prosthet. Orthot. Int. 36 (2012) 405–414. doi:10.1177/0309364612436409.

[11] G. Colombo, S. Filippi, C. Rizzi, F. Rotini, A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses, Comput. Ind. 61 (2010) 513–523. doi:10.1016/j.compind.2010.03.008.

[12] V. Restrepo, J. Villarraga, J.P. Palacio, Stress reduction in the residual limb of a transfemoral amputee varying the coefficient of friction, J. Prosthetics Orthot. 26 (2014) 205–211. doi:10.1097/JPO.0000000000000044.

[13] E. Ramasamy, O. Avci, B. Dorow, S.-Y. Chong, L. Gizzi, G. Steidle, F. Schick, O. Röhrle, An Efficient Modelling-Simulation-Analysis Workflow to Investigate Stump-Socket Interaction Using Patient-Specific, Three-Dimensional, Continuum-Mechanical, Finite Element Residual Limb Models, Front. Bioeng. Biotechnol. 6 (2018) 1–17. doi:10.3389/fbioe.2018.00126.

[14] J.T.M. Cheung, M. Zhang, A.K.L. Leung, Y.B. Fan, Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing - A material sensitivity study, J. Biomech. 38 (2005) 1045–1054. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.035.

[15] A.S. Dickinson, J.W. Steer, P.R. Worsley, Finite element analysis of the amputated lower limb: A systematic review and recommendations, Med. Eng. Phys. 43 (2017) 1–18. doi:10.1016/j.medengphy.2017.02.008.

[16] J.-S. Affagard, S.F. Bensamoun, P. Feissel, Development of an Inverse Approach for the Characterization of In Vivo Mechanical Properties of the Lower Limb Muscles, J. Biomech. Eng. 136 (2014) 111012. doi:10.1115/1.4028490.

[17] J.S. Affagard, P. Feissel, S.F. Bensamoun, Identification of hyperelastic properties of passive thigh muscle under compression with an inverse method from a displacement field measurement, J. Biomech. 48 (2015) 4081–4086. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.10.007.

[18] Z. Sadler, J. Scott, J. Drost, S. Chen, S. Roccabianca, T.R. Bush, Initial estimation of the in vivo material properties of the seated human buttocks and thighs, Int. J. Non. Linear. Mech. 107 (2018) 77–85. doi:10.1016/j.ijnonlinmec.2018.09.007.

[19] A.P. Pathak, M.B. Silver-Thorn, C.A. Thierfelder, T.E. Prieto, A rate-controlled indentor for in vivo analysis of residual limb tissues, IEEE Trans. Rehabil. Eng. 6 (1998) 12–20. doi:10.1109/86.662616.

[20] Y.P. Zheng, A.F.T. Mak, Extraction of Quasi-Linear Viscoelastic Parameters for Lower Limb Soft Tissues From Manual Indentation Experiment, J. Biomech. Eng. 121 (1999) 330. doi:10.1115/1.2798329.

[21] K.M. Moerman, A.M.J. Sprengers, A.J. Nederveen, C.K. Simms, A novel MRI compatible soft tissue indentor and fibre Bragg grating force sensor, Med. Eng. Phys. 35 (2013) 486–499. doi:10.1016/j.medengphy.2012.06.014.

[22] M.A.L. Bell, S. Kumar, L. Kuo, H.T. Sen, I. Iordachita, P. Kazanzides, Toward Standardized Acoustic Radiation Force (ARF)-Based Ultrasound Elasticity Measurements with Robotic Force Control, IEEE Trans. Biomed. Eng. 63 (2016) 1517–1524. doi:10.1109/TBME.2015.2497245.

[23] M. Malinauskas, T.A. Krouskop, P.A. Barry, Noninvasive measurement of the stiffness of tissue in the above-knee amputation limb, J. Rehabil. Res. Dev. 26 (1989) 45–52.

[24] J.C. Goh, P.V.S. Lee, S.L. Toh, C.K. Ooi, Development of an integrated CAD-FEA process for below-knee prosthetic sockets, Clin. Biomech. 20 (2005) 623–629. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.02.005.

[25] Y.P. Zheng, A.F.T. Mak, Effective elastic properties for lower limb soft tissues from manual indentation experiment, IEEE Trans. Rehabil. Eng. 7 (1999) 257–267. doi:10.1109/86.788463.

[26] A.F.T. Mak, G.H. Liu, S.Y. Lee, Biomechanical assessment of below-knee residual limb tissue, J. Rehabil. Res. Dev. 31 (1994) 188–198.

[27] W.C. Hayes, L.M. Keer, G. Herrmann, L.F. Mockros, A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage, J. Biomech. 5 (1972) 541–551. doi:10.1016/0021-9290(72)90010-3.

[28] M. Zhang, Y.P. Zheng, A.F.T. Mak, Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests—nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation, Med. Eng. Phys. 19 (1997) 512–517. doi:10.1016/S1350-4533(97)00017-9.

[29] Y.P. Zheng, A.F.T. Mak, B. Lue, Objective assessment of limb tissue elasticity: development of a manual indentation procedure., J. Rehabil. Res. Dev. 36 (1999) 71–85.

[30] Y. Fung, Elasticity of soft tissues in simple elongation, Am. J. Physiol. Content. 213 (1967) 1532–1544. doi:10.1152/ajplegacy.1967.213.6.1532.

[31] F. Frauziols, F. Chassagne, P. Badel, L. Navarro, J. Molimard, N. Curt, S. Avril, In vivo Identification of the Passive Mechanical Properties of Deep Soft Tissues in the Human Leg, Strain. 52 (2016) 400–411. doi:10.1111/str.12204.

[32] A. Samani, D. Plewes, A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue samples, Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4395–4405. doi:10.1088/0031-9155/49/18/014.

[33] P.A.L.S. Martins, R.M.N. Jorge, A.J.M. Ferreira, A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues, Strain. 42 (2006) 135–147. doi:10.1111/j.1475-1305.2006.00257.x.

[34] V. Vavourakis, J.H. Hipwell, D.J. Hawkes, An Inverse Finite Element u/p-Formulation to Predict the Unloaded State of In Vivo Biological Soft Tissues, Ann. Biomed. Eng. 44 (2016) 187–201. doi:10.1007/s10439-015-1405-5.

[35] M. Kauer, V. Vuskovic, J. Dual, G. Szekely, M. Bajka, Inverse finite element characterization of soft tissues, Lect. Notes Comput. Sci. (Including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics). 2208 (2001) 128–136. doi:10.1007/3-540-45468-3_16.

[36] M.B. Silver-Thorn, D.S. Childress, M. Rlarbara Siver®thor-, S.C. Ldress, M. Barbara Silver-Thorn, Generic, geometric finite element analysis of the transtibial residual limb and prosthetic socket, J. Rehabil. Res. Dev. 34 (1997) 171–186.

[37] C.C. Lin, C.H. Chang, C.L. Wu, K.C. Chung, I.C. Liao, Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: A finite element contact model, Med. Eng. Phys. 26 (2004) 1–9. doi:10.1016/S1350-4533(03)00127-9.

[38] D.M. Sengeh, K.M. Moerman, A. Petron, H. Herr, Multi-material 3-D viscoelastic model of a transtibial residuum from in-vivo indentation and MRI data, J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 59 (2016) 379–392. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.02.020.

[39] T. a Krouskop, D.R. Dougherty, F.S. Vinson, A pulsed Doppler ultrasonic system for making noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissue., J. Rehabil. Res. Dev. 24 (1987) 1–8. doi:10.1007/BF00375720.

[40] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzchak, A. Gefen, Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach, J. Biomech. 40 (2007) 1443–1454. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.06.020.

[41] R.M.A. Al-Dirini, M.P. Reed, J. Hu, D. Thewlis, Development and Validation of a High Anatomical Fidelity FE Model for the Buttock and Thigh of a Seated Individual, Ann. Biomed. Eng. 44 (2016) 2805–2816. doi:10.1007/s10439-016-1560-3.

[42] A. Macron, H. Pillet, J. Doridam, A. Verney, P.Y. Rohan, Development and evaluation of a new methodology for the fast generation of patient-specific Finite Element models of the buttock for sitting-acquired deep tissue injury prevention, J. Biomech. 79 (2018) 173–180. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.08.001.

[43] R.W. Ogden, Large Deformation Isotropic Elasticity—On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids, Rubber Chem. Technol. 46 (1972) 398–416. doi:10.5254/1.3542910.

[44] P.H. Mott, J.R. Dorgan, C.M. Roland, The bulk modulus and Poisson's ratio of "incompressible" materials, J. Sound Vib. 312 (2008) 572–575. doi:10.1016/j.jsv.2008.01.026.

[45] G. (Geoffrey) Allen, Comprehensive polymer science and supplements, [Elsevier], 1996. https://www-sciencedirect-com.rp1.ensam.eu/referencework/9780080967011/comprehensive-polymer-science-and-supplements (accessed September 4, 2019).

[46] Y.P. Zheng, A.F.T. Mak, Extraction of Effective Young ' s Modulus of Skin and Subcutaneous Tissues from Manual Indentation Data, Proc. 19th Int. Conf. IEEE/EMBS. 2246 (1997) 2246–2249.

[47] G. Mavko, T. Mukerji, J. Dvorkin, The Rock Physics Handbook, 1998. doi:10.1017/S0016756899413329.

[48] A.F.T. Mak, M. Zhang, D.A. Boone, State-of-the-art methods for geometric and biomechanical assessments of residual limbs: a review., J. Rehabil. Res. Dev. 38 (2001) 161–174.

[49] E. Tönük, M.B. Silver-Thorn, E. Tönük, M.B. Silver-Thorn, E. Tönük, M.B. Silver-Thorn, Nonlinear Viscoelastic Material Property Estimation of Lower Extremity Residual Limb Tissues, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 126 (2003) 289. doi:10.1109/TNSRE.2003.810436.

ANNEXE D

Caractéristiques mécaniques du PE souple

Fiche techniques PE-W

SIMONA

Nom commercial: PE-W
Date d'impression: 08.09.2009

Révision: 07 / 2009

	PE-W
Matière moulable extrudée	PE,EN,30-T 012
Matière moulable normalisée extrudée	DIN EN ISO 1872, Teil 1
Densité, g/cm³, ISO 1183	0,928
Résistance au seuil de fluage, MPa, DIN EN ISO 527	13
Allongement au seuil de fluage, %, DIN EN ISO 527	12
Module E à la traction, MPa, DIN EN ISO	350
Résistance sur éprouvette lisse, kJ/m², DIN EN ISO 179	sans casse
Dureté à la bille, MPa, DIN EN ISO 2039-1	21
Coeff. moyen de dilatation thermique, K⁻¹, DIN 53752	2,0 x 10^{-4}
Comportement à la flamme DIN 4102	B2 normalement flammable
Résistivité superficielle, Ohm, DIN IEC 60093	10^{14}
Température d'utilisation, °C	-50 à +80
Innocuité physiologique, BfR	oui

All specifications are deemed to be approximate values and may vary depending on the processing methods used and the specimen or test piece. In general, data specified applies to average values measured on extruded sheets with athickness of 4mm. Deviations from the values specified are possible if the sheets in this thickness are not available.Information presented herein cannot necessarily be applied to finished items or products. Suitability of materials for aspecific field of application must be assessed by the party responsible for processing or the end-user. All technicalspecifications presented herein are designed merely to provide assistance in terms of project planning. Under nocircumstances do they constitute a guaranteed property or quality of the items presented.
For further information, please contact our Technical Service Center: tsc@simona.de.

Annexes

ANNEXE E

Abstract congrès de la Société de Biomécanique 2019 : Femoral residuum/socket kinematics using fusion between 3D motion capture and stereo radiography

B. Panhelleux[a], N. Fougeron[a], N. Ruyssen[a], P.Y. Rohan[a], X. Bonnet[a*] and H. Pillet[a]

[a] *Arts et Metiers ParisTech, IBHGC, 151 bd de l'hôpital 75013 Paris, France*

Keywords*:* Amputees; Residuum/socket kinematics; 3D motion capture; strereoradiography.

1. Introduction

The socket/residuum interface is a key component in the determination of the success of transfemoral (TF) prosthesis fitting. However, fitting of the socket is still based on the expertise and experience of the prosthetist and still lacks objective biomechanical indicators. Femur motion, relative to the socket was highlighted, as early as 1977, by Radcliffe, to be of importance for the outcome of the acceptance of the prosthesis. (Radcliffe, 1977). However, few studies have measured the movement of the femur relative to the socket during gait because of the inadequacy of radiological imaging techniques for this purpose. For example, Dynamic Roentgen Stereogrammetric Analysis (DRSA) was used to measure vertical motion during gait (Papaioannou et al., 2009). This technique, although accurate, is highly irradiant and is therefore difficult to repeat. Erikson and James (1973) used X-rays to look at the relative position of the femur in different leg positions mimicking gait but X-rays are difficult to use in dynamic situations and are also irradiant (Erikson et al., 1973). Ultrasound, on the other hand, has no known side effects and can be used for dynamic movements, but makes the experimental set up complicated. An ultrasound study has measured the movement of the femur relative to the socket during gait in one subject but ultrasound requires a specific socket adapted to the experiment (Convery et al., 2000). Tang et al. (2015), have attempted to model the relative movement between the femur and the socket using 3D motion capture only. However, the hip joint center for their model was estimated using a regression equation which is only accurate to 1.07 cm (Bell et al., 1990).
The present study combines low-dose bi planar X-rays with 3D motion capture to obtain a subject-specific 3D model of transfemoral amputated subjects and a prediction of the movement of the femur relative to the socket during gait.

2. Methods

2.1 Subjects

5 male left transfemoral amputated subjects participated in this study.

2.3 3D Motion capture

63 optoelectronic markers were placed on the subjects' bodies. Acquisition of markers locations in time was done with an optoelectronic motion capture system composed of 13 cameras (Vicon system, hardware: T40 cameras; Nexus Software; Oxford Metrics Inc., UK) at 100 Hz. Subjects were asked to walk across the room at normal speed on a plane surface.

2.2 Low-dose bi-planar radiography

Patients underwent whole-body EOS radiography in the upright position (EOS®, EOS-Imaging, France), with the markers from the 3D motion capture still in place. This was followed by 3D reconstruction of the pelvis and femur on which anatomical frames were based. Relative position of markers to anatomical landmarks was also obtained for modelling.

2.4 Global Optimization

Four markers per segment were used to build and track the socket and the pelvis frame. A virtual residual femur was then generated with the center of the femoral head positioned using the bi-planar radiographies. A constraint of non-dislocation of the hip was then added to reconstruct the kinematics of both socket and femur in an inverse kinematics procedure (Lu et al., 1999) (figure 1).

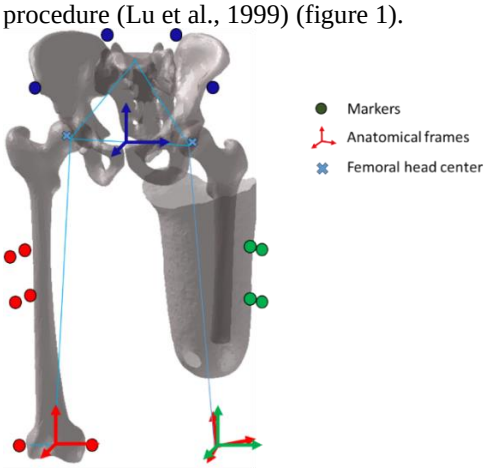


Figure 1.Illustration of the residual femur, socket and pelvis and their anatomical frames.

2.4 Data processing

The kinematics of the femur relative to the socket were computed using a zxy mobile axis sequence and interpreted in the femur frame.

3. Results and discussion

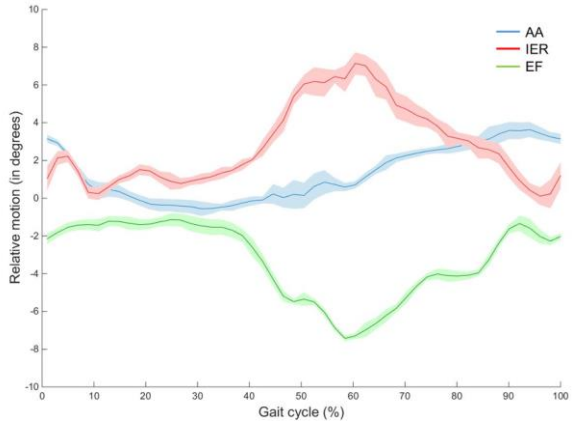


Figure 2. Relative kinematic of the virtual femur to the socket for one subject. In blue adduction/abduction (AA), in red internal/external rotation (IER), in green extension/flexion (EF). Mean and error bounds.

Across our five subjects, were obtained a mean range of motion of 4.4° ± 1° for AA, of 5.9° ± 1° for EF and of 5.6° ± 1.5° for IER (mean ± SD). Figure 2 shows the shape of the curves for one subject. Our results obtained are in line with those of the literature. An X-ray study in 25 subjects found a mean angulation change of 4.8° with, however, variations up to 16° within the same subject (Erikson et al., 1973). An ultrasound study on one subject found higher mobility with a range of motion of 10° for AA and 15° for EF (Convery et al., 2000). Tang and collaborators obtained a model of the femur movement relative to the socket in excess of 10° in EF and less than 4° in AA. They did not, however, have an accurate position of the femoral head for their model as they used an approximation accurate only to the centimeter.

As highlighted by the aforementioned studies, there is a high variability between results. Many factors are responsible for this variation, such as the shape, fit and alignment of the socket, the length and orientation of the femur in the residual limb and the subject's way of walking to prevent pelvic drop. It is therefore delicate to compare the results obtained to the literature data but it gives an idea of the magnitude of the femur motion. To the best of our knowledge, no other study has measured internal/external rotation of the femur within the residuum during gait. Our study offers a new method to study the kinematics of the residuum within the socket that doesn't require an irradiating imaging technique or modification of the socket. It will potentially aid prosthetists with socket fitting and allow a further study of residuum/socket kinematics.

4. Conclusion

Measurement of femur motion relative to the socket in gait in TF amputated patients can be a good indicator of prosthesis outcome. Our model, using low dose bi-planar radiography and motion capture, gives a prediction of femur motion (AA, EF, IER) in line with the sparse results found in the literature.

Acknowledgements

This study was financially supported by Proteor. The authors thank the CERAH/INI and Julia Facione from HIA Percy and the patients who participated in the study

References

Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. J Biomech

Convery P, Murray KD. 2000. Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during gait. Prosthet Orthot Int

Erikson U, James U. 1973. Roentgenological study of certain stump-socket relationships in above-knee amputees with special regard to tissue proportions, socket fit and attachment stability. Ups J Med Sci. 78:203–214.

Lu T-W, O'Connor JJ. 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. J Biomech

Papaioannou G, Mitrogiannis C, Nianios G, Fiedler G. 2009. Assessing residual bone-stump-skin-socket interface kinematics of above knee amputees with high accuracy biplane dynamic roentgen stereogrammetric analysis. . 55th Annu Meet Orthop Res Soc.:Paper No. 346.

Radcliffe CW. 1977. Above-knee prosthetics. Prosthet Orthot Int. 1:146–160.

Tang J, McGrath M, Laszczak P, Jiang L, Bader DL, Moser D, Zahedi S. 2015. Characterisation of dynamic couplings at lower limb residuum/socket interface using 3D motion capture. Med Eng

LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Articles dans des revues internationales avec comité de lecture

Combining freehand ultrasound-based indentation and inverse finite element modeling for the identification of hyperelastic material properties of the thigh soft tissues ; Fougeron N, Rohan P-Y, Hearing D, Rose J-L, Bonnet X, Pillet H ; **Journal of Biomechanical Engineering** ; 2020.

Communications nationales avec comité de lecture et publications d'actes

Prediction of muscle forces in residual limb during walking : comparison of transfemoral and gritti-Stokes amputations ; Fougeron N, Bonnet X, Panhelleux B, Rose J-L, Rohan P-Y, Pillet H ; **45ème congrès de la Société de Biomécanique** ; octobre 2020, Metz.

Femoral residuum/socket kinematics using fusion between 3D motion capture and stereo radiography ; Panhelleux B, Fougeron N, Ruyssen N, Rohan P-Y, Bonnet X, Pillet H ; **44ème congrès de la Société de Biomécanique** ; octobre 2019, Poitiers.

Communications internationales sans comité de lecture

Use of ultrasound maging to measure anatomical features of the ischial tuberosity to improve the prevention of seating-related pressure injury: agreement between ultrasound-based and biplanar Xray radiography-based assessment; Berriot A, Fougeron N, Bonnet X, Pillet H, Rohan P-Y; In: Joldes G, Doyle B, Wittek A, Nielsen P, Miller K (eds) **Computational Biomechanics for Medicine. Springer,** 2020, accepted.

Investigation of the in vivo passive mechanical properties of thigh soft tissues in healthy volunteers using a custom-made freehand ultrasound-based indentation setup; Fougeron N, Bonnet X, Hearing D, Rose J-LP-Y , Pillet H , Rohan ; **21ème congrès de l'European Pressure Ulcer Advisory Panel** ; septembre 2019, Lyon.

In vivo identification of the mechanical properties of the thigh tissues from freehand ultrasound for the numerical investigation of loads at the socket/residual limb interface of amputee people ; Fougeron N**,** Bonnet X, Rose J-L, Rohan P-Y , Pillet H ; **16th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**; août 2019, New-York, USA.

BIBLIOGRAPHIE

Affagard J.-S., Feissel P. & Bensamoun S.F., 2015. Identification of hyperelastic properties of passive thigh muscle under compression with an inverse method from a displacement field measurement. *J. Biomech.* **48**(15), 4081–4086.

Al-Fakih E.A., Abu Osman N.A. & Mahmad Adikan F.R., 2016. Techniques for interface stress measurements within prosthetic sockets of transtibial amputees: A review of the past 50 years of research. *Sensors (Switzerland)* **16**(7).

Al-Fakih E.A., Abu Osman N.A., Mahmad Adikan F.R., Eshraghi A. & Jahanshahi P., 2016. Development and Validation of Fiber Bragg Grating Sensing Pad for Interface Pressure Measurements Within Prosthetic Sockets. *IEEE Sens. J.* **16**(4), 965–974.

Al-Fakih E.A., Osman N.A.A. & Mahmad Adikan F.R., 2012. The use of fiber bragg grating sensors in biomechanics and rehabilitation applications: The state-of-the-art and ongoing research topics. *Sensors (Switzerland)* **12**(10), 12890–12926.

Ali S., Osman N.A.A., Mortaza N., Eshraghi A., Gholizadeh H. & Wan Abas W.A.B. Bin, 2012. Clinical investigation of the interface pressure in the trans-tibial socket with Dermo and Seal-In X5 liner during walking and their effect on patient satisfaction. *Clin. Biomech.* **27**(9), 943–948.

Allen G. & Bevington J.C., 1996. *Comprehensive polymer science and supplements*, Elsevier.

Alley R.D. & Williams III T.W., 2012. Method for Use of a Compression Stabilized Prosthetic Socket Interface.

Andrés Vélez Zea J., Marcela L., Góez B., Abdul J. & Ossa V., 2015. Relation Between Residual Limb Length and Stress Distribution over Stump for Transfemoral Amputees. *Rev. EIA* **12**(23), 107–115.

Appoldt F., Bennett L. & Contini R., 1968. Stump-socket pressure in lower extremity prostheses. *J. Biomech.* **1**(4), 247–257.

Appoldt F.A. & Bennett L., 1967. A preliminary report on dynamic socket pressures. *Bull. Prosthet. Res.* **10**(8), 20–55.

Avril S., Bouten L., Dubuis L., Drapier S. & Pouget J.F., 2010. Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression. *J. Biomech. Eng.* **132**(3).

Bae T.S., Choi K., Hong D. & Mun M., 2007. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clin.*

Biomech. **22**(5), 557–566.

Barratt D.C., Chan C.S.K., Edwards P.J., Penney G.P., Slomczykowski M., Carter T.J. & Hawkes D.J., 2008. Instantiation and registration of statistical shape models of the femur and pelvis using 3D ultrasound imaging. *Med. Image Anal.* **12**(3), 358–374.

Barrios-Muriel J., Romero-Sánchez F., Alonso-Sánchez F.J. & Salgado D.R., 2020. Advances in orthotic and prosthetic manufacturing: A technology review. *Materials (Basel).* **13**(2).

Bell A.L., Pedersen D.R. & Brand R.A., 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J. Biomech.* **23**(6), 617–621.

Bell M.A.L., Kumar S., Kuo L., Sen H.T., Iordachita I. & Kazanzides P., 2016. Toward Standardized Acoustic Radiation Force (ARF)-Based Ultrasound Elasticity Measurements with Robotic Force Control. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **63**(7), 1517–1524.

Berke G.M., Buell N.C., Fergason J.R., Gailey R.S., Hafner B.J., Hubbard S.M., Smith D.G. & Willingham L.L., 2007. *Transfemoral Amputation: The Basics and Beyond*, 2–5.

Bionics M., 2015. Socket-less Socket. *Martin Bionics, [Online]. Available martinbionics. com.[Accessed 8 March 2016]*.

Bogey R.A., Perry J. & Gitter A.J., 2005. An EMG-to-force processing approach for determining ankle muscle forces during normal human gait. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **13**(3), 302–310.

Bonnet X., 2009. Experimental and numercial modelisation of prosthetic components for lower limb amputee.

Boone D.A. & Coleman K.L., 2006. Use of the prosthesis evaluation questionnaire (PEQ). *J. Prosthetics Orthot.* **18**(6).

Boone D.A., Kobayashi T., Chou T.G., Arabian A.K., Coleman K.L., Orendurff M.S. & Zhang M., 2013. Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses. *Gait Posture* **37**(4), 620–626.

Boonstra A.M., Schrama J., Fidler V. & Eisma W.H., 1994. The gait of unilateral transfemoral amputees. *Scand. J. Rehabil. Med.* **26**(4), 217–223.

Briggs K., 2015. *Anatomy of the muscular system*.

Buis A.W. & Convery P., 1997. Calibration problems encountered while monitoring stump/socket interface pressures with force sensing resistors: techniques adopted to minimise inaccuracies. *Prosthet. Orthot. Int.* **21**(3), 179–182.

Buis A.W.P., Blair A., Convery P., Sockalingam S. & McHugh B., 2003. Pilot study: Data-capturing consistency of two trans-tibial casting concepts, using a manikin stump model: A comparison between the hands-on PTB and hands-off ICECAST Compact® concepts. *Prosthet. Orthot. Int.* **27**(2), 100–106.

Burgess E.M. & Rappoport A., 1992. *Physical Fitness: A Guide for Individuals with Lower Limb Loss*, 245.

Byrne N., Velasco Forte M., Tandon A., Valverde I. & Hussain T., 2016. A systematic review of image segmentation methodology, used in the additive manufacture of patient-specific 3D printed models of the cardiovascular system. *JRSM Cardiovasc. Dis.* **5**, 204800401664546.

Cagle J.C., Reinhall P.G., Allyn K.J., McLean J., Hinrichs P., Hafner B.J. & Sanders J.E., 2018. A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners. *Med. Biol. Eng. Comput.* **56**(7), 1227–1240.

Caldwell R. & Fatone S., 2017. Technique for Perforating a Prosthetic Liner to Expel Sweat. *J. Prosthetics Orthot.* **29**(3), 145–147.

Camomilla V., Cereatti A., Cutti A.G., Fantozzi S., Stagni R. & Vannozzi G., 2017. Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis: A systematic review. *Biomed. Eng. Online* **16**(1), 1–27.

Carroll Á.M. & Fyfe N., 2004. A comparison of the effect of the aesthetics of digital cosmetic prostheses on body image and well-being. *J. Prosthetics Orthot.* **16**(2), 66–68.

Chaibi Y., Cresson T., Aubert B., Hausselle J., Neyret P., Hauger O., de Guise J.A. & Skalli W., 2012. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **15**(5), 457–466.

Cheung J.T.M., Zhang M., Leung A.K.L. & Fan Y.B., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing - A material sensitivity study. *J. Biomech.* **38**(5), 1045–1054.

Chèze L., 2014. Biomécanique du mouvement et modélisation musculo-squelettique. *Tech. L'Ingénieur* **33**(0), 1-9.

Claudio C., Giorgio C., Daniele R. & Rizzi Caterina V.A., 2015. Low Cost 3D Scanners Along the Design of Lower Limb Prosthesis. *6th Int. Conf. 3D Body Scanning Technol.* (October), 147–154.

Clites T.R., Carty M.J., Ullauri J.B., Carney M.E., Mooney L.M., Duval J.F., Srinivasan S.S. & Herr H.M., 2018. Proprioception from a neurally controlled lower-extremity prosthesis. *Sci. Transl.*

Med. **10**(443).

Colombo G., Comotti C., Redaelli D.F., Regazzoni D., Rizzi C. & Vitali A., 2016. A method to improve prosthesis leg design based on pressure analysis at the socket-residual limb interface. *Proc. ASME Des. Eng. Tech. Conf.* **1**A-**2016**, 1–8.

Colombo G., Facoetti G., Regazzoni D. & Rizzi C., 2013. Virtual patient to assess prosthetic devices. *3rd Int. Digit. Hum. Model. Symp.* 1–7.

Colombo G., Filippi S., Rizzi C. & Rotini F., 2010. A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses. *Comput. Ind.* **61**(6), 513–523.

Colombo G., Morotti R. & Rizzi C., 2014. FE Analysis of Contact between Residual Limb and Socket during Simulation of Amputee Motion. *Comput. Aided. Des. Appl.* **11**(4), 381–388.

Convery P. & Murray K.D., 2000. Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during gait. *Prosthet. Orthot. Int.* **24**, 226–232.

Convery P.P., Buis A.W.P., Wilkie R., Sockalingam S., Blair A. & McHugh B., 2003. Measurement of the consistency of patellar-tendon-bearing cast rectification. *Prosthet. Orthot. Int.* **27**(3), 207–213.

Cottalorda J., Kohler R., Garin C., Genevois P., Lecante C. & Berge B., 2005. Orthoses for mild scoliosis: A prospective study comparing traditional plaster mold manufacturing with fast, noncontact, 3-dimensional acquisition. *Spine (Phila. Pa. 1976).* **30**(4), 399–405.

Crowninshield R.D. & Brand R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J. Biomech.* **14**(11), 793–801.

Dauriac B., 2018. Contribution to the implementation and the evaluation of intelligent technologies for the fitting of lower limb amputee people.

de Cerqueira A.S.O., Yamaguti E.Y., Mochizuki L., Amadio A.C. & Serrão J.C., 2013. Força de Reação do Solo e atividade eletromiográfica da marcha de amputados transfemorais: Uma série de casos. *Rev. Bras. Cineantropometria e Desempenho Hum.* **15**(1), 16–26.

Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E. & Thelen D.G., 2007. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **54**(11), 1940–1950.

Delp S.L. & Loan J.P., 1995. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput. Biol. Med.* **25**(1), 21–34.

Dickinson A.S., Steer J.W. & Worsley P.R., 2017. Finite element analysis of the amputated lower limb:

A systematic review and recommendations. *Med. Eng. Phys.*

Dillingham T., Pezzin L.E., MacKenzie E.J. & Burgess A.R., 2001. Use and Satisfaction with Prosthetic Devices Among Persons with Trauma-Related Amputations A Long-Term Outcome Study (August), 563–571.

Dubois G., Kheireddine W., Vergari C., Bonneau D., Thoreux P., Rouch P., Tanter M., Gennisson J.L. & Skalli W., 2015. Reliable Protocol for Shear Wave Elastography of Lower Limb Muscles at Rest and During Passive Stretching. *Ultrasound Med. Biol.* **41**(9), 2284–2291.

Dubousset J., Charpak G., Skalli W., Deguise J. & Kalifa G., 2010. EOS : A New Imaging System With Low Dose Radiation in Standing Position for Spine and Bone & Joint Disorders. *J. Musculoskelet. Res.* **13**(01), 1–12.

Dudek N.L., Marks M.B., Marshall S.C. & Chardon J.P., 2005. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **86**(4), 659–663.

Eby S.F., Song P., Chen S., Chen Q., Greenleaf J.F. & An K.N., 2013. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J. Biomech.* **46**(14), 2381–2387.

Erikson U. & James U., 1973. Roentgenological study of certain stump-socket relationships in above-knee amputees with special regard to tissue proportions, socket fit and attachment stability. *Ups. J. Med. Sci.* **78**(3), 203–214.

Fatone S. & Caldwell R., 2017a. Northwestern University Flexible Subischial Vacuum Socket for persons with transfemoral amputation-Part 2: Description and Preliminary evaluation. *Prosthet. Orthot. Int.* **41**(3), 237-246–250.

Fatone S. & Caldwell R., 2017b. Northwestern University Flexible Subischial Vacuum Socket for persons with transfemoral amputation-Part 1: Description of technique. *Prosthet. Orthot. Int.* **41**(3), 237–245.

Faustini M.C., Neptune R.R. & Crawford R.H., 2006a. The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods. *Med. Eng. Phys.* **28**(2), 114–121.

Faustini M.C., Neptune R.R. & Crawford R.H., 2006b. The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods. *Med. Eng. Phys.* **28**(2), 114–121.

Flórez J.A. & Velásquez A., 2010. Calibration of force sensing resistors (fsr) for static and dynamic applications. *2010 IEEE ANDESCON Conf. Proceedings, ANDESCON 2010* 2–7.

Frauziols F., 2016. Elastographie ultrasonore des tissus mous du membre inférieur en vue de la

caractérisation des effets mécaniques de dispositifs médicaux textiles.

Frauziols F., Badel P., Navarro L., Molimard J., Curt N. & Avril S., 2017. Subject-specific computational prediction of the effects of elastic compression in the calf. *In*: Book, E.-A.P. ed. *Biomechanics of Living Organs - Volume 1: Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling*.

Frauziols F., Chassagne F., Badel P., Navarro L., Molimard J., Curt N. & Avril S., 2016. In vivo Identification of the Passive Mechanical Properties of Deep Soft Tissues in the Human Leg. *Strain* **52**(5), 400–411.

Frossard L., Beck J., Dillon M. & Evans J., 2003. Development and Preliminary Testing of a Device for the Direct Measurement of Forces and Moments in the Prosthetic Limb of Transfemoral Amputees during Activities of Daily Living. *J. Prosthetics Orthot.* **15**(4), 135–142.

Frossard L., Cheze L. & Dumas R., 2011. Dynamic input to determine hip joint moments, power and work on the prosthetic limb of transfemoral amputees: Ground reaction vs knee reaction. *Prosthet. Orthot. Int.* **35**(2), 140–149.

Fung Y., 1967. Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am. J. Physiol. Content* **213**(6), 1532–1544.

Gailey R.S. & Clemens S.M., 2017. Sacrifice, Science, and Support: A History of Modern Prosthetics. *Full Stride Adv. State Art Low. Extrem. Gait Syst.* 1–244.

Goh J.C.H., Lee P.V.S., Toh S.L. & Ooi C.K., 2005. Development of an integrated CAD-FEA process for below-knee prosthetic sockets. *Clin. Biomech.* **20**(6), 623–629.

Gottschalk F., 1999. Transfemoral Amputation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **361**(361), 15–22.

Goujon-Pillet H., Sapin E., Fodé P. & Lavaste F., 2008. Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **89**(1), 87–94.

Goujon H., 2006. Gait analysis of transfemoral amputee.

Graser M., Day S. & Buis A., 2020. Exploring the role of transtibial prosthetic use in deep tissue injury development: a scoping review. *BMC Biomed. Eng.* **2**(1), 1–17.

Griffin M., Premakumar Y., Seifalian A., Butler P.E. & Szarko M., 2016. Biomechanical Characterization of Human Soft Tissues Using Indentation and Tensile Testing. *J. Vis. Exp.* (118), 1–8.

Han L., Noble J.A. & Burcher M., 2003. A novel ultrasound indentation system for measuring

biomechanical properties of in vivo soft tissue. *Ultrasound Med. Biol.* **29**(6), 813–823.

Harandi V.J., Ackland D.C., Haddara R., Lizama L.E.C., Graf M., Galea M.P. & Lee P.V.S., 2020. Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees. *Med. Eng. Phys.* **77**, 95–106.

Hawari N.M., Jawaid M., Tahir P.M. & Azmeer R.A., 2017. Case study: survey of patient satisfaction with prosthesis quality and design among below-knee prosthetic leg socket users. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* **12**(8), 868–874.

Hayes W.C., Keer L.M., Herrmann G. & Mockros L.F., 1972. A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *J. Biomech.* **5**(5), 541–551.

Heitzmann D.W.W., Leboucher J., Block J., Günther M., Putz C., Götze M., Wolf S.I. & Alimusaj M., 2020. The influence of hip muscle strength on gait in individuals with a unilateral transfemoral amputation. *PLoS One* **15**(9), e0238093.

Henao S.C., Orozco C. & Ramírez J., 2020. Influence of Gait Cycle Loads on Stress Distribution at The Residual Limb/Socket Interface of Transfemoral Amputees: A Finite Element Analysis. *Sci. Rep.* **10**(1), 1–11.

Hendriks F.M., Brokken D., van Eemeren J.T.W.M., Oomens C.W.J., Baaijens F.P.T. & Horsten J.B.A.M., 2003. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behavior of human skin. *Ski. Res. Technol.* **9**(3), 274–283.

Henrot P., Stines J., Walter F., Martinet N., Paysant J. & Blum A., 2000. Imaging of the painful lower limb stump. *Radiographics* **20**(SPEC.ISS.), 219–235.

Herbert N., Simpson D., Spence W.D. & Ion W., 2005. A preliminary investigation into the development of 3-D printing. *J. Rehabil. Res. Dev.* **42**(2), 141–146.

Herr H.M., Marecki A. & Sengeh D.M., 2013. Variable impedance mechanical interface.

Hong J.H. & Mun M.S., 2005. Relationship between socket pressure and EMG of two muscles in trans-femoral stumps during gait. *Prosthet. Orthot. Int.* **29**(1), 59–72.

Hopkins M., Vaidyanathan R. & McGregor A.H., 2020. Examination of the Performance Characteristics of Velostat as an In-Socket Pressure Sensor. *IEEE Sens. J.* **20**(13), 6992–7000.

Horgan O. & MacLachlan M., 2004. Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: A review. *Disabil. Rehabil.* **26**(14–15), 837–850.

Hoyt K., Kneezel T., Castaneda B. & Parker K.J., 2008. Quantitative sonoelastography for the in vivo assessment of skeletal muscle viscoelasticity. *Phys. Med. Biol.* **53**(15), 4063–4080.

Hu T. & Desai J.P., 2004. Characterization of soft-tissue material properties: Large deformation analysis. *Med. Simul.* 28–37.

Huang Q.H., Zheng Y.P., Lu M.H. & Chi Z.R., 2005. Development of a portable 3D ultrasound imaging system for musculoskeletal tissues. *Ultrasonics* **43**(3), 153–163.

Hybois S., 2019. Numerical approach for subject-specific optimization of manual wheelchair settings.

Iivarinen J.T., Korhonen R.K. & Jurvelin J.S., 2014. Experimental and numerical analysis of soft tissue stiffness measurement using manual indentation device - significance of indentation geometry and soft tissue thickness. *Ski. Res. Technol.* **20**(3), 347–354.

Ikai M. & Fukunaga T., 1968. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int. Zeitschrift für Angew. Physiol. Einschließlich Arbeitsphysiologie* **26**(1), 26–32.

Isaacson B.M., Lin S.C. & Rothberg D.L., 2018. Improvement in functional outcomes with the infinite socket. *J. Prosthetics Orthot.* **30**(4), 181–186.

Jaegers S.M.H.J., Arendzen J.H. & De Jongh H.J., 1996. An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (328), 119–128.

Jamaludin M.S., Hanafusa A., Shinichirou Y., Agarie Y., Otsuka H. & Ohnishi K., 2019. Analysis of pressure distribution in transfemoral prosthetic socket for prefabrication evaluation via the finite element method. *Bioengineering* **6**(4).

Jensen R.K., 1978. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J. Biomech.* **11**(8–9), 349–358.

Kahle J.T. & Highsmith M.J., 2014. Transfemoral sockets with vacuum-assisted suspension comparison of hip kinematics, socket position, contact pressure, and preference: Ischial containment versus brimless. *J. Rehabil. Res. Dev.* **50**(9), 1241–1252.

Kapp S.L., 2000. Transfemoral Socket Design and Suspension Options. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* **11**(3), 569–584.

Karatsidis A., Bellusci G., Schepers H.M., de Zee M., Andersen M.S. & Veltink P.H., 2017. Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture. *Sensors (Switzerland)* **17**(1), 1–22.

Kauer M., Vuskovic V., Dual J., Szekely G. & Bajka M., 2001. Inverse finite element characterization of soft tissues. *Med. Image Anal.* **6**(2002), 275–287.

Kidder J.R., Mason E. & Nnaji B.O., 1996. 3-D Model Acquisition, Design, Planning and Mannufacturing of Orthopaedic Devices: A Framework. *In*: *Advanced Sensor and Control-System Interface*.

Kim H.J., Kim S.M., Kim B., La Yun B., Jang M., Ko Y., Lee S.H., Jeong H., Chang J.M. & Cho N., 2018. Comparison of strain and shear wave elastography for qualitative and quantitative assessment of breast masses in the same population. *Sci. Rep.* **8**(1), 1–11.

Klasson B., 1985. Computer aided design, computer aided manufacture and other computer aids in prosthetics and orthotics. *Prosthet. Orthot. Int.* **9**(1), 3–11.

Klasson B., 1988. Evaluation of CASD CAM. *In*: *ISPO Workshop on CAD/CAM in Prosthetics and Orthotics*. USA.

Klenow T. & Ropp J., 2014. An Initial Comparison of the High-Fidelity Interface Design to Traditional Socket Designs : The Effects on Gait of Transfemoral Amputees. *In*: *American Academy of Orthotists and Prosthetists*.

Klotz R., Colobert B., Botino M. & Permentiers I., 2011. Influence of different types of sockets on the range of motion of the hip joint by the transfemoral amputee. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* **54**(7), 399–410.

Klute G.K., Glaister B.C. & Berge J.S., 2010. Prosthetic liners for lower limb amputees: A review of the literature. *Prosthet. Orthot. Int.* **34**(2), 146–153.

Kobayashi T., Orendurff M.S. & Boone D.A., 2013. Effect of alignment changes on socket reaction moments during gait in transfemoral and knee-disarticulation prostheses: Case series. *J. Biomech.* **46**(14), 2539–2545.

Koehler S.R., Dhaher Y.Y. & Hansen A.H., 2014. Cross-validation of a portable, six-degree-of-freedom load cell for use in lower-limb prosthetics research. *J. Biomech.* **47**(6), 1542–1547.

Kok M., Hol J.D. & Schön T.B., 2014. An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors. *IFAC Proc. Vol.* **19**, 79–85.

Konrad P., 2006. *The ABC of EMG*, Boletín de la Asociación Médica de Puerto Rico.

Kovacs L., Eder M., Volf S., Raith S., Pecher M., Pathak H., Müller C. & Gottinger F., 2010. Patient-Specific Optimization of Prosthetic Socket Con- struction and Fabrication Using Innovative Manufacturing Processes: A Project in Progress. *Proc. Mater. World Conf. 2010*.

Krouskop T.A., Dougherty D.R. & Vinson F.S., 1987. A pulsed Doppler ultrasonic system for making

noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissue. *J. Rehabil. Res. Dev.* **24**(10), 1–8.

Krouskop T.A., Muilenberg A.L., Doughterv D.K. & Winningham D.J., 1996. Computer-aided design of a prosthetic socket for an above-knee amputee. *J. Rehabil. Res. Dev.* **24**(2), 31–38.

Lacroix D. & Patiño J.F.R., 2011. Finite element analysis of donning procedure of a prosthetic transfemoral socket. *Ann. Biomed. Eng.*

Laszczak P., McGrath M., Tang J., Gao J., Jiang L., Bader D.L., Moser D. & Zahedi S., 2016. A pressure and shear sensor system for stress measurement at lower limb residuum/socket interface. *Med. Eng. Phys.* **38**(7), 695–700.

Lee P.V.S., 2004. New Methods and Materials in Prosthetics for Rehabilitation of Lower Limb Amputees. *In*: Teoh, S.H. ed. *Engineering Materials for Biomedical Applications*.

Lee P.V.S., Solomonidis S.E. & Spence W.D., 1997. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees—a preliminary study. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* **211**(2), 167–180.

Lee W.C., Zhang M. & Mak A.F.T., 2005. Regional differences in pain threshold and tolerance of the transtibial residual limb: Including the effects of age and interface material. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **86**(4), 641–649.

Legro M.W., Reiber G., Del Aguila M.D., Ajax M.J., Boone D.A., Larsen J.A., Smith D.G. & Sangeorzan B., 1999. Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses. *J. Rehabil. Res. Dev.* **36**(3), 155–163.

Lenka P.K. & Choudhury A.R., 2011. Analysis of trans tibial prosthetic socket materials using finite element method. *J. Biomed. Sci. Eng.* **04**(12), 762–768.

Lhadi S., 2015. Modélisation Mécanique des Tissus Biologiques Application à la Croissance des Tumeurs Solides et à la Reconstruction Multiéchelles des Propriétés Élastiques de la Cuticule d'Arthropode.

Lin C.C., Chang C.H., Wu C.L., Chung K.C. & Liao I.C., 2004. Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: A finite element contact model. *Med. Eng. Phys.* **26**(1), 1–9.

Linder-Ganz E., Shabshin N., Itzchak Y. & Gefen A., 2007. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach. *J. Biomech.* **40**(7), 1443–1454.

Long I.A., 1985. Normal Shape-Normal Alignment (NSNA) Above-Knee Prosthesis.

Lu T.-W. & O'Connor J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.* **32**(2), 129–134.

Luboz V., Promayon E. & Payan Y., 2014. Linear Elastic Properties of the Facial Soft Tissues Using an Aspiration Device: Towards Patient Specific Characterization. *Ann. Biomed. Eng.* **42**(11), 2369–2378.

Macron A., 2019. Contribution to the evaluation of pressure ulcer risk during prolonged contact using finite element modelling.

Macron A., Pillet H., Doridam J., Verney A. & Rohan P.Y., 2018. Development and evaluation of a new methodology for the fast generation of patient-specific Finite Element models of the buttock for sitting-acquired deep tissue injury prevention. *J. Biomech.* **79**, 173–180.

Mak A.F.T., Liu G.H. & Lee S.Y., 1994. Biomechanical assessment of below-knee residual limb tissue. *J. Rehabil. Res. Dev.* **31**(3), 188–198.

Mak A.F.T., Zhang M. & Boone D.A., 2001. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: a review. *J. Rehabil. Res. Dev.* **38**(2), 161–173.

Makhsous M., Venkatasubramanian G., Chawla A., Pathak Y., Priebe M., Rymer W.Z. & Lin F., 2008. Investigation of soft-tissue stiffness alteration in denervated human tissue using an ultrasound indentation system. *J. Spinal Cord Med.* **31**(1), 88–96.

Malinauskas M., Krouskop T.A. & Barry P.A., 1989. Noninvasive measurement of the stiffness of tissue in the above-knee amputation limb. *J. Rehabil. Res. Dev.* **26**(3), 45–52.

Martins P.A.L.S., Jorge R.M.N. & Ferreira A.J.M., 2006. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain* **42**(3), 135–147.

Maurer J., Ronsky J., Loitz-ramage B., Andersen M. & Harder J., 2003. Prosthetic socket interface pressures: customized calibration technique for the Tekscan F-Socket system. *2003 Summer Bioeng. Conf.* (1), 1073–74.

Mavko G., Mukerji T. & Dvorkin J., 1998. *The Rock Physics Handbook*.

Mayfield G.W., Scanlan J. & Long I.A., 1977. A new look to and through above-knee socket. *Orthop. Trans. 1. 95. PRITHAM,*.

Meng Z., Wong D.W.C., Zhang M. & Leung A.K.L., 2020. Analysis of compression/release stabilized

transfemoral prosthetic socket by finite element modelling method. *Med. Eng. Phys.* **83**, 123–129.

Mitton D., DeschêNes S., Laporte S., Godbout B., Bertrand S., de Guise J.A. & Skalli W., 2006. 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **9**(1), 1–5.

Mo F., Li F., Behr M., Xiao Z., Zhang G. & Du X., 2018. A Lower Limb-Pelvis Finite Element Model with 3D Active Muscles. *Ann. Biomed. Eng.* **46**(1), 86–96.

Moerman K.M., Sengeh D.M. & Herr H.M., 2016. Automated and Data-driven Computational Design of Patient-Specific Biomechanical Interfaces. *IEEE Access*.

Mohamed A., 2018. Modeling and Simulation of Transfemoral Amputee Gait.

Moineau B., 2017. Analyses des pression a l'interface moignon-emboiture de la prothèse chez le patient amputé fémoral.

Mott P.H., Dorgan J.R. & Roland C.M., 2008. The bulk modulus and Poisson's ratio of "incompressible" materials. *J. Sound Vib.* **312**(4–5), 572–575.

Muller M.D., 2016. *Transfemoral Amputation: Prosthetic Management*, Atlas of of amputation and limb deficiencies (4th Edition), 537–554.

Munin M.C., De Guzman M.C.E., Boninger M.L., Fitzgerald S.G., Penrod L.E. & Singh J., 2001. Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *J. Rehabil. Res. Dev.* **38**(4), 379–384.

Murray C.D. & Fox J., 2002. Body image and prosthesis satisfaction in the lower limb amputee. *Disabil. Rehabil.* **24**(17), 925–931.

Naylor P.F.D., 1955. The Skin Surface and Friction. *Br. J. Dermatol.* **6**(July).

Nérot A., Choisne J., Amabile C., Travert C., Pillet H., Wang X. & Skalli W., 2015. A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays: Evaluation of its accuracy and reliability. *J. Biomech.* **48**(16), 4322–4326.

Noorkoiv M., Nosaka K. & Blazevich A.J., 2010. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. *Eur. J. Appl. Physiol.* **109**(4), 631–639.

Ogden R.W., 1972. Large Deformation Isotropic Elasticity—On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids. *Rubber Chem. Technol.* **46**(2), 398–416.

Ojeda L.L., Da Silva J.V.., Gonzalez C.R., Noritomi P.Y. & Kemmoku D.T., 2015. Use of three-

dimensional technologies to generate a new methodology for design anf manufacture of transtibial prosthetic sockets.

Oliveira Y.S., Iba Ba J., Nsame D., Mba Angoue J.M., Lebane A., Minooee Saberi K., Nzenze J.R. & Parent A., 2013. Les causes d'amputations des membres inférieurs en rééducation: Impact de l'insuffisance artérielle et du diabète. *J. Readapt. Medicale* **33**(4), 122–126.

Orr J.F., James W. V. & Bahrani A.S., 1982. The history and development of artificial stone.

Ortiz M., 2013. Method of Making An Anatomical Socket.

Palevski A., Glaich I., Portnoy S., Linder-Ganz E. & Gefen A., 2006. Stress relaxation of porcine gluteus muscle subjected to sudden transverse deformation as related to pressure sore modeling. *J. Biomech. Eng.* **128**(5), 782–787.

Panhelleux B., Fougeron N., Ruyssen N., Rohan P.-Y., Bonnet X. & Pillet H., 2019. Femoral residuum/socket kinematics using fusion between 3D motion capture and stereo radiography. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **22**(sup1), S245–S247.

Papaioannou G., Mitrogiannis C., Nianios G. & Fiedler G., 2009. Assessing residual bone-stump-skin-socket interface kinematics of above knee amputees with high accuracy biplane dynamic roentgen stereogrammetric analysis. . *55th Annu. Meet. Orthop. Res. Soc.* (346), Paper No. 346.

Paternò L., Ibrahimi M., Gruppioni E., Menciassi A., Ricotti L., Paternò L., Ibrahimi M., Gruppioni E., Menciassi A. & Ricotti L., 2018. Sockets for limb prostheses: A review of existing technologies and open challenges. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **65**(9), 1996–2010.

Paternò L., Ibrahimi M., Rosini E., Menciassi A. & Ricotti L., 2019. Transfemoral residual limb volume change due to physical activity. *Biosyst. Biorobotics* **21**, 146–150.

Pathak A.P., Silver-Thorn M.B., Thierfelder C.A. & Prieto T.E., 1998. A rate-controlled indentor for in vivo analysis of residual limb tissues. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **6**(1), 12–20.

Petron A., Duval J.F. & Herr H., 2017. Multi-indenter device for in vivo biomechanical tissue measurement. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **25**(5), 426–435.

Pezzin L.E., Dillingham T.R. & MacKenzie E.J., 2000. Rehabilitation and the long-term outcomes of persons with trauma-related amputations. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **81**(3), 292–300.

Pitkin M.R., 2006. *Biomechanics of Lower Limb Prosthetics*. Springer ed.

Polliack a a, Sieh R.C., Craig D.D., Landsberger S., McNeil D.R. & Ayyappa E., 2000. Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. *Prosthet. Orthot.*

Int. **24**(June 2010), 63–73.

Portnoy S., Siev-Ner I., Yizhar Z., Kristal A., Shabshin N. & Gefen A., 2009. Surgical and morphological factors that affect internal mechanical loads in soft tissues of the transtibial residuum. *Ann. Biomed. Eng.* **37**(12), 2583–2605.

Portnoy S., Yarnitzky G., Yizhar Z., Kristal A., Oppenheim U., Siev-Ner I. & Gefen A., 2007. Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb: A new tool for prosthetic fitting. *Ann. Biomed. Eng.* **35**(1), 120–135.

Pritham C.H., 1990. Biomechanics and shape of the above-knee socket considered in light of the ischial containment concept 9–21.

Proske U. & Gandevia S.C., 2012. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiol. Rev.* **92**(4), 1651–1697.

Radcliffe C.W., 1955. Functional considerations in the fitting of above-knee prostheses. *Artif. Limbs* **2**(1), 35–60.

Radcliffe C.W., 1977. Above-knee prosthetics 146–160.

Radcliffe C.W., Johnson N.C. & Foort J., 1957. Some experience with prosthetic problems of above-knee amputees. *Artif. Limbs* **4**(1), 41–75.

Ramasamy E., Avci O., Dorow B., Chong S.-Y.Y., Gizzi L., Steidle G., Schick F. & Röhrle O., 2018. An Efficient Modelling-Simulation-Analysis Workflow to Investigate Stump-Socket Interaction Using Patient-Specific, Three-Dimensional, Continuum-Mechanical, Finite Element Residual Limb Models. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **6**(September), 1–17.

Ramírez J.F. & Vélez J.A., 2012. Incidence of the boundary condition between bone and soft tissue in a finite element model of a transfemoral amputee. *Prosthet. Orthot. Int.* **36**(4), 405–414.

Ranger B.J., Feigin M., Zhang X., Moerman K.M., Herr H. & Anthony B.W., 2019. 3D ultrasound imaging of residual limbs with camera-based motion compensation. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **27**(2), 207–217.

Ranz E.C., Wilken J.M., Gajewski D.A. & Neptune R.R., 2017. The influence of limb alignment and transfemoral amputation technique on muscle capacity during gait. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **20**(11), 1167–1174.

Redaelli D.F., Gonizzi Barsanti S., Fraschini P., Biffi E. & Colombo G., 2018. Low-Cost 3D Devices and Laser Scanners Comparison for the Application in Orthopedic Centres. *ISPRS - Int. Arch.*

Photogramm. Remote Sens. Spat. Inf. Sci. **XLII**–**2**(June), 953–960.

Redhead R.G., 1979. Total surface bearing self suspending above-knee sockets. *Prosthet. Orthot. Int.* **3**(3), 126–136.

Restrepo V., Villarraga J. & Palacio J.P., 2014. Stress reduction in the residual limb of a transfemoral amputee varying the coefficient of friction. *J. Prosthetics Orthot.* **26**(4), 205–211.

Rogers B., Bosker G., Faustini M., Walden G., Neptune R.R. & Crawford R., 2008. Case report: Variably compliant transtibial prosthetic socket fabricated using solid freeform fabrication. *J. Prosthetics Orthot.* **20**(1), 1–7.

Sadler Z., Scott J., Drost J., Chen S., Roccabianca S. & Bush T.R., 2018. Initial estimation of the in vivo material properties of the seated human buttocks and thighs. *Int. J. Non. Linear. Mech.* **107**(September), 77–85.

Safari M.R., Tafti N. & Aminian G., 2015. Socket interface pressure and amputee reported outcomes for comfortable and uncomfortable conditions of patellar tendon bearing socket: A pilot study. *Assist. Technol.* **27**(1), 24–31.

Samani A. & Plewes D., 2004. A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue samples. *Phys. Med. Biol.* **49**(18), 4395–4405.

Samur E., Sedef M., Basdogan C., Avtan L. & Duzgun O., 2007. A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response. *Med. Image Anal.* **11**(4), 361–373.

Sanchez-Alvarado A.J., Nováček V. & Křen J., 2019. A framework to assess mechanics of stump–socket interaction in transfemoral amputees. *Lek. a Tech.* **49**(2), 46–51.

Sanders J.E., 1995. Interface mechanics in external prosthetics: review of interface stress measurement techniques. *Med. Biol. Eng. Comput.* **33**(4), 509–516.

Sanders J.E., 2005. Stump-socket interface conditions. *Press. Ulcer Res. Curr. Futur. Perspect.* 129–147.

Sanders J.E. & Fatone S., 2011. *Residual limb volume change: Systematic review of measurement and management*, The Journal of Rehabilitation Research and Development, 949.

Sanders J.E., Goldstein B. & Leotta D., 1995. Skin response to mechanical stress: adaptation rather than breakdown-a review of the literature. *J. Rehabil. Res. Dev.* **32**(3), 214–226.

Sautreuil P., Lassaux A., Thoumie P., Piquemal M. & Missaoui B., 2007. Douleurs de névromes

d'amputation et acupuncture. *Lett. Med. Phys. Readapt.* **23**(4), 176–185.

Schuch C.M., 1988. Report From: International workshop on above-knee fitting and alignment techniques. *Clin. Prosthetics Orthot.* **12**(2), 81–98.

Scott J., Chen S., Roccabianca S. & Bush T.R., 2020. The effects of body position on the material properties of soft tissue in the human thigh. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **110**(July), 103964.

Segal A.D., Orendurff M.S., Klute G.K., McDowell M.L., Pecoraro J.A., Shofer J. & Czerniecki J.M., 2006. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees. *J. Rehabil. Res. Dev.* **43**(7), 857–870.

Sengeh D.M., 2016. The Use of a Novel Residuum Model to Design a Variable-Impedance Transtibial Prosthetic Socket.

Sengeh D.M. & Herr H., 2013. A Variable-Impedance Prosthetic Socket for a Transtibial Amputee Designed from Magnetic Resonance Imaging Data. *JPO J. Prosthetics Orthot.* **25**(3), 129–137.

Sengeh D.M., Moerman K.M., Petron A. & Herr H., 2016. Multi-material 3-D viscoelastic model of a transtibial residuum from in-vivo indentation and MRI data. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **59**(59), 379–392.

Seth A., Hicks J.L., Uchida T.K., Habib A., Dembia C.L., Dunne J.J., Ong C.F., DeMers M.S., Rajagopal A., Millard M., Hamner S.R., Arnold E.M., Yong J.R., Lakshmikanth S.K., Sherman M.A., Ku J.P. & Delp S.L., 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput. Biol.* **14**(7), e1006223.

Seth A., Sherman M., Reinbolt J.A. & Delp S.L., 2011. OpenSim : a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM* **2**, 212–232.

Sewell P., Noroozi S., Vinney J., Amali R. & Andrews S., 2012. Static and dynamic pressure prediction for prosthetic socket fitting assessment utilising an inverse problem approach. *Artif. Intell. Med.* **54**(1), 29–41.

Sewell P., Noroozi S., Vinney J. & Andrews S., 2000. Developments in the trans-tibial prosthetic socket fitting process: a review of past and present research. *Prosthet. Orthot. Int.* **24**(2), 97–107.

Shu L., Yamamoto K., Yao J., Saraswat P., Liu Y., Mitsuishi M. & Sugita N., 2018. A subject-specific finite element musculoskeletal framework for mechanics analysis of a total knee replacement. *J. Biomech.* **77**, 146–154.

Silver-Thorn M.B. & Childress D.S., 1997. Generic, geometric finite element analysis of the transtibial residual limb and prosthetic socket. *J. Rehabil. Res. Dev.* **34**(2), 171–186.

Silver-Thorn M.B., Steege J.W. & Childress D.S., 1996. A review of prosthetic interface stress investigations. *J. Rehabil. Res. Dev.* **33**(3), 253–266.

Sjödahl C., Jarnlo G.B., Söderberg B. & Persson B.M., 2002. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthet. Orthot. Int.* **26**(2), 101–112.

Smith D.G. & Burgess E.M., 2001. The use of CAD/CAM technology in prosthetics and orthotics--current clinical models and a view to the future. *J. Rehabil. Res. Dev.* **38**(3), 327–334.

Solav D., Moerman K.M., Jaeger A.M. & Herr H.M., 2019. A Framework for Measuring the Time-Varying Shape and Full-Field Deformation of Residual Limbs Using 3-D Digital Image Correlation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **66**(10), 2740–2752.

Steer J.W., Grudniewski P.A., Browne M., Worsley P.R., Sobey A.J. & Dickinson A.S., 2019. Predictive prosthetic socket design: part 2—generating person-specific candidate designs using multi-objective genetic algorithms. *Biomech. Model. Mechanobiol.*

Steer J.W., Worsley P.R., Browne M. & Dickinson A.S., 2019. Predictive prosthetic socket design: part 1—population-based evaluation of transtibial prosthetic sockets by FEA-driven surrogate modelling. *Biomech. Model. Mechanobiol.* (0123456789).

Su J., Zou H. & Guo T., 2009. The Study of Mechanical Properties on Soft Tissue of Human Forearm In Vivo. *2009 3rd Int. Conf. Bioinforma. Biomed. Eng.* 1–4.

Surapureddy R., Stagon S., Schönning A. & Kassab A., 2016. Predicting pressure distribution between transfemoral prosthetic socket and residual limb using finite element analysis. *Int. J. Exp. Comput. Biomech.* **4**(1), 32.

Suzuki Y., 2010. Dynamic optimization of transfemoral prosthesis during swing phase with residual limb model. *Prosthet. Orthot. Int.* **34**(4), 428–438.

Tang J., McGrath M., Laszczak P., Jiang L., Bader D.L., Moser D. & Zahedi S., 2015. Characterisation of dynamic couplings at lower limb residuum/socket interface using 3D motion capture. *Med. Eng. Phys.* **37**(12), 1162–1168.

Tönük E. & Silver-Thorn M.B., 2003. Nonlinear Viscoelastic Material Property Estimation of Lower Extremity Residual Limb Tissues. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **11**(1), 43–53.

Tortora G.J. & Nielsan M.T., 2012. *Principles of Human Anatomy 12th Edition*, John Wiley & Sons, Inc., United States of America.

Tran H. V., Charleux F., Rachik M., Ehrlacher A. & Ho Ba Tho M.C., 2007. In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **10**(6), 401–407.

Türker K.S., 1993. Electromyograpy: Some Methodological Problems and Issues. *Dis. Pain, Suicidal Behav.* **73**(10), 25–30.

Ullrick W.C., 1967. A theory of contraction for striated muscle. *J. Theor. Biol.* **15**(1), 53–69.

Untaroiu C.D., Darvish K. & Crandall J., 2005. Characterization of the lower limb soft tissues in pedestrian finite element models. *19th Int. Tech. Conf. Enhanc. Saf. Veh.* **19**(05–0250), 1–8.

Van Heesewijk A., Crocombe A., Cirovic S., Taylor M. & Xu W., 2018. Evaluating the Effect of Changes in Bone Geometry on the Trans-femoral Socket-Residual Limb Interface Using Finite Element Analysis. *In*: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Springer Singapore, 367–370.

Vannah W.M. & Childress D.S., 1996. Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular. *J. Rehibiltation Res. Dev.* **33**(3), 239–252.

Vavourakis V., Hipwell J.H. & Hawkes D.J., 2016. An Inverse Finite Element u/p-Formulation to Predict the Unloaded State of In Vivo Biological Soft Tissues. *Ann. Biomed. Eng.* **44**(1), 187–201.

Veltink P.H., Liedtke C., Droog E. & Van Der Kooij H., 2005. Ambulatory measurement of ground reaction forces. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **13**(3), 423–427.

Villa C., 2014a. Gait analysis of lower limb amputee locomotion in limiting situations of daily living.

Villa C., 2014b. Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante.

Virzì A., Muller C.O., Marret J.B., Mille E., Berteloot L., Grévent D., Boddaert N., Gori P., Sarnacki S. & Bloch I., 2020. Comprehensive Review of 3D Segmentation Software Tools for MRI Usable for Pelvic Surgery Planning. *J. Digit. Imaging* **33**(1), 99–110.

von Waldenfels F., Raith S., Eder M., Volf A., Jalali J. & Kovacs L., 2012. Computer Assisted Optimization of Prosthetic Socket Design for the Lower Limb Amputees Using 3-D Scan (October), 15–20.

Webster J.B., Hakimi K.N., Williams R.M., Turner A.P., Norvell D.C. & Czerniecki J.M., 2012.

Prosthetic fitting, use, and satisfaction following lower-limb amputation: A prospective study. *J. Rehabil. Res. Dev.* **49**(10), 1493–1504.

Weickenmeier J., Jabareen M. & Mazza E., 2015. Suction based mechanical characterization of superficial facial soft tissues. *J. Biomech.* **48**(16), 4279–4286.

Wentink E.C., Prinsen E.C., Rietman J.S. & Veltink P.H., 2013. Comparison of muscle activity patterns of transfemoral amputees and control subjects during walking. *J. Neuroeng. Rehabil.* **10**(1).

Williamson G., Schulz R., Bridges M.W. & Behan A.M., 1994. Social and Psychological Factors in Adjustment to Limb Amputation. *J. Soc. Behav. Pers.* **9**(5), 249–268.

Winter D.A., 2009. Anthropometry. *In*: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, Ltd, 82–106.

Wu C.L., Chang C.H., Hsu A.T., Lin C.C., Chen S.I. & Chang G.L., 2003. A proposal for the pre-evaluation protocol of below-knee socket design - integration pain tolerance with finite element analysis. *J. Chinese Inst. Eng. Trans. Chinese Inst. Eng. A/Chung-kuo K. Ch'eng Hsuch K'an* **26**(6), 853–860.

Zachariah S.G., Saxena R., Fergason J.R. & Sanders J.E., 2004. Shape and volume change in the transtibial residuum over the short term: Preliminary investigation of six subjects. *J. Rehabil. Res. Dev.* **41**(5), 683–694.

Zajac F.E. & Gordon M.E., 1989. Determining Muscle's Force and Action in Multi-Articular Movement. *Exerc. Sport Sci. Rev.* **17**(1), 187–230.

Zhang L., Zhu M., Shen L. & Zheng F., 2013. Finite element analysis of the contact interface between trans-femoral stump and prosthetic socket. *In*: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 1270–1273.

Zhang M. & Mak A.F.T., 1996. A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket - Roles of interface friction and distal-end boundary conditions. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **4**(4), 337–346.

Zhang M. & Mak A.F.T., 1999. In vivo friction properties of human skin. *Prosthet. Orthot. Int.* **23**(2), 135–141.

Zhang M., Mak A.F.T. & Roberts V.C., 1998. Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: A survey of the development in the first decade. *Med. Eng. Phys.* **20**(5), 360–373.

Zhang M., Turner-Smith A.R., Roberts V.C. & Tanner A., 1996. Frictional action at lower limb/prosthetic socket interface. *Med. Eng. Phys.* **18**(3), 207–214.

Zhang M., Zheng Y.P. & Mak A.F.T., 1997. Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests—nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation. *Med. Eng. Phys.* **19**(6), 512–517.

Zheng Y.P. & Mak A.F.T., 1999. Effective elastic properties for lower limb soft tissues from manual indentation experiment. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **7**(3), 257–267.

Nolwenn FOUGERON

Modélisation personnalisée du membre résiduel des personnes amputées pour la conception de l'emboîture fémorale

Résumé

L'emboîture fait le lien entre la prothèse et le membre résiduel des personnes amputées. Pour les amputations transfémorales, elle doit permettre le transfert des actions mécaniques tout en étant confortable. Cependant, sa conception reste principalement qualitative. Les pressions à l'interface emboîture/membre résiduel peuvent cependant permettre d'évaluer les emboîtures grâce à la méthode des éléments finis (EF) Toutefois la conception de tels modèles est un défi tant pour la reconstruction des géométries, la caractérisation du comportement des tissus ou la définition du chargement. Ce travail présente un modèle EF personnalisable de l'interaction du membre résiduel et de l'emboîture. Des mesures pour la caractérisation du comportement des tissus mais aussi pour la définition du chargement, grâce à un modèle musculosquelettique, alimentent le modèle EF. Celui-ci a été comparé à la littérature puis exploité pour l'estimation de l'influence de certains paramètres sur les pressions.

Résumé en anglais

The socket connects the prosthesis to the residual limb of the amputee. For transfemoral amputations, it must allow the transfer of mechanical actions while being conformable. However, its design remains mainly qualitative. The pressures at the socket/residual limb interface can be evaluated using the Finite Element (FE) method. However, the design of such models is a challenge for both the reconstruction of geometries, the characterization of tissue behavior and the definition of loadings. This work presents a personalized FE model of the interaction of the residual limb and the socket. Measurements for the characterization of the tissue behavior but also for the definition of loadings, using a musculoskeletal model, supply the EF model. This model was compared with the literature and then used to estimate the influence of certain parameters on the pressures.