



**HAL**  
open science

# Etude biomécanique des mécanismes de déchargement articulaire d'une orthèse de genou pour le traitement de l'arthrose

Sacha Guitteny

► **To cite this version:**

Sacha Guitteny. Etude biomécanique des mécanismes de déchargement articulaire d'une orthèse de genou pour le traitement de l'arthrose. Autre. Université Claude Bernard - Lyon I, 2023. Français. NNT : 2023LYO10200 . tel-04709049

**HAL Id: tel-04709049**

**<https://theses.hal.science/tel-04709049v1>**

Submitted on 25 Sep 2024

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**THESE de DOCTORAT DE  
L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1**

**Ecole Doctorale N° 162  
Mécanique, Energétique, Génie civil, Acoustique**

**Discipline** : Mécanique

Soutenue publiquement le 19/10/2023, par :  
**Sacha Guitteny**

---

**Etude biomécanique des mécanismes de  
déchargement articulaire d'une orthèse  
de genou pour le traitement de  
l'arthrose**

---

Devant le jury composé de :

PILLET Hélène	Professeure, IBHGC Paris	Présidente, Rapporteuse
PONTONNIER Charles	Maître de conférences, ENS Rennes	Rapporteur
GERUS Pauline	Maîtresse de conférences, LAMHESS Nice	Examinatrice
DUPREY Sonia	Maîtresse de conférences, LBMC Lyon	Examinatrice
AISSAOUI Rachid	Professeur, LIO Montréal	Co-directeur de thèse
DUMAS Raphaël	Directeur de Recherche, LBMC Lyon	Co-directeur de thèse
BLEAU Jacinte	Responsable Industriel, Médecin Montréal	Invitée

## Remerciements

Ces trois années ont été une période riche en expériences tant sur le plan professionnel que personnel. Elles m'ont permis de découvrir des facettes de ma personnalité d'une manière très intense. Je ne suis pas quelqu'un qui aime la solitude, et tout au long de ce parcours, j'ai pu partager mon travail, mes émotions, tous ces moments de vie avec les personnes qui m'entouraient, ainsi qu'avec celles que j'ai eu la chance de rencontrer.

Je tiens d'abord à remercier fortement mes deux co-directeurs de thèse, Raphaël Dumas et Rachid Aissaoui, qui m'ont accompagné tout au long de ces trois ans. Ils sont deux chercheurs que j'estime très complémentaires sur le plan scientifique ce qui a rendu cette thèse très bien animée. J'ai eu l'occasion d'entendre des histoires de thèses se déroulant mal en raison d'une mauvaise entente entre doctorant et encadrants, et je suis aujourd'hui certaine de ne pas faire partie de ce cas. J'ai eu la chance que vous acceptiez de superviser mes travaux, et cela a été une expérience extrêmement agréable à vos côtés, tant sur le plan humain que professionnel. Les périodes de travail importantes ne m'ont pas été imposées, mais au contraire, vous étiez présents pour me soutenir dans ces moments à traverser. Raphaël, je te remercie pour ne pas avoir douté de mes capacités en recherche et de m'avoir accordé ta confiance pour gérer mon travail en tenant compte de mes contraintes personnelles et ainsi m'avoir permis de concilier les deux. Merci d'avoir été à l'écoute lorsque j'avais des doutes et de m'avoir toujours soutenu dans mes initiatives professionnelles à la marge de mes travaux de thèse tels que l'implication dans la vie du laboratoire ou les missions d'enseignement qui me tenaient à cœur. Un immense merci pour tout ce que tu m'as appris, et c'est vraiment beaucoup ! Et surtout, merci de m'avoir répété maintes et maintes fois les choses que tu m'enseignais et que j'oubliais aussi rapidement après les avoir entendues ! Rachid, je te remercie pour ton accueil au Canada. Bien que mon séjour ait été plus court que prévu, il a été extrêmement enrichissant. Merci d'avoir partagé avec moi toutes tes connaissances techniques et de m'avoir fait confiance pour prendre en charge un projet important au sein de tes travaux de recherche. Grâce à cela, tu m'as fait sentir forte. Raphaël et Rachid, enfin, merci de m'avoir encouragée à aller jusqu'au bout des choses.

Je souhaite remercier toute l'équipe du LBMC, laboratoire au sein duquel j'ai passé la majeure partie de mon temps. Les membres permanents riches d'expériences, qui ont joué un rôle de formateurs par moments, mais qui ont initié aussi de nombreux instants conviviaux au quotidien, contribuant ainsi à créer une atmosphère chaleureuse au sein de ce laboratoire. Les doctorants et post-doctorants avec qui j'ai partagé de nombreuses « pauses café », connues par tous au laboratoire pour être à la fois conviviales et très productives ! Je vous remercie aussi pour les soirées-bars, un peu moins productives, qui ont parfois débordées (sans le vouloir bien sûr, car, conscience professionnelle oblige, on avoue toujours un peu tard qu'on a envie de faire la fête un mardi soir et que le reste de la semaine au laboratoire sera dur à assumer). Je vous remercie tous pour votre soutien. Je tiens à remercier tout particulièrement David Mitton et Laurence Chèze de m'avoir permis d'effectuer mon doctorat au sein de votre laboratoire, que vous dirigez avec brio, à mon avis. David, je te suis reconnaissante pour ta présence remarquable au sein du laboratoire en tant que directeur disponible et accessible, malgré tes innombrables responsabilités. Je tiens à remercier tous ceux qui contribuent à faire de ce laboratoire un lieu de travail agréable où l'on a envie de rester.

Je souhaite remercier les équipes pédagogiques GMP et GIM de l'IUT Lyon 1, situé sur le site de Villeurbanne Gratte-ciel, de m'avoir accueillie parmi eux et de m'avoir accompagné dans mes missions d'enseignement. L'expérience d'enseigner s'est révélée être un véritable plaisir. Alors merci à vous, et

notamment merci à Sonia Duprey, Youri Charlemagne, Aurélie Levillain ainsi qu'aux élèves de l'IUT de m'avoir donné ce goût à l'enseignement.

Je souhaite aussi remercier toute l'équipe du LIO, qui excelle dans l'art de l'accueil : simplement incroyable ! Un grand merci aux étudiants en maîtrise et en doctorat avec lesquels j'ai partagé des moments de vie mémorables. La vie en tant qu'expatriée, que j'avais déjà expérimentée, est une expérience que j'affectionne tout particulièrement, avec notamment le plaisir de découvrir une autre culture, d'autres coutumes. C'est aussi ça un doctorat. Merci à Jacinte Bleau, orthésiste de Médecus ; à Boubacar Fof, radiologue du CRCHUM ; à Camille Lenormand, Ali Zeighami, Victor Baisamy, Vincent Tostain et Marie Moulin étudiants et post-doctorants au LIO, mentionnés dans cette thèse, qui ont été d'une aide précieuse dans la réalisation de mes travaux expérimentaux. Un grand merci à Jacques de Guise et Nicola Hagemester de m'avoir permis de consacrer un bout de mon temps au sein du LIO.

Enfin j'aimerais remercier mes proches, familles, amis qui ont été présents tout au long de cette expérience.

À mes amis de longue date, qui, soit dit en passant, doutent beaucoup (trop) de l'utilité de la recherche dans la société (un débat sans fin), mais qui, je crois, n'ont pas douté de moi. À mes colocataires de Lyon, de Montréal ou encore « faux-colocataires » de Paris (au total, j'ai quand même partagé 6 colocations au cours de ces 3 ans !) qui ont réussi à vivre avec moi et avec qui j'ai pu vivre des instants mémorables. À mes amis qui se sont lancés dans un doctorat à mes côtés, de près ou de loin, avec qui j'ai partagé ces trois années remplies de plaintes, de compassion, de soutien émotionnel et parfois d'aide scientifique d'un niveau plus ou moins certain, ainsi que nombre de célébrations joyeuses. C'était un véritable partage sans fin. Merci à l'équipe du confinement, sans laquelle le début de ma thèse aurait été bien plus difficile. Bien que, soyons honnêtes, cinq thésards assoiffés coincés dans un 30m<sup>2</sup> H24 n'était peut-être pas la meilleure des idées sur le papier pour débiter une thèse dans un cadre calme et studieux. Merci à tous mes amis simplement.

Merci à ma famille, de près ou de loin, de me soutenir dans mes choix de vie. À mes parents d'avoir toujours été présents, même si (les pauvres), ils étaient plus au courant des pires moments que des meilleurs. Merci de m'avoir aidé à me relever de ces moments ! Un grand merci à ma sœur, mon frère et Marie, qui partage ma joie lors des petits et des grands bonheurs du quotidien. Merci Zoé d'avoir repéré cette merveilleuse opportunité qui nous a permis de vivre l'une avec l'autre. Cette année riche en rebondissements ne sera regrettée que par le fait qu'elle doive prendre fin.

Je veux dire merci à Guillaume, qui ne m'a pas soutenu, mais qui a fait bien plus encore : me supporter pendant 3 ans. Tu as été désorganisé, mais un peu arrangeant ; sous l'eau, mais beaucoup disponible ; à distance, mais passionnément présent ; préoccupé, mais enthousiaste à la folie ; indispensable et pas du tout banal. Merci d'être toi.

Il faut savoir que la recherche en thèse donne parfois l'impression d'être seule et comme je le disais je ne suis pas quelqu'un de solitaire, mais grâce à toutes ces personnes, cette thèse a pu prendre forme et aboutir en quelque chose qui me correspond.



## Résumé

Avec le vieillissement de la population, les pathologies du système ostéoarticulaire, telle que l'arthrose du genou, sont devenues un enjeu majeur de nos sociétés modernes. Le port d'une orthèse de genou est un traitement préventif pour soulager les patients et limiter la progression de la pathologie. Cependant, notre compréhension quant aux mécanismes de (dé)chargement articulaire liée à ces dispositifs médicaux reste aujourd'hui limitée et nécessite des études plus approfondies.

Afin de quantifier de manière objective les effets du port d'une orthèse sur la biomécanique du genou arthrosique, une modélisation musculosquelettique a été mise en œuvre dans cette thèse. L'objectif est de développer un modèle du membre inférieur, personnalisé au sujet qui prend en compte à la fois la géométrie (reconstructions osseuses à partir de radiographies bi-planes) et la cinématique de l'articulation tibio-fémorale (trajectoires des points de contact) et modélise les interactions entre la cuisse, la jambe et une orthèse de genou (raideurs des tissus mous, mouvements relatifs entre les solides). Après l'évaluation du modèle sur une population équipée de prothèses de genou instrumentées, les forces musculaires et de contact articulaire estimées par optimisation (cinématique et dynamique inverse) dans deux cas de chargements (accroupissement et marche sur tapis roulant) sont analysées pour une population arthrosique avec et sans orthèse.

De manière générale, cette thèse vise à explorer comment et dans quelle(s) proportion(s) un modèle d'orthèse sur mesure modifie le chargement de l'articulation.

Mots clefs : gonarthrose, modélisation musculosquelettique, orthèse de genou, chargement articulaire tibio-fémoral.

## **Biomechanical study of joint unloading mechanism using knee orthosis for the treatment of osteoarthritis**

With the aging population, osteoarticular system pathologies, such as knee osteoarthritis, have become a major health issue in today's society. Knee orthoses are preventive devices that aimed at relieving knee joints and limiting the progression of the disease. These medical devices are known to (un)load the knee joint through various mechanisms. However, current knowledge about these mechanisms is limited and requires further in-depth studies.

To objectively quantify the effects of wearing an orthosis on the biomechanical behavior of the arthritic knee, a musculoskeletal modeling is developed in this PhD thesis. The aim is to build a personalized model of the lower limb that incorporates both geometry (bone reconstructions derived from biplane radiography) and the tibio-femoral kinematics (from contact points trajectories). The model also considers the interactions between the thigh, the shank and a knee orthosis (soft tissue stiffness, relative motion between the rigid bodies). Multibody modeling is currently in full expansion, and the development of all these parameters seems to be crucial. Following the evaluation of the model on a population equipped with instrumented knee prostheses, the muscle and joint contact forces, estimated through optimization techniques (kinematic and inverse dynamics), are analyzed under two loading conditions (squatting and treadmill walking) for an arthritic population both with and without wearing an orthosis.

Overall, this PhD thesis aims to explore how and to which extent a personalized orthosis allows for joint (un)loading.

Keywords: osteoarthritis; musculoskeletal modelling, knee brace; tibiofemoral contact loading

<b>INTRODUCTION GENERALE .....</b>	<b>- 1 -</b>
<b>1.1 PREAMBULE.....</b>	<b>- 1 -</b>
<b>1.2 DEROULEMENT DE LA THESE.....</b>	<b>- 2 -</b>
<b>1.3 PRESENTATION DU DOCUMENT .....</b>	<b>- 3 -</b>
<b><u>1 CHAPITRE I : OUTILS BIOMECANIQUES POUR L'ETUDE DE L'ARTICULATION TIBIO-FEMORALE – REVUE DE LITTERATURE.....</u></b>	<b><u>- 5 -</u></b>
<b>1.1 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU MEMBRE INFERIEUR .....</b>	<b>- 6 -</b>
1.1.1 ARTICULATIONS .....	- 6 -
1.1.2 PRINCIPAUX MUSCLES .....	- 8 -
<b>1.2 BIOMECANIQUE DE L'ARTICULATION TIBIO- FEMORALE .....</b>	<b>- 9 -</b>
1.2.1 METHODES DE MESURE.....	- 9 -
1.2.2 CINEMATIQUE DU GENOU SAIN.....	- 9 -
1.2.3 EFFORTS DE CONTACT ARTICULAIRES – BASE DE DONNEES « CAMSKNEE » .....	- 10 -
<b>1.3 ANALYSE MUSCULOSQUELETTIQUE DU MEMBRE INFERIEUR .....</b>	<b>- 12 -</b>
1.3.1 PRINCIPE .....	- 12 -
1.3.2 PARAMETRAGES ET CONTRAINTES DE CORPS RIGIDES.....	- 13 -
1.3.3 CONTRAINTES CINEMATIQUES .....	- 14 -
1.3.3.1 Modèle de hanche.....	- 14 -
1.3.3.2 Modèle de genou .....	- 14 -
1.3.3.2.1 Articulation patello-fémorale.....	- 14 -
1.3.3.2.2 Articulation tibio-fémorale.....	- 14 -
1.3.3.3 Modèle de la cheville .....	- 16 -
1.3.4 CALCULS DE CINEMATIQUE .....	- 18 -
1.3.5 CALCULS DE DYNAMIQUE.....	- 19 -
1.3.6 MODELE MUSCULOSQUELETTIQUE .....	- 20 -
1.3.6.1 Modèle géométrique.....	- 20 -
1.3.6.2 Modèle musculaire.....	- 20 -
1.3.7 OPTIMISATION STATIQUE .....	- 21 -
1.3.8 ETAT DE L'ART – GENERALITES .....	- 22 -
1.3.9 FORCES MUSCULO-TENDINEUSES ET ARTICULAIRES.....	- 23 -
<b>1.4 ARTHROSE.....</b>	<b>- 29 -</b>
1.4.1 DESCRIPTION ET FACTEURS DE RISQUES INTRINSEQUES .....	- 29 -
1.4.2 ALTERATIONS DU CHARGEMENT ARTICULAIRE TIBIO-FEMORAL .....	- 30 -
1.4.3 FACTEURS BIOMECANIQUES EXTRINSEQUES ASSOCIES AU DECHARGEMENT DE L'ARTICULATION TIBIO-FEMORALE- 31 -	
<b>1.5 ORTHESE DE GENOU POUR LE TRAITEMENT DE L'ARTHROSE .....</b>	<b>- 32 -</b>
1.5.1 PRINCIPE .....	- 32 -
1.5.2 EVALUATION DES PERFORMANCES – ETAT DE L'ART .....	- 34 -
1.5.3 PRISE EN COMPTE DE L'ORTHESE DANS UN MODELE NUMERIQUE.....	- 41 -
<b>1.6 SYNTHESE.....</b>	<b>- 43 -</b>
<b><u>2 CHAPITRE II : PERSONNALISATION D'UN MODELE MUSCULOSQUELETTIQUE AU NIVEAU DU GENOU – EVALUATION VIA DONNEES FLUOROSCOPIQUES ET PROTHESE INSTRUMENTEE, AU SQUAT ET A LA MARCHÉ .....</u></b>	<b><u>- 46 -</u></b>

<b>2.1</b>	<b>PREAMBULE - HISTOIRE DU MODELE .....</b>	<b>- 47 -</b>
<b>2.2</b>	<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>- 49 -</b>
<b>2.3</b>	<b>MATERIELS ET METHODES.....</b>	<b>- 50 -</b>
2.3.1	TRAITEMENT DES DONNEES.....	- 50 -
2.3.2	MODELISATION MUSCULOSQUELETTIQUE.....	- 51 -
<b>2.4</b>	<b>RESULTATS .....</b>	<b>- 53 -</b>
<b>2.5</b>	<b>DISCUSSION .....</b>	<b>- 59 -</b>

**3 CHAPITRE III : DEFINITION DE L'INTERFACE ENTRE UN DISPOSITIF EXTERNE ET LE SYSTEME MUSCULOSQUELETTIQUE .....** - 62 -

<b>3.1</b>	<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>- 63 -</b>
<b>3.2</b>	<b>CARACTERISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DES TISSUS MOUS DE LA CUISSE ET DE LA JAMBE .....</b>	<b>- 63 -</b>
3.2.1	INTRODUCTION.....	- 63 -
3.2.2	MATERIELS ET METHODES.....	- 64 -
3.2.2.1	Traitement des données .....	- 64 -
3.2.2.2	Décomposition orthogonale aux valeurs propres (SOD).....	- 65 -
3.2.3	RESULTATS.....	- 66 -
3.2.4	DISCUSSION .....	- 69 -
<b>3.3</b>	<b>CARACTERISATION DE L'INTERFACE : CONCLUSION ET PARAMETRES RETENUS POUR LA SUITE .....</b>	<b>- 72 -</b>
<b>3.4</b>	<b>MODELISATION D'UNE ORTHESE DE GENOU .....</b>	<b>- 72 -</b>
3.4.1	INTRODUCTION.....	- 72 -
3.4.2	MATERIELS ET METHODES.....	- 73 -
3.4.2.1	Ensemble de données .....	- 74 -
3.4.2.2	Protocole expérimental.....	- 74 -
3.4.2.3	Mouvement relatif de l'orthèse par rapport au squelette .....	- 75 -
3.4.2.4	Chargement à l'interface.....	- 75 -
3.4.2.5	Dynamique inverse.....	- 77 -
3.4.3	RESULTATS.....	- 78 -
3.4.3.1	Mouvements relatifs de l'orthèse par rapport au squelette .....	- 78 -
3.4.3.2	Chargement à l'interface.....	- 80 -
3.4.3.3	Dynamique inverse.....	- 81 -
3.4.4	DISCUSSION .....	- 81 -
<b>3.5</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>- 83 -</b>

**4 CHAPITRE IV : PERFORMANCES D'UNE ORTHESE DE GENOU.....** - 85 -

<b>4.1</b>	<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>- 86 -</b>
<b>4.2</b>	<b>ETUDE STATIQUE.....</b>	<b>- 87 -</b>
4.2.1	PROTOCOLE EXPERIMENTAL ET POST TRAITEMENT .....	- 87 -
4.2.2	RESULTATS SUR L'ENSEMBLE DE LA POPULATION .....	- 88 -
4.2.3	MODELE MUSCULOSQUELETTIQUE .....	- 90 -
4.2.4	RESULTATS : FORCE ARTICULAIRES – GENERALITES ET CLASSIFICATION .....	- 91 -
4.2.5	DISCUSSION .....	- 95 -
<b>4.3</b>	<b>ETUDE DYNAMIQUE .....</b>	<b>- 96 -</b>
4.3.1	PROTOCOLE EXPERIMENTAL .....	- 96 -
4.3.2	POST TRAITEMENT.....	- 100 -

4.3.3	MODELE MUSCULOSQUELETTIQUE .....	- 100 -
4.3.4	RESULTATS.....	- 102 -
4.3.4.1	Evaluation du mécanisme parallèle personnalisé.....	- 102 -
4.3.4.2	Efforts des orthèses.....	- 104 -
4.3.4.3	Performances des orthèses à la marche .....	- 106 -
4.3.5	DISCUSSION .....	- 108 -
<b>4.4</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>- 110 -</b>

**5 CONCLUSION GENERALE ..... - 111 -**

<b>5.1</b>	<b>RAPPEL DES OBJECTIFS GENERAUX .....</b>	<b>- 111 -</b>
<b>5.2</b>	<b>SYNTHESES DES ETUDES .....</b>	<b>- 111 -</b>
<b>5.3</b>	<b>LIMITATIONS ET PERSPECTIVES.....</b>	<b>- 112 -</b>
<b>5.4</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>- 114 -</b>

**PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS ..... - 116 -**

**RÉFÉRENCES..... - 118 -**

**ANNEXES..... - 134 -**

ANNEXE 1 – SYSTEME DE COORDONNEES : ISB ET COORDONNEES NATURELLES.....	A
ANNEXE 2 – PRINCIPAUX PARAMETRES POUR L’ETUDE BIOMECHANIQUE DE L’ARTICULATION TIBIO-FEMORALE .....	D
ANNEXE 3 – LES MODELES DU COMPLEXE MUSCLE-TENDON.....	E
ANNEXE 4 – MODELISATIONS EFFECTUEES EN RAPPORT AVEC LE MODELE DEVELOPPE PAR DUMAS ET AL. (2019B) .....	F
ANNEXE 5 – EVALUATION MODELES MSK : RESULTATS SUPPLEMENTAIRES .....	G
ANNEXE 6 – LA METHODE <i>SOD</i> : PROPOSE PAR DUMAS ET JACQUELIN (2017) ET ADAPTEE DANS CES TRAVAUX DE DOCTORAT (*).....	K
ANNEXE 7 – CARACTERISATION DES RAIDEURS DES TISSUS MOUS DE LA CUISSE ET DE LA JAMBE : RESULTATS SUPPLEMENTAIRES .....	L
ANNEXE 8 – RECALAGE ET MISE A L’ECHELLE DU PELVIS DANS LES RADIOGRAPHIES .....	M
ANNEXE 9 – MODELISATION D’UNE ORTHESE DE GENOU : RESULTATS SUPPLEMENTAIRES .....	N
ANNEXE 10 – PROTOCOLE EXPERIMENTAL <i>MEDICUS 2022</i> .....	O
ANNEXE 11 – ORIENTATION DU PELVIS A PARTIR D’UN CAPTEUR INERTIEL.....	Q
ANNEXE 12 : CARTES DES DISTANCES OS-A-OS ENTRE LE FEMUR ET LE TIBIA .....	R
ANNEXE 13 : CHARGEMENTS 3D APPLIQUES PAR L’ORTHESE LORS DE MOUVEMENTS DYNAMIQUES .....	U
ANNEXE 14 : CINEMATIQUE DE L’ARTICULATION TIBIO-FEMORALE A LA MARCHE .....	V
ANNEXE 15 : FORCES DE CONTACT LORS DE MOUVEMENTS DYNAMIQUES.....	X

## Liste des Figures

Figure 1 : Rotations articulaires de la hanche, du genou et de la cheville	- 7 -
Figure 2 : Principaux muscles du membre inférieur	- 8 -
Figure 3: Cinématique in vivo de l'articulation tibio-fémorale - Mesures de référence par broches intracorticales et fluoroscopie (Gasparutto et al., 2017)	- 10 -
Figure 4: Forces et moments mesurés par prothèse instrumentée durant différentes activités de la vie quotidienne (Kutzner et al., 2010)	- 11 -
Figure 5: Variation inter-sujet de la force de contact lors de la marche et du squat (Kutzner et al., 2010)	- 12 -
Figure 6: Sous-systèmes de la modélisation musculosquelettique. De gauche à droite : Paramétrage des segments, modèle cinématique, géométrie musculosquelettique et modèle musculaires (Moissenet et al., 2014)	- 13 -
Figure 7: Modèles cinématiques de l'articulation TF : A. Modèle pivot (Moissenet, 2011); B. Modèle de contact + ligaments (Lenhart et al., 2015) ; C. Mécanisme parallèle sphères/sphères (Barzan et al., 2019), D. Ellipse sur un plan (Delp et al. 1990); E. Points de contact (Zeighami et al., 2018)	- 16 -
Figure 8: Différents stades de l'arthrose.	- 29 -
Figure 9: Structures classiques d'orthèses de genou : A. Simple articulation (Monarch brace, dj Orthopedics, LLC, Vista) ; B. Double articulations (Evoke, Osskin) ; C. Avec cousins pneumatiques (SofTec OA brace, Bauerfiend GmbH) ; D. De distraction et de rotation (ODRA, Proteor France) ; E. Avec ressorts (Levitation Trio compartment unloader, Spring technology Inc.)	- 33 -
Figure 10: Facteurs biomécaniques analysés lors de l'étude des performances d'une orthèse de genou adapté de (Yan et al., 2022)	- 38 -
Figure 11: Description des étapes de l'analyse musculosquelettique : Optimisation statique basée sur cinématique et dynamique inverse (illustration adaptée de (Erdemir et al., 2007)).	- 45 -
Figure 12 : Vues transversales et sagittales des composants tibiaux et fémoraux des prothèses. Trajectoires des points de contact pour chaque patient, définies lors de la marche et du squat pour les modèles génériques (points bleus) et personnalisés (points rouges). Les axes anatomiques de l'articulation TF sont représentés par rapport aux composants des prothèses ; définis à partir des repères issus des images CTs fournis dans la base de données. Les figures pour les patients K1L, K7L et K8L (avec une prothèse à gauche) ont été symétrisées.	- 52 -
Figure 13 : Modèle personnalisé adapté à l'arthroplastie totale de genou : points de contact médial et latéral (points rouges), position et direction de l'axe de la pivot PF (étoile et flèche violettes), tendon patellaire (rose) et cylindres de contournement musculaires (orange et rouge)	- 53 -
Figure 14 : Cinématique TF du sujet K8L sur les six degrés de l'articulation lors d'un cycle de marche – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge).	- 54 -
Figure 15 : Cinématique TF du sujet K8L sur les six degrés de l'articulation lors du squat – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge).	- 54 -
Figure 16 : Forces et Moments TF pendant un cycle de marche pour chacun des sujets – prothèses instrumentées (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge). Les intervalles d'un écart-type ont été tracés lorsque plusieurs cycles de marche étaient disponibles.	- 56 -
Figure 17 : Forces et Moments TF pendant un squat pour chacun des sujets – prothèses instrumentées (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).	- 57 -
Figure 18 : Forces et moments aux pics standardisés (Bergmann et al., 2014) pour tous les sujets pendant la marche (graphes A. et B.) et pendant le squat (graphes C. et D.) – prothèses instrumentées (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).	- 57 -
Figure 19 : Forces moyennes des muscles croisant l'articulation TF pendant un cycle de marche – (Trinler et al., 2018) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge). Les intervalles d'un écart-type ont été tracés.	- 58 -
Figure 20 : Forces moyennes des muscles croisant l'articulation TF pendant un squat – (Hosseini Nasab et al., 2022) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).	- 58 -
Figure 21 : Vue sagittale des déplacements relatifs des marqueurs cutanés de la cuisse et de la jambe par rapport aux segments osseux, pour un sujet (K1L) et une activité (lever de chaise).	- 66 -

Figure 22: Coefficients de raideurs linéaires et en rotations calculés par SOD pendant toutes les activités (orange) – Comparaison avec la littérature (noir)	- 67 -
Figure 23 : Dispositif expérimental – A) Orthèse équipée de marqueurs réfléchissants, B) Plancher en bois et plateforme de force, C) Image EOS + reconstructions des segments osseux et CAD de l'orthèse	- 75 -
Figure 24 : Schéma de la configuration corrigée de l'orthèse et représentation des tissus mous du membre inférieur par des ressorts linéaires et de torsions	- 77 -
Figure 25 : Déplacements $d^*$ et rotations $\theta$ des parties tibiale (violet) et fémorale (orange) de l'orthèse, exprimés dans les systèmes de coordonnées des segments sous-jacents respectifs. Les lignes verticales représentent l'écart-type et les points représentent les moyennes.	- 79 -
Figure 26 : Déplacements $d^*$ des deux parties de l'orthèse (fémorale et tibiale) en fonction de l'indice de masse corporelle. Les corrélations sont rapportées si significative ( $p < 0.05$ )	- 79 -
Figure 27 : Rotations $\theta$ des deux parties de l'orthèse (fémorale et tibiale) en fonction de l'indice de masse corporelle. Les corrélations sont rapportées si significative ( $p < 0.05$ )	- 80 -
Figure 28 : Chargement exercé par l'orthèse au niveau du genou appliqué aux segments osseux tibia (violet) et fémur (orange) et exprimé dans le repère articulaire du genou défini selon l'ISB. Les lignes verticales représentent l'écart type et les points représentent les moyennes.	- 80 -
Figure 29 : Forces et moments intersegmentaires au niveau du genou selon les différentes approches de modélisation de l'orthèse.	- 81 -
Figure 30 : Cartographie des points de contact (CPs) basée sur la distance os-à-os : cas particulier d'un patient lors des différentes postures de flexion, avec (rouge) et sans (noir) orthèse	- 87 -
Figure 31 : Distance os-à-os moyenne dans chacun des compartiments médial et latéral de l'articulation tibio-fémorale avec (rouge) et sans (noir) orthèse, pour chaque posture de flexion	- 88 -
Figure 32 : Alignement frontal moyen de l'articulation tibio-fémorale avec (rouge) et sans (noir) orthèse, pour chaque posture de flexion	- 89 -
Figure 33 : Composantes de la force de réaction au sol pour tous les patients à chaque posture de flexion, avec (rouge) et sans (noir) orthèse	- 89 -
Figure 34 : Localisation du centre de pression (CoP) sous le pied avec (rouge) et sans (noir) orthèse pour une flexion de genou de 30°. Les flèches noires représentent le déplacement du CoP entre les deux conditions, pour chaque sujet.	- 90 -
Figure 35 : Ratio du chargement tibio-fémorale avec et sans orthèse pour chaque posture de flexion - Force totale et distribution entre les compartiments	- 92 -
Figure 36 : Corrélations entre les forces de contact médiale, totale et les moments d'abduction, de flexion ainsi que la position latérale-médiale des points de contact médiaux. Sans orthèse (points noirs) et avec orthèse (points rouges) – Résultats issus de la modélisation Sur Mesure	- 93 -
Figure 37 : Paramètres biomécaniques évalués pour les différents groupes de la classification k-means : paramètres issus des essais sans orthèse (1 <sup>ère</sup> ligne) et variations des paramètres avec orthèse (2 <sup>ème</sup> ligne)	- 94 -
Figure 38 : Création sur mesure de l'orthèse à partir des données de numérisation 3D (Ipad + Structure Sensor) de la morphologie du membre inférieur du patient. (Illustrations fournies par le laboratoire Médecus)	- 97 -
Figure 39 : Capture du mouvement avec système Vicon : A) Essai de calibration statique « pose en T », B) Essai de marche sur tapis roulant.	- 99 -
Figure 40 : Configuration de l'ensemble des marqueurs réfléchissants placés sur le patient pour l'analyse du mouvement. Post-traitement sur le logiciel Nexus.	- 99 -
Figure 41 : Trajectoires des points de contact médiale et latérale définies directement par les positions des sphères sur les plans (croix) et issues de la cinématique prédite par le mécanisme parallèle et appliquée aux reconstructions osseuses du fémur et du tibia (ronds).	- 102 -
Figure 42: Cartes des distances os-à-os (en mm) entre le fémur et le tibia, mesurées à partir des acquisitions EOS (1 <sup>ère</sup> colonne) et du modèle cinématique (2 <sup>ème</sup> colonne)	- 104 -
Figure 43 : Forces et moments moyens appliqués par les orthèses sur le segment tibia lors du squat. Le chargement est exprimé au niveau du genou et dans le repère de l'ISB. Les différentes couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse avec les corrections suivantes : 4mm/7° (orthèse noire), 4mm/11° (rouge), 6mm/7° (bleue) et 6mm/11° (blanche).	- 105 -

Figure 44 : Forces et moments moyens appliqués par les orthèses sur le segment tibia lors de la marche. Le chargement est exprimé au niveau du genou et dans le repère de l'ISB. Les différentes couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse avec les corrections suivantes : 4mm/7° (orthèse noire), 4mm/11° (rouge), 6mm/7° (bleue) et 6mm/11° (blanche).	- 105 -
Figure 45 : Cinématique de l'articulation tibio-fémorale estimée au cours d'un cycle de marche sans (ligne grise) et avec (pointillés en couleurs) orthèse – Exemple pour le sujet S001	- 106 -
Figure 46 : Forces de contact verticales moyennes prédites lors de la marche sans (ligne grise) et avec (pointillés en couleurs) orthèse.	- 107 -
Figure 47 : Système de coordonnées de l'ISB, adaptée de (Wu et al., 2002)	A
Figure 48 : Paramétrage du modèle squelettique du membre inférieur avec les coordonnées naturelles (Moissenet, 2011)	B
Figure 49 : Description cinématique et dynamique de la marche. A) Angle de flexion – extension du genou et amplitude de mouvement (ROM), B) Force de réaction au sol, C) Moment d'adduction du genou et impulsion, D) Forces de contact tibio-fémorales. Adaptée de Yan et al.(2022)	D
Figure 50 : Cinématique tibio-fémorale sur les six degrés de l'articulation lors du squat pour les 5 autres sujets – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge)	G
Figure 51 : Cinématique tibio-fémorale sur les six degrés de l'articulation lors de la marche pour les 4 autres sujets – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge)	G
Figure 52 : Forces musculo-tendineuses du membre inférieur moyennées sur tous les sujets lors de la marche et comparaison aux valeurs de la littérature - (Trinler et al., 2018) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge)	I
Figure 53 : Forces musculo-tendineuses du membre inférieur pour chacun des sujets lors du squat et comparaison aux valeurs de la littérature - (Hosseini Nasab et al., 2022) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge)	J
Figure 54: Coefficient de raideurs linéaires et en rotation calculés par SOD pendant des activités dynamiques (squat, assise et lever de chaise, marche, descente d'escalier) (orange) – Comparaison avec les valeurs de la littérature (noir)	L
Figure 55 : Processus de recalade et mise à l'échelle du pelvis	M
Figure 56 : Translations des parties tibiale (violet) et fémorale (orange) de l'orthèse, exprimées dans les systèmes de coordonnées des segments sous-jacents respectifs. Les lignes verticales représentent l'écart-type et les points représentent les moyennes.	N
Figure 57: Chargement exercé par l'orthèse au niveau du genou appliqué aux segments osseux tibia (violet) et fémur (orange) et exprimé dans le repère de l'ISB du genou, calculé sans étape contrôle (équilibre des forces sur l'orthèse). Les lignes verticales représentent l'écart type et les points représentent les moyennes.	N
Figure 58 : Orientation relative entre le capteur en position debout (bleu) et en position fléchie (bleu)	Q
Figure 59 : Forces et moments appliqués par l'orthèse sur le tibia lors du squat : moyenne (lignes pointillées) et corridor d'écart type inter-sujets.	U
Figure 60 : Forces et moments appliqués par l'orthèse sur le tibia au cours d'un cycle de marche : moyenne (lignes pointillées) et corridor d'écart type.	U
Figure 61 : Forces de contact verticales lors du squat : moyenne (lignes) et corridor d'écart type inter-sujets.	X
Figure 62 : Forces de contact verticales au cours d'un cycle de marche : moyenne (lignes) et corridor d'écart type inter-sujets.	X



## Liste des Tableaux

Tableau 1: Descriptions et performances cinématiques des modèles cinématiques de genou développés dans la littérature	- 17 -
Tableau 2: : Etat de l'art – Validité de l'estimation des forces de contact TF via analyses musculosquelettiques à la marche et/ou au squat utilisant des modèles génériques, personnalisés et adaptés.	- 28 -
Tableau 3: Forces de contact médiales et latérales (exprimées en poids du corps) rapportées dans les études cas-témoins de la littérature	- 31 -
Tableau 4: Etat de l'art des études datées après 2000 évaluant les performances d'une orthèse de genou dans le traitement de l'arthrose selon la variation des paramètres cinétiques suivants : forces de contact et moments articulaires	- 40 -
Tableau 5: Caractérisation des efforts (force latérale-médiale et moment d'adduction-abduction) appliquée par une orthèse sur le membre inférieur	- 42 -
Tableau 6 : Multiplicateurs de Lagrange introduits dans la fonction objectif et pondérations associées (Moissenet et al., 2014)	- 49 -
Tableau 7 : Anthropométrie des patients de la base de données CAMS-Knee	- 51 -
Tableau 8 : Coefficients de détermination ( $R^2$ ) et erreurs quadratiques moyennes (RMSE) sur tous les degrés de liberté, pendant la marche et le squat : mesures par fluoroscopie comparées aux prédictions des modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).	- 54 -
Tableau 9 : Coefficients de détermination ( $R^2$ ) et erreurs quadratiques moyennes (RMSE) sur tous les degrés de liberté, pendant la marche et le squat : mesures des prothèses instrumentées comparées aux prédictions des modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).	- 55 -
Tableau 10 : Erreurs des forces et moments aux pics standardisés (Bergman et al. 2014) pour tous les sujets pendant la marche et le squat. : mesures des prothèses instrumentées comparées aux prédictions des modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).	- 58 -
Tableau 11 : Coefficients de raideurs linéaires et en rotations (médiane, écart interquartile, maximum et minimum) calculés par SOD pendant les activités dynamiques (squat, assise et lever de chaise, marche, descente d'escalier).	- 68 -
Tableau 12 : Avantages et Inconvénients de l'utilisation des coefficients de raideurs calculés par Guitteny et al. (2022) et Shafiei et Behzadipour (2020) et	- 72 -
Tableau 13: Rotations et déplacements absolus moyens (écart-type) des parties fémorale et tibiale des orthèses, exprimés au niveau des attaches de l'orthèse dans les repères anatomiques des segments osseux.	- 79 -
Tableau 14 : Évolution et déplacement moyen des paramètres morphologiques et statiques avec le port de l'orthèse	- 90 -
Tableau 15 : Évolutions moyennes du chargement tibio-fémoral avec orthèse – Comparaison des modélisations. La dernière colonne rapporte le nombre de patients pour lesquels la force articulaire à diminuée avec l'orthèse ; un interval est rapporté car dépendant de la posture de flexion.	- 92 -
Tableau 16 : Moyennes des paramètres selon la classification k-means	- 94 -
Tableau 17 : Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) entre la cinématique de l'articulation tibio-fémorale prédite par le modèle et mesurée sur les reconstructions osseuses issues des acquisitions EOS, à 0° et 25° de flexion.	- 103 -
Tableau 18 : Pics du chargement tibio-fémoral au cours d'un cycle de marche, avec et sans orthèse. Moyenne sur l'ensemble des sujets	- 107 -
Tableau 19 : Pics du chargement tibio-fémoral au cours d'un cycle de marche pour chacun des sujets, avec et sans orthèse. Moyenne sur l'ensemble des orthèses.	- 108 -
Tableau 20 : Moyennes des erreurs aux pics des forces et des moments pour tous les sujets pendant la marche et le squat pour les modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge)	H
Tableau 21 : Distribution du chargement maximal dans les compartiments médial et latéral du genou pendant la marche pour chaque sujet. Comparaison avec les résultats issus de la littérature.	H
Tableau 22 : Distribution du chargement maximal dans les compartiments médial et latéral du genou pendant le squat pour chaque sujet. Comparaison avec les résultats issus de la littérature.	I

# Introduction générale

## 1.1 Préambule

*Explorer la réalité complexe d'une maladie courante, largement répandue et pourtant peu comprise, énigmatique, qui handicape de nombreux individus au quotidien : voici ce que ces travaux de thèse ont essayé de mettre en œuvre.*

Avec le vieillissement de la population, les pathologies du système ostéo-articulaire sont devenues un enjeu majeur de nos sociétés modernes. Parmi elles, l'arthrose se distingue en tant que maladie chronique qui entraîne une baisse notable de la qualité de vie. En effet, sa prévalence chez les individus âgés de plus de 65 ans est d'environ 25%. La douleur est l'un des symptômes majeurs de l'arthrose, entraînant des limitations de mouvement chez 80% des patients, et 25% d'entre eux ne parviennent plus à pratiquer leurs activités quotidiennes (WHO Scientific Group on the Burden of Musculoskeletal Conditions at the Start of the New Millenium, 2003). Divers facteurs de risques ont été identifiés, notamment le surpoids, les antécédents de traumatisme, l'instabilité articulaire ou la faiblesse musculaire.

En plus des traitements médicamenteux, tels que les analgésiques et les anti-inflammatoires, le port d'une orthèse de genou représente une approche préventive visant à soulager les patients et à ralentir la progression de l'arthrose. Cependant, une très grande variabilité est observée dans les résultats des traitements orthopédiques proposés, qu'il s'agisse d'orthèse de genou, de semelles plantaires ou d'exercices physiques. Lorsque ces traitements orthopédiques échouent, la chirurgie (ostéotomie ou prothèse de genou) devient souvent nécessaire, mais de nombreux patients opérés demeurent insatisfaits des résultats obtenus.

Ainsi, l'efficacité des orthèses de genou joue un rôle central dans la prise en charge de l'arthrose. L'orthèse idéale devrait réduire la pression exercée sur le compartiment du genou atteint, procurant ainsi un soulagement au patient. Elle devrait également permettre une mobilité optimale du genou, corriger les troubles statiques et dynamiques, et stabiliser l'articulation. En théorie, son efficacité repose sur le déchargement de l'articulation tibio-fémorale, qui peut être obtenu grâce à différents mécanismes tels que l'application d'un chargement externe dans une direction précise, la modification des angles, de l'espace et du mouvement articulaires ainsi que la modification des activations musculaires.

« *Pourquoi suis-je atteint(e) d'arthrose ? Comment cette maladie évolue ?* » Bien que ces travaux de thèse ne répondent pas directement à ces questions, il est essentiel de se pencher sur les études antérieures à ce sujet afin de mieux appréhender les problématiques abordées dans ces travaux. Le principal objectif de ces travaux de recherche est d'explorer comment une orthèse de genou peut contribuer à améliorer la qualité de vie des personnes souffrant d'arthrose. Bien que les facteurs liés à l'arthrose ne soient pas encore parfaitement définis et que les chercheurs ne parviennent pas encore à trouver un consensus, certains éléments se démarquent et méritent notre attention afin d'enrichir la réponse à la question fondamentale : « *Que faire lorsque l'on est atteint(e) d'arthrose, en dehors de la chirurgie et des médicaments ?* »

## 1.2 Déroutement de la thèse

La mesure *in vivo* du chargement articulaire chez les patients arthrosiques n'est pas possible. Il est donc nécessaire de s'appuyer sur l'utilisation d'outils biomécaniques (analyse du mouvement, modélisation musculosquelettique) pour l'estimer. La modélisation biomécanique du membre inférieur pour estimer les forces musculo-tendineuses et de contact au niveau de l'articulation du genou est un domaine scientifique en plein essor. Le développement de modèles personnalisés, basés notamment sur l'imagerie médicale, et leur application aux patients arthrosiques est cependant plus récent et encore rare pour l'étude des performances de dispositifs médicaux tels que les orthèses de genou.

Dans le cadre du Laboratoire International Associé EVASYM (Évaluation Anatomofonctionnelle du Système Musculosquelettique), en collaboration entre le LBMC UMR\_T9406 (Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs) et le LIO (Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie), une modélisation personnalisée de patients arthrosiques a été récemment développée, permettant notamment de comparer les forces de contact articulaires entre patients et sujets sains. Afin de quantifier de manière objective les effets du port d'une orthèse sur la biomécanique articulaire et musculaire du genou arthrosique, une modélisation musculosquelettique personnalisée incluant une orthèse de genou sera développée dans ces travaux de doctorat. Cette modélisation vise à déterminer par quel(s) mécanisme(s) et dans quelle proportion l'orthèse permet de décharger l'articulation.

Une étude bibliographique sur les différents modèles musculosquelettiques du membre inférieur développés et utilisés dans la littérature a été menée tout au long de ce doctorat. Afin de faire des choix de modélisation judicieux, il est crucial de prendre conscience de la forte diversité des modèles disponibles dans la littérature, chacun présentant des caractéristiques distinctes. Dans le but d'analyser les performances d'une orthèse de genou pour le traitement de l'arthrose, une étude bibliographique portant sur les facteurs de risques liés à l'arthrose ainsi que sur les paramètres biomécaniques à étudier semble essentielle. La connaissance du niveau de chargement articulaire chez les sujets sains et pathologiques semble également nécessaire. Enfin, peu d'études rapportent le chargement articulaire de patients arthrosiques portant une orthèse de genou et la modélisation d'une orthèse de genou représente un réel défi. En effet l'interface entre le membre inférieur et l'orthèse n'est que très peu étudiée et la plupart du temps les tissus mous ne sont pas pris en compte.

Les modèles musculosquelettiques reposent sur la représentation des muscles (géométrie et éventuellement comportement passif et actif), sur la géométrie anthropomorphique des différentes articulations ainsi que sur les équations du mouvement. La stratégie adoptée par le modèle développé au LBMC se base sur la dynamique inverse ; à partir du positionnement du corps et de l'effort au sol mesurés expérimentalement, l'équation du mouvement permet de retrouver les efforts musculo-tendineux et articulaires. Lors de l'étude de mouvements dynamiques, une étape de cinématique inverse permet de positionner le modèle en fonction des trajectoires des marqueurs cutanés. Afin de pallier au problème numérique de la redondance musculaire, une optimisation dite « statique » est effectuée à chaque pas de temps, minimisant simultanément la somme des forces musculo-tendineuses et des efforts articulaires au carré. Toutes ces étapes peuvent ainsi être reprises pour évaluer dans quelle mesure la personnalisation d'un modèle musculosquelettique permet d'améliorer la prédiction du chargement articulaire. La stratégie adaptée en collaboration entre le LBMC et le LIO est de prioriser la personnalisation articulaire, notamment à partir de la radiographie biplane EOS.

La modélisation de l'interface entre les segments osseux du membre inférieur et un dispositif externe tel qu'une emboiture prothétique, un exosquelette, ou dans notre cas, une orthèse est d'une importance cruciale pour la conception, la modélisation, le contrôle et l'évaluation de ces dispositifs. A cette fin, l'évaluation du comportement mécanique des tissus mous semble primordiale et il apparaît intéressant de se questionner sur la variabilité des raideurs des tissus mous selon les sujets et/ou les activités étudiées.

Ces travaux de thèse tentent finalement d'étudier les performances d'une orthèse, orthèse fabriquée sur mesure par impression 3D (Evoke™, OssKin, Montréal, Canada, <http://www.osskin.com>). Cette orthèse est conçue avec un matériau flexible et ajustable à la morphologie du sujet. Cette orthèse est munie d'un axe polycentrique (hélicoïdal) capable d'engendrer un couplage articulaire entre la flexion / extension et la rotation interne / externe proche de la cinématique articulaire d'un genou sain.

Dans ces travaux de doctorat, nous proposons d'évaluer le mouvement relatif de l'orthèse par rapport au squelette à partir d'images radiographiques. Des acquisitions radiologiques ont été réalisées auparavant à Montréal sur des sujets arthrosiques avec et sans l'orthèse pendant un accroupissement et sont déjà partiellement exploitées (géométrie 3D du squelette reconstruite). Une méthodologie est alors proposée afin d'estimer les efforts appliqués par l'orthèse sur le squelette du membre inférieur, jusqu'à lors très peu rapportés dans la littérature.

La géométrie du squelette du membre inférieur reconstruite en 3D à l'aide de la radiographie biplane permet de personnaliser le modèle musculosquelettique et notamment le modèle de l'articulation tibio-fémorale. Les efforts articulaires estimés dans différentes postures de flexion du genou chez des personnes arthrosiques, avec et sans le port d'une orthèse de genou peuvent être analysés. Il est envisagé d'étudier l'influence de certains paramètres biomécaniques sur le chargement du genou.

Des nouvelles acquisitions couplant, cette fois, la radiologie et l'analyse du mouvement sont réalisées au centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), avec accord du comité d'éthique de l'École de Technologie Supérieure (ETS). Au total, quarante – cinq sujets atteints d'arthrose fémoro-tibiale interne symptomatique en attente d'une chirurgie tibiale de valgisation ou ayant une lésion ligamentaire du ligament croisé antérieur (LCA) sont prévus pour participer au projet. Quatre designs différents d'orthèse personnalisée sont testés. La collecte de mesure sur 11 sujets a été réalisée pendant un séjour de 6 mois au LIO à Montréal pendant la thèse mais le projet se poursuit actuellement. Le projet de thèse se concentre ici sur 5 de ces sujets et se focalise sur l'étude des mécanisme(s) permettant à l'orthèse de modifier le chargement de l'articulation pendant la marche.

### **1.3 Présentation du document**

Au-delà de cette introduction générale, ce document est composé de quatre chapitres s'articulant autour des objectifs fixés pour cette thèse et d'une conclusion générale développant les limites de ces travaux et proposant une perspective à ces travaux réalisés au cours des trois dernières années.

**Le cadre global et la revue de littérature** - Le premier chapitre a pour objectif d'introduire les différents concepts abordés dans le cadre de cette thèse. Tout d'abord, une brève description de l'anatomie fonctionnelle du membre inférieur est présentée, suivie d'une analyse plus approfondie de la biomécanique de l'articulation tibio-fémorale et de sa modélisation. Ensuite, les outils et méthodes développés et utilisés dans la littérature pour étudier le chargement tibio-fémoral sont répertoriés, en

soulevant les problématiques liées à la modélisation multi-corps du membre inférieur. Parce que cette recherche est menée dans le contexte de l'arthrose, la maladie, son initiation et son développement sont présentés selon les observations de la littérature. Enfin, cette partie met en évidence, à travers une étude bibliographique, les outils biomécaniques utilisés pour étudier et évaluer les mécanismes de déchargement de l'articulation tibio-fémorale par l'utilisation d'une orthèse de genou valgissante.

**La personnalisation du modèle musculosquelettique** - Le deuxième chapitre de cette thèse se penche d'abord sur l'évaluation des prédictions d'un modèle musculosquelettique pour estimer les efforts de contact à la marche et au squat. Bien que le chargement tibio-fémoral soit fréquemment estimé à partir de modèles musculosquelettiques, ces modèles ne sont que rarement personnalisés, en particulier au niveau articulaire. Généralement seules les forces de contact dans la direction supérieure-inférieure sont analysées. Ce chapitre met en évidence, à l'aide de données expérimentales provenant de six patients ayant subi une arthroplastie totale du genou, l'influence de la personnalisation d'un modèle au niveau du genou sur la prédiction des efforts de contacts, estimés dans toutes les directions de l'espace. Il est présenté sous la forme d'un article scientifique. Ainsi l'article publié dans *Annals of Biomedical Engineering* a été traduit en français et intégré avec des éléments contextuels (Guitteny et al., 2023).

**La modélisation d'un dispositif externe** - Le troisième chapitre se concentre sur l'interface entre un dispositif externe et le membre inférieur. Dans un premier temps une caractérisation du comportement mécanique des tissus mous est proposée. La première étude vise à estimer les raideurs des tissus mous en translation et en rotation au niveau de la cuisse et du tibia lors d'activités du quotidien. Pour cela un traitement numérique des mouvements de corps rigides des tissus mous est développé. A partir de ces résultats, une méthodologie innovante, basée sur l'imagerie médicale et les raideurs des tissus mous, est ensuite développée afin de calculer les efforts imposés par une orthèse de genou directement sur l'articulation tibio-fémorale. Les parties III.2 et III.3 sont rédigées conformément au format d'un article scientifique (Guitteny et al., 2022) et d'un chapitre de livre, respectivement. Ainsi l'article publié dans *Journal of Biomechanics* et le chapitre de livre en cours de rédaction pour une soumission dans *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics* ont été traduits et intégrés dans ce manuscrit.

**Les performances d'une orthèse de genou** - Le quatrième chapitre met en place une analyse musculosquelettique, basée sur les travaux du chapitre II et y incorpore la modélisation de l'orthèse proposée dans le chapitre III afin d'étudier les mécanismes de (dé)chargement articulaire chez des sujets arthrosiques portant une orthèse de genou. Dans un premier temps, ces analyses sont effectuées sur plusieurs postures de flexion du genou sous charge (squat statique), puis la dynamique à la marche et au squat est étudiée.

**La conclusion générale** - Enfin un cinquième et dernier chapitre synthétise les principaux résultats et observations afin de re-discuter plus largement des outils de modélisations musculosquelettiques et de leur application dans l'étude des performances d'une orthèse de genou pour le traitement de l'arthrose.

# 1 Chapitre I : Outils biomécaniques pour l'étude de l'articulation tibio-fémorale – Revue de Littérature

Ce chapitre a pour objectif d'introduire les différents concepts abordés dans le cadre de cette thèse.

Tout d'abord, une brève description de l'anatomie fonctionnelle du membre inférieur est présentée, suivie d'une analyse plus approfondie de la biomécanique de l'articulation tibio-fémorale et de sa modélisation de type multi-corps dynamique.

Ensuite, les outils et méthodes développés et utilisés dans la littérature pour étudier le chargement tibio-fémoral sont répertoriés, en soulevant les problématiques liées à la modélisation multi-corps du membre inférieur.

Parce que cette recherche est menée dans le contexte de l'arthrose, la maladie, son initiation et son développement sont présentés selon les observations de la littérature.

Enfin, cette partie met en évidence, à travers une étude bibliographique, les outils biomécaniques utilisés pour étudier et évaluer les mécanismes de déchargement de l'articulation tibio-fémorale par l'utilisation d'une orthèse de genou valgissante.

## 1.1 Anatomie fonctionnelle du membre inférieur

Cette partie donne les connaissances cliniques nécessaires au biomécanicien dans l'étude du membre inférieur.

### 1.1.1 Articulations

La hanche est une articulation très importante, qui relie le tronc aux jambes, située entre l'os iliaque et le fémur. Elle est constituée d'une liaison sphérique, congruente et très stable. L'acetabulum forme une chaussette hémisphérique à l'endroit où la tête du fémur (2/3 de sphère) s'emboîte. L'articulation est également composée de plusieurs ligaments, tels que le ligament acétabulaire transverse et le ligament rond, qui constituent les ligaments intra-articulaires, ainsi que les ligaments ilio-fémoral, ischio-fémoral et pubo-fémoral, qui constituent les ligaments extra-articulaires. La hanche permet la répartition du poids du corps sur les deux jambes. La balance de Pauwels permet d'expliquer le phénomène d'équilibre dans la hanche lors de postures statiques. Cette articulation permet les 3 rotations (flexion-extension, adduction-abduction, rotations interne-externe), mais ne permet aucun degré de liberté en translation.

Le genou regroupe deux articulations : l'articulation tibio-fémorale (TF) et l'articulation patello-fémorale (PF). C'est l'une des articulations les plus complexes du corps humain ; la plus grande articulation synoviale, avec une géométrie complexe, qui supporte de forts niveaux de chargement et qui est peu congruente. Le genou est constitué de trois segments osseux (fémur, tibia et patella), de ménisques médial et latéral, de ligaments collatéraux médial et latéral et de ligaments croisés antérieur et postérieur. Cette articulation permet principalement le mouvement de flexion-extension. Au cours du mouvement, l'amplitude des autres degrés de liberté reste faible et dépend de l'amplitude de flexion-extension. La cinématique de l'articulation tibio-fémorale est précisée dans la partie 1.2.2. En statique, un genou dit varum est une déformation caractérisée par une déviation vers l'extérieur dans le plan frontal (« jambe en O »). A l'inverse un genou « valgum » caractérise une déviation du genou vers l'intérieur (« jambe en X »).

La cheville lie les os de la jambe (tibia et fibula) avec ceux du pied (dont le talus et le calcaneus). Cette articulation présente une complexité due à la présence de quatre os. L'articulation entre le tibia, la fibula et le talus permet la flexion-extension de la cheville. L'adduction-abduction et la rotation interne-externe de l'articulation talo-crurale sont possibles mais restent minimes. Les degrés de liberté d'inversion et d'éversion sont obtenus grâce à une autre articulation de la cheville ; l'articulation subtalaire, liant le talus avec le calcaneus. L'inversion du pied associe la rotation interne et l'adduction (pied varus). L'éversion associe la rotation externe et l'abduction (pied valgus). Le talus, compressé entre le calcaneus, le tibia et la fibula, comprend un mécanisme de glissière qui permet le glissement des os du tibia et de la fibula. Quatre ligaments médiaux et trois latéraux entourent la cheville afin de lutter contre ces phénomènes d'inversion et d'éversion du pied.

La Figure 1 schématise les rotations des articulations de la hanche, du genou et de la cheville.

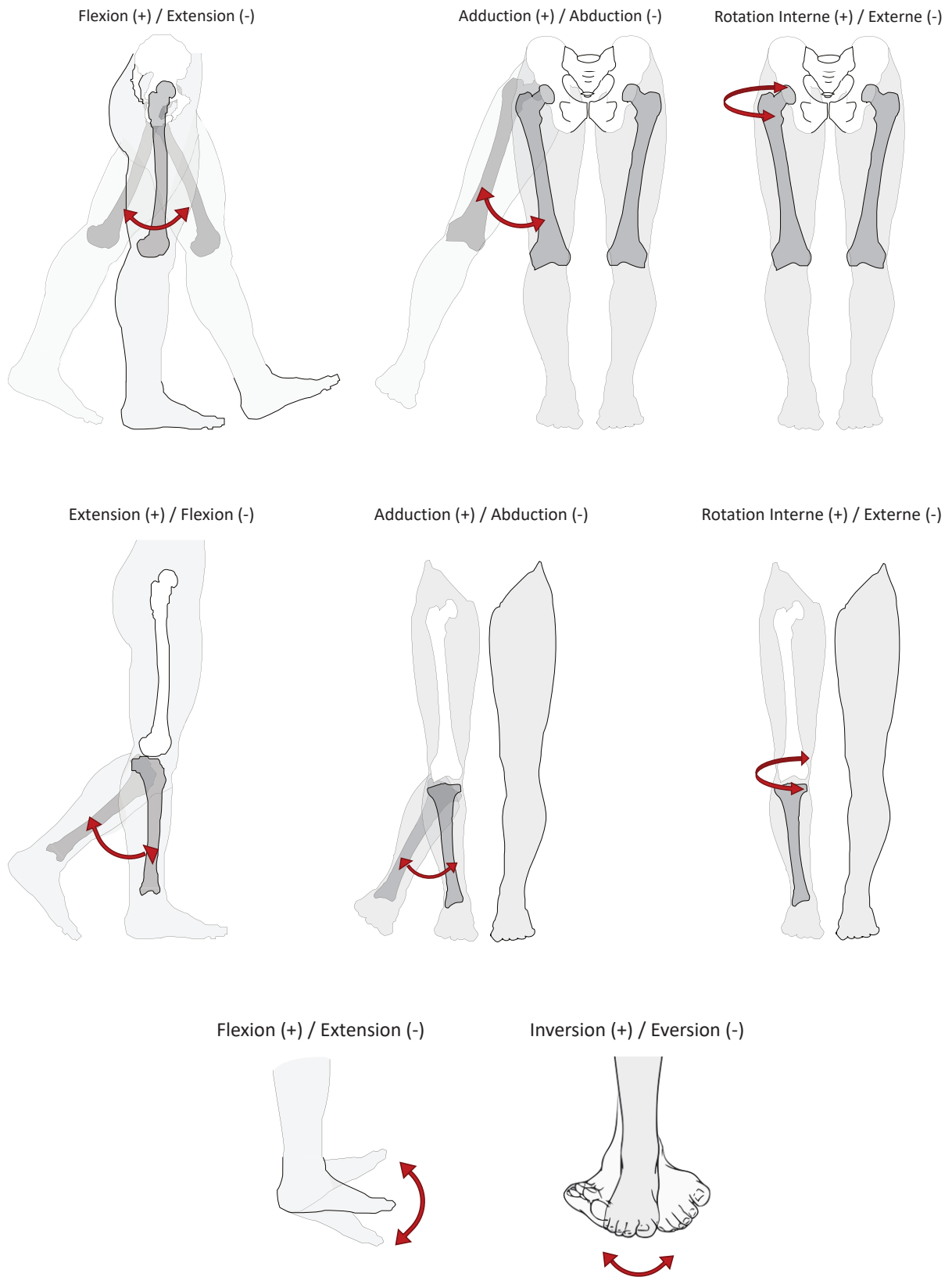


Figure 1 : Rotations articulaires de la hanche, du genou et de la cheville



### 1.1.2 Principaux muscles

Les muscles fléchisseurs de la hanche croisent tous l'articulation, en avant d'un plan frontal passant par le centre de l'articulation. Ce sont l'ilio-psoas, le pectiné et le long adducteur (groupe 1), le tenseur du fascia-lata et les faisceaux antérieurs des petit et moyen fessiers (groupe 2), le sartorius et le droit fémoral. Lors de la marche, les groupes 1 et 2 doivent fonctionner en contraction antagoniste-synergique équilibrée, c'est-à-dire agir de manière opposée (antagoniste) et travailler en synergie (synergique) de manière équilibrée pour produire le mouvement. Les muscles extenseurs de la hanche sont situés en arrière du plan frontal. Ce sont le grand fessier assisté par les faisceaux postérieurs du petit et moyen fessier, le biceps fémoral, le semi-tendineux et le semi-membraneux. Les muscles abducteurs de la hanche se situent en dehors du plan sagittal passant par le centre de l'articulation. Ce sont les moyen et petit fessiers, le tenseur du fascia lata et le piriforme. Les muscles adducteurs de la hanche se situent en dedans du plan sagittal. Ce sont les muscles adducteurs, le gracilis, le semi-tendineux, le semi-membraneux, le biceps fémoral, le grand fessier, le carré fémoral. Les muscles rotateurs externe de la hanche sont le piriforme, la carré fémoral, le grand fessier, les adducteurs, le pectiné et l'ilio-psoas. Les muscles rotateurs internes de la hanche sont les muscles moyens, le petit fessier et le gracilis.

Les muscles fléchisseurs du genou se situent du côté postérieur du membre inférieur. Ce sont les muscles biceps fémoraux, le semi-tendineux, le semi-membraneux, le sartorius, le gracilis et les gastrocnémiens. Excepté le biceps fémoral, ces muscles sont bi-articulaires et possèdent alors une action simultanée d'extension de la hanche et leur action sur le genou dépend de la position de la hanche. Le groupe musculaire extenseur du genou est le quadriceps fémoral constitué des vastes et du droit fémoral. Ce dernier est bi-articulaire. La patella accroît l'efficacité du quadriceps en reportant vers l'avant sa force de traction comme une poulie de renvoi. Les rotateurs interne du genou sont les muscles sartorius, semi-membraneux et semi-tendineux. Les rotateurs externe du genou sont le biceps fémoral et le tenseur du fascia lata. Les gastrocnémiens jouent un rôle dans la stabilisation du genou et repoussent les condyles fémoraux vers l'avant.

Les muscles fléchisseurs (flexion dorsale) de la cheville sont le tibial antérieur, le long extenseur des orteils et le long extenseur de l'hallus. Les muscles extenseurs (flexion plantaire) de la cheville sont les gastrocnémiens, le soléaire, le tibial postérieur, le long fléchisseur des orteils et le long fléchisseur de l'hallus. Les muscles ad/abducteurs et rotateurs de la cheville sont le tibial antérieur et le tibial postérieur.

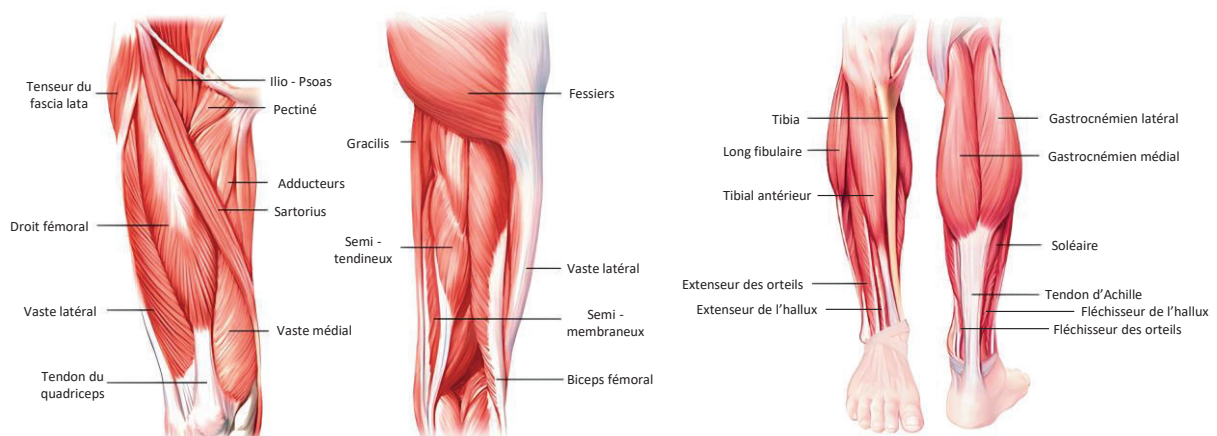


Figure 2 : Principaux muscles du membre inférieur

## 1.2 Biomécanique de l'articulation tibio- fémorale

Cette section présente les mesures de références, dites « gold standard », de la biomécanique de l'articulation tibio-fémorale, à savoir la cinématique et les efforts de contact.

### 1.2.1 Méthodes de mesure

Plusieurs méthodes expérimentales ont été développées pour étudier la biomécanique de l'articulation tibio-fémorale pendant les mouvements dynamiques quotidiens. Initialement, la cinématique de l'articulation était observée en implantant des broches intra-corticales dans le fémur et le tibia (Lafortune et al., 1992; Reinschmidt et al., 1997). Des méthodes moins invasives ont ensuite été développées, telles que la fluoroscopie dynamique (Kozanek et al., 2009; Li et al., 2009) et la radiographie à grande vitesse (Beillas et al., 2004; Farrokhi et al., 2012), qui fournissent aujourd'hui des mesures "Gold standard". Cependant, les protocoles expérimentaux associés à ces méthodes sont complexes et impliquent des dispositifs coûteux.

Les prothèses de genou instrumentées sont des dispositifs médicaux utilisés pour mesurer les forces et moments de contact articulaire lors des activités quotidiennes (Fregly et al., 2012; Taylor et al., 2017). Deux exemples d'implants instrumentés sont présentés ici. D'abord, dans l'étude menée par Fregly et al. (2012), les implants utilisés étaient composés d'un élément fémoral de maintien du ligament croisé postérieur et d'un insert tibial standard à appui fixe congruent et instrumenté. Les implants de l'étude de Taylor et al. (2017) sont constitués d'un plateau tibial instrumenté développé pour mesurer les six composantes du chargement de contact du genou in vivo, comprenant les forces et moments de contact. Ce plateau tibial est implémenté sur une prothèse de genou standard avec un élément fémoral et un insert tibial ultra-congruent. Le composant tibial est personnalisé. Cependant, la mise en place de ces prothèses, quelles qu'elles soient, nécessite des protocoles invasifs et seuls quelques patients atteints d'arthrose en phase sévère peuvent participer aux études.

### 1.2.2 Cinématique du genou sain

La cinématique de l'articulation tibio-fémorale est décrite dans l'étude de Gasparutto et al. (2017) synthétisant les données expérimentales publiées avant 2016 issues d'imagerie biplanes de broches intra-corticales lors de différentes activités du quotidien (marche, saut, monter d'escalier, course, virage). Les degrés de liberté de l'articulation sont représentés en fonction de l'angle de flexion-extension sur les graphes de la Figure 3. L'articulation peut atteindre jusqu'à 5° en extension et 120° en flexion. L'étude de Gasparutto et al. (2017) rapporte un angle d'adduction-abduction variant entre -11° et +1°, un angle de rotation externe-interne entre -1° et +15°, un déplacement latéral-médial entre -9mm et +5mm, postérieur-antérieur entre -2mm et +26mm et supérieur-inférieur entre -3mm et 28mm. Cette cinématique, dépendante de l'amplitude de flexion, reste globalement la même entre les différentes activités du quotidien. Depuis cette synthèse de la littérature, des données de fluoroscopie mobile (inexistantes en 2016) sont venues confirmer cette relation entre la flexion et les autres degrés de liberté que ce soit pour le genou sain (Guan et al., 2023; Thomeer et al., 2021) ou le genou avec prothèse totale (Dreyer et al., 2022; Kour et al., 2023). Dans la littérature, l'articulation tibio-fémorale est donc parfois définie comme une articulation à un degré de liberté indépendant (Thomeer et al., 2021).

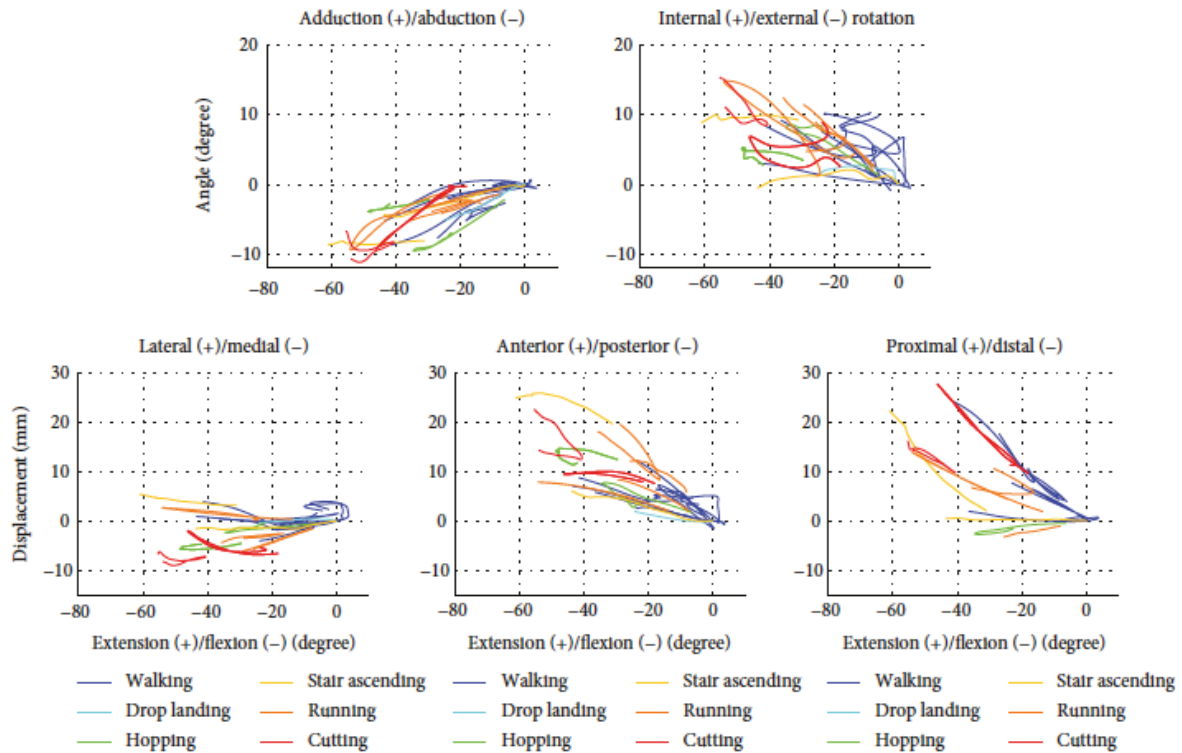


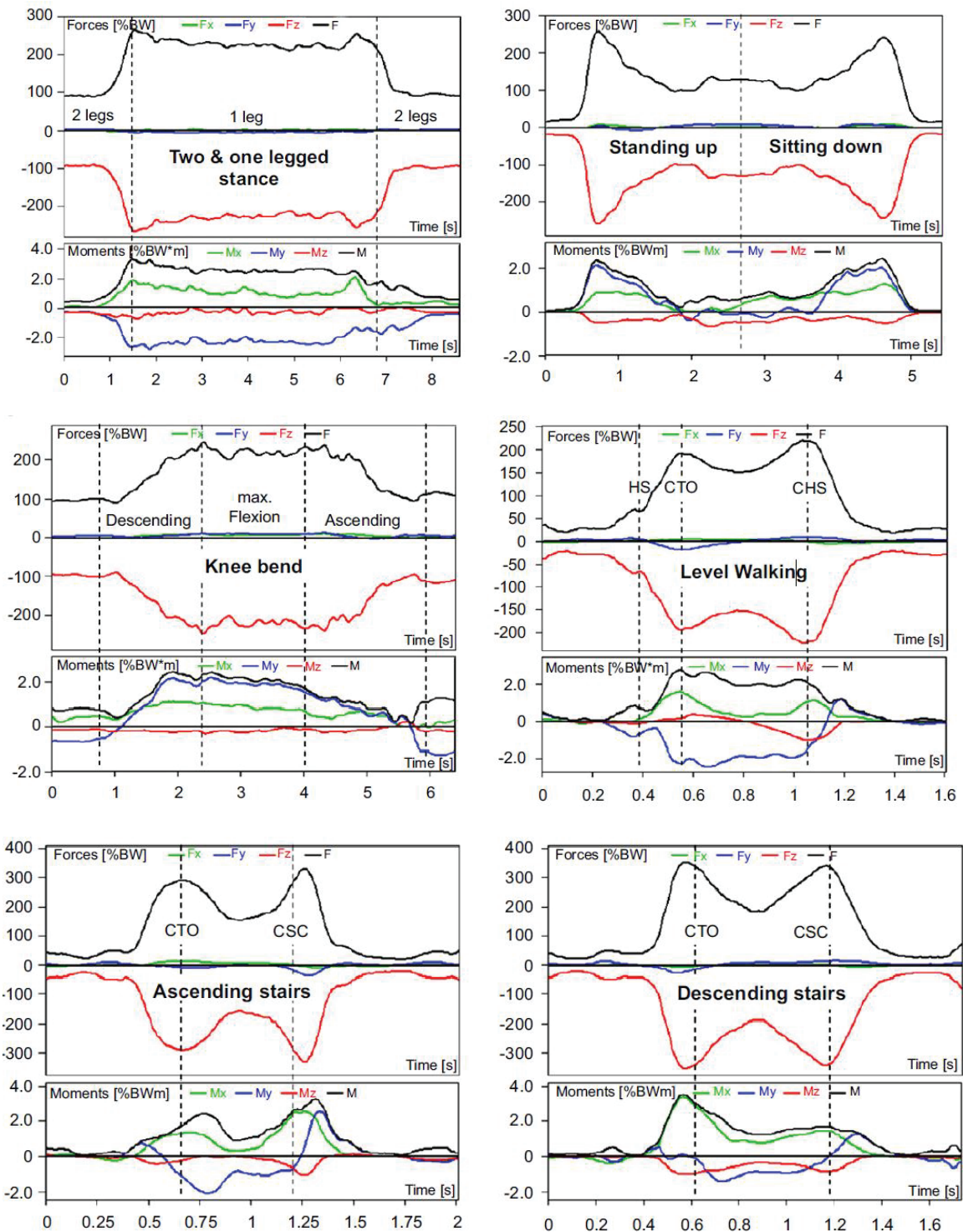
Figure 3: Cinématique in vivo de l'articulation tibio-fémorale - Mesures de référence par broches intra-corticales et fluoroscopie (Gasparutto et al., 2017)

### 1.2.3 Efforts de contact articulaires – Base de données « CAMSKnee »

Les forces de contact articulaires au niveau du genou varient en fonction de plusieurs facteurs, tels que l'âge, le sexe, le poids, la taille et l'activité physique. Ces forces peuvent être mesurées grâce à des prothèses instrumentées lors de différentes activités, telles que la marche, la course, le saut, la montée et la descente d'escalier ou la flexion du genou. Les forces et moments sont généralement exprimés en pourcentage du poids corporel (%PC) et en pourcentage du poids corporel multiplié par la taille du sujet (%PC×H). Une étude menée par Kutzner et al. (2010) a analysé les données expérimentales de six sujets, cinq hommes et une femme, âgés entre 65 et 80 ans, ayant subi une opération cinq à sept ans auparavant et pesant entre 63 et 95 kg – sujets que l'on retrouve, pour la plupart, dans la base de données CAMSKnee. A noter que la base de données CAMSKnee inclut aussi la cinématique tibio-fémorale obtenue par fluoroscopie mobile, comme mentionnée précédemment. Les résultats ont montré que les forces de contact transversales étaient faibles, avec une valeur inférieure à 40% du poids corporel (PC) en moyenne, tandis que la force verticale était supérieure à 100% du poids corporel (PC) en moyenne pour toutes les activités. Les pics de forces les plus élevés ont été observés lors de la descente et de la montée d'escalier (316%PC et 346%PC) comparés à la marche ou au squat (261%PC et 253%PC). Les moments d'adduction-abduction sont les moments les plus élevés pour toutes les activités, atteignant des valeurs de -2.91% à 1.61% du poids corporel multiplié par la taille du sujet (PC×H). Le moment de flexion-extension variait de -0.44% PC×H à 3.16% PC×H, tandis que le couple de rotation interne-externe variait entre -1.1% PC×H et 0.53% PC×H.

La Figure 4 illustre les forces et moments de contact articulaire tibio-fémoral mesurés chez l'un des sujets pendant différentes activités de la vie quotidienne, tels que rapportés dans l'étude de Kutzner

et al. (2010). La Figure 5, également issue de cette étude, présente la variabilité inter-sujets de la force résultante de contact chez les cinq sujets pendant la marche et le squat.



HS : pose du talon ; BW : poids du corps ; CTO : lever d'orteil controlatéral, CHS : pose du talon controlatéral ; CSC : contact escalier controlatéral.

Figure 4: Forces et moments mesurés par prothèse instrumentée durant différentes activités de la vie quotidienne (Kutzner et al., 2010)

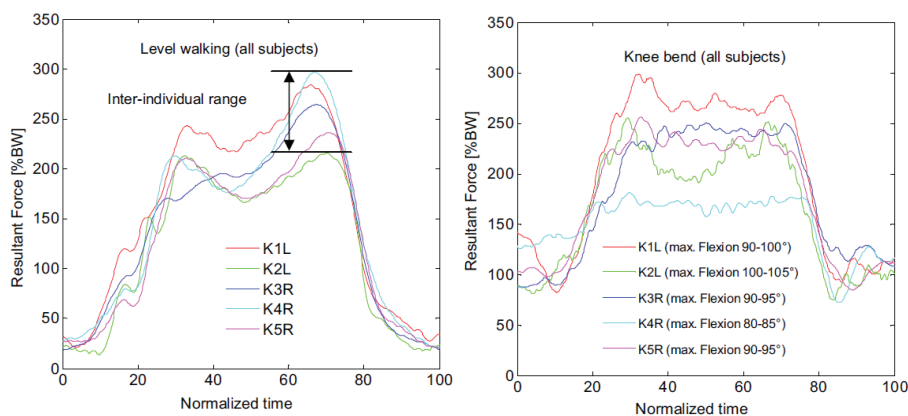


Figure 5: Variation inter-sujet de la force de contact lors de la marche et du squat (Kutzner et al., 2010)

### 1.3 Analyse musculosquelettique du membre inférieur

La modélisation musculosquelettique est une méthode qui permet de décrire et de calculer la dynamique de systèmes complexes constitués de plusieurs corps mobiles reliés entre eux par des liaisons et mobilisés par des muscles filaires.

Cette section décrit les différentes étapes de l'analyse par modèle musculosquelettique du membre inférieur. Une revue de la littérature est effectuée pour recenser les avantages et inconvénients des différentes méthodes développées au cours des dernières années. Les résultats et les analyses obtenus à l'aide de ces méthodes sont également présentés. En somme, cette section met en évidence l'importance de la modélisation musculosquelettique, ainsi que les différentes méthodes et techniques utilisées pour y parvenir.

#### 1.3.1 Principe

L'analyse des mouvements et des forces associées permet d'informer thérapeutes et patients sur le statut fonctionnel et orthopédique du corps humain. Les modèles musculosquelettiques sont des moyens non invasifs permettant de caractériser les mouvements du corps humain et d'estimer les forces musculo-tendineuses, les forces (et moments) de contact dans les articulations et, éventuellement, les forces ligamentaires. Ils peuvent être utilisés aussi bien dans le domaine clinique que dans le domaine sportif. Les modèles musculosquelettiques sont constitués d'une combinaison de modélisations visant à décrire les sous-systèmes interconnectés tels que les segments osseux, les articulations et les muscles (Figure 6).



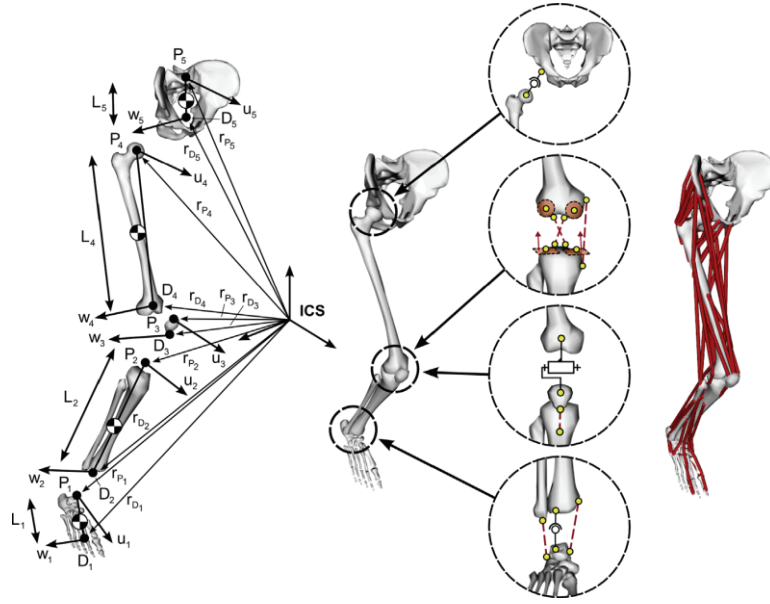


Figure 6: Sous-systèmes de la modélisation musculosquelettique. De gauche à droite : Paramétrage des segments, modèle cinématique, géométrie musculosquelettique et modèle musculaires (Moissenet et al., 2014)

### 1.3.2 Paramétrages et contraintes de corps rigides

Dans ces travaux de thèse, un paramétrage en coordonnées naturelles (Annexe 1) a été adopté pour définir la localisation des segments du modèle (Dumas et al. 2019):

$$\mathbf{Q}_i = \begin{pmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}_{P_i} \\ \mathbf{r}_{D_i} \\ \mathbf{w}_i \end{pmatrix}$$

avec  $i = 1,2,3,4,5$  pour le pied, le tibia/fibula, la patella, le fémur et le pelvis, respectivement ;  $\mathbf{u}_i$ , l'axe antérieur-postérieur ;  $\mathbf{r}_{P_i}$ , le point proximal ;  $\mathbf{r}_{D_i}$ , le point distal et  $\mathbf{w}_i$ , l'axe latéral-médial d'un segment

La position et l'orientation de chaque segment sont ici définies par 12 paramètres. Ainsi, 6 contraintes de corps rigides doivent être définies pour chacun des segments (De Jalón et al., 1986). Ces contraintes de corps rigides sont les suivantes :

- Les deux axes du système de coordonnées doivent être normés
- La norme de l'axe longitudinal doit être constante (égale à la longueur du segment)
- Les angles entre les axes doivent être constants

En coordonnées naturelles, les contraintes de corps rigides  $\Phi_i^r$  s'écrivent :

$$\Phi_i^r = \begin{pmatrix} \mathbf{u}_i^2 - 1 \\ \mathbf{u}_i \cdot (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) - L_i \cos \gamma_i \\ \mathbf{u}_i \cdot \mathbf{w}_i - \cos \beta_i \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})^2 - L_i^2 \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \cdot \mathbf{w}_i - L_i \cos \alpha_i \\ \mathbf{w}_i^2 - 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

avec  $L_i$ , la longueur du segment et  $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$ , les angles constants entre les axes non-orthogonaux du système de coordonnées ( $\mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i = \mathbf{r}P_i - \mathbf{r}D_i, \mathbf{w}_i$ ).

Le système de coordonnées de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et al., 2002; Wu and Cavanagh, 1995) ainsi que le passage entre les deux systèmes de coordonnées sont expliqués Annexe 1. Le système de coordonnées de l'ISB sera ainsi également utilisé dans l'analyse de ces travaux.

### 1.3.3 Contraintes cinématiques

#### 1.3.3.1 Modèle de hanche

Il est fréquent de modéliser la hanche par une liaison rotule. Le plus compliqué est de déterminer le centre de cette articulation à partir de mesures externes. Pour ceci, deux méthodes sont utilisées basées sur les trajectoires de marqueurs cutanés : la méthode par régression présentant une erreur moyenne entre 25mm et 30mm (Hara et al., 2016; Harrington et al., 2007) ou la méthode fonctionnelle présentant une erreur moyenne de 13mm (Ehrig et al., 2006; Leardini et al., 1999).

#### 1.3.3.2 Modèle de genou

##### 1.3.3.2.1 Articulation patello-fémorale

Plusieurs approches ont été utilisées pour modéliser la liaison patello-fémorale. La plus fréquente consiste à utiliser une liaison pivot d'axe fixe ou mobile, en supposant que le tendon patellaire est isométrique (Brito da Luz et al., 2017; Dzialo et al., 2019; Marra et al., 2015). Cependant, certaines études ont cherché à modéliser plus finement les interactions en prenant en compte les contacts et les déformations des ligaments et du tendon patellaire (Kebbach et al., 2020; Marra et al., 2015).

##### 1.3.3.2.2 Articulation tibio-fémorale

L'articulation tibio-fémorale est un système complexe et sa modélisation peut être abordée de différentes manières en fonction de l'objectif de l'étude. Cette articulation étant au cœur de ces travaux de thèse, sa modélisation et l'impact de cette dernière sur les résultats cinématiques et dynamiques sont analysés en détails ici. Différents modèles de l'articulation tibio-fémorale ont été développés dans la littérature. Les modèles les plus simples représentent l'articulation avec des liaisons pivots d'axe fixe (Dzialo et al., 2018; Marra et al., 2015) ou sphérique (Richard et al., 2017). Ces modèles ont l'avantage d'être faciles à implémenter mais ne permettent pas de reproduire la cinématique réelle de l'articulation qui implique des couplages entre les différents degrés de liberté (voir section 1.2.2). Néanmoins l'étude menée par Dzialo et al. (2018) a conclu que l'utilisation d'un axe mobile permettrait de prédire avec plus de cohérence la cinématique tibio-fémorale que le pivot d'axe fixe. Afin d'améliorer le comportement des modèles, certains auteurs (Dejtiar et al., 2020; Lenhart et al., 2015; Marra et al., 2015; Smith et al., 2015; Stylianou et al., 2013) ont cherché à reproduire de manière plus détaillée l'articulation tibio-fémorale en prenant en compte les caractéristiques mécaniques de contact entre les surfaces articulaires (ménisques, cartilage) et en modélisant les ligaments déformables constituant l'articulation tels que le ligament croisé antérieur (LCA), le ligament croisé postérieur (LCP), le ligament collatéral médial (LCM) et le ligament collatéral latéral (LCL). Ces modèles basés sur un contact élastique par méthode de pénalité et des ressorts non-linéaires, ont montré une meilleure performance par rapport aux modèles pivots, avec une erreur quadratique moyenne de la prédiction du déplacement dans les directions antérieure-postérieure et supérieure-inférieure égal à 6,8mm et 4,2mm respectivement pour un modèle pivot lors de la phase oscillante de la marche comparées à 3,7mm et 1,1mm d'erreurs trouvées avec un modèle de contact et ligaments déformables (Marra et al., 2015). L'étude de Dejtiar et al. (2020) a confirmé ces résultats prometteurs en rapportant

des erreurs inférieures à 2,4mm et 2,1° en translations et rotations, respectivement, lors d'une flexion de genou. Cependant ces modèles requièrent la définition de nombreux paramètres, et bien que les techniques d'imagerie se soient grandement perfectionnées ces dernières années, le traitement et la mise en place de ces modèles restent difficiles. L'étude menée par Smith et al. (2015) souligne l'impact des propriétés matériaux des ligaments sur la prédiction de la cinématique de l'articulation. Les nouveaux modèles basés sur un mécanisme parallèle (Barzan et al., 2019; Brito da Luz et al., 2017; Clément et al., 2015; Gasparutto et al., 2015; Martelli et al., 2020; Richard et al., 2016) semblent concurrencer les modèles de contact en termes de performances à prédire la cinématique tibio-fémorale. En effet, l'étude menée par Gasparutto et al. (2015) rapporte des erreurs RMS inférieures à 2,9mm et 3,4° en translations et en rotations, respectivement, lors de la course. Ces modèles représentent l'articulation comme le contact de deux sphères représentant les condyles fémoraux sur deux sphères ou deux plans représentant les plateaux tibiaux. Les ligaments ACL, PCL, MCL (ligaments croisés antérieur et postérieur et collatéral médial), et parfois LCL sont modélisés, et peuvent être considérés isométriques ou déformables. La déformation des ligaments peut être minimisée ou contrainte à suivre la variation de longueur observée par IRM (Sancisi et al., 2017). Cependant, pour des ligaments isométriques, une optimisation sur l'ensemble des paramètres géométriques du modèle est nécessaire afin de supprimer les singularités observées dans la cinématique et converger vers une cinématique correcte (Brilo da Luz et al., 2017). L'optimisation de ces paramètres spécifiques à chaque patient représente alors une grande limitation de ces modèles. De plus, une grande variabilité entre les sujets a été rapportée (Brilo da Luz et al., 2017), avec un écart type pouvant atteindre 688% de la valeur moyenne sur l'adduction-abduction de l'articulation tibio-fémorale.

Plusieurs modèles alternatifs ont aussi été développés dans la littérature pour modéliser l'articulation tibio-fémorale. Une étude menée par Delp et al. (1990) propose de modéliser l'articulation tibio-fémorale par une ellipse roulant et glissant sur une ligne. Ainsi des relations, de type 'spline', entre certains degrés de liberté sont définies pour décrire la cinématique de l'articulation dans le plan sagittal. Cette étude utilise des données cadavériques pour déterminer ces relations de couplage cinématique. Les travaux de Gerus et al. (2013) personnalisent ces relations de couplage cinématique dans le plan sagittal (entre l'angle de flexion-extension et les translations antérieure-postérieure et latérale-médiale) à l'aide de mesures fluoroscopiques. Toutefois, ces modèles restreignent l'articulation tibio-fémorale à fonctionner dans un plan et ne sont donc pas suffisamment réalistes. L'étude de Richard et al. (2016) propose de modéliser l'articulation tibio-fémorale par une matrice de rigidité, basée sur des données cadavériques à 45° de flexion du genou. Enfin, les trajectoires des points de contact dans les compartiments médiaux et latéraux de l'articulation peuvent être mesurées lors d'activités dynamiques courantes (marche, flexion de genou, etc.) et utilisées pour modéliser la cinématique de l'articulation (Zeighami et al., 2017). Cette méthode est évaluée dans l'étude menée par Dumas et Moissenet (2020), qui utilise des données de fluoroscopie du Grand Challenge incluant 5 patients ayant des prothèses de genou instrumentées.

La Figure 7 représente les grands groupes de modèles développés dans la littérature et présentés ci-dessus. Le Tableau 1 synthétise les différents travaux scientifiques développant des modèles cinématiques de genou. Les erreurs quadratiques moyennes (RMSE) de chacun des modèles, représentant leur capacité à prédire la cinématique de l'articulation tibio-fémorale, sont rapportées, lorsque disponibles, sur chacun des degrés de liberté. Les valeurs de références sont mesurées par scanner EOS, IRM ou sont issues de données cadavériques. Les performances dynamiques de certains modèles (Dumas and Moissenet, 2020; Gerus et al., 2013; Marra et al., 2015; Stylianou et al., 2013;



Zeighami et al., 2018) ne sont pas rapportées ici mais ultérieurement car ces modèles ont été évalués sur les efforts de contact articulaires calculés via analyse musculosquelettique et mesurés par prothèses instrumentées (voir Partie 1.3.9). Les études menées par Lenhart et al. (2015) et Brito da Luz et al. (2017) ne rapportent pas de valeur d'erreur RMS. On ne rapportera pas non plus ici en détail l'effet du modèle cinématique du genou sur les prédictions des moments inter-segmentaires, mais une telle étude a été réalisée en parallèle de ce travail de thèse et en collaboration avec Zoe Pomarat (Pomarat et al., 2023). On peut noter que les modèles non personnalisés qui contraignent le plus de degrés de liberté ont tendance à engendrer des erreurs plus grandes en particulier sur le moment d'abduction.

Finalement, la personnalisation des modèles semble être une étape clé dans le processus de modélisation (Zeighami et al., 2018). La plupart des modèles présentés dans le Tableau 1 ont été construits à partir de données personnalisées issues d'imagerie scanner ou d'IRM. Cependant, seuls les modèles de contact déformable et le modèle basé sur les trajectoires de contact permettent de prendre en compte la géométrie personnalisée des surfaces articulaires tibio- fémorales.

### 1.3.3.3 Modèle de la cheville

Comme pour le genou, on retrouve dans la littérature plusieurs approches de modélisation de la cheville telles que les liaisons rotules (Heller et al., 2001), pivots (Duprey et al., 2010), le joint de cardan (DeMers et al., 2014; Klein Horsman et al., 2007; Lerner et al., 2015; Marra et al., 2015; van den Bogert et al., 2013) ou les mécanismes parallèles (Di Gregorio et al., 2007). La liaison universelle (ou joint de cardan) est la méthode la plus utilisée. A notre connaissance, il n'existe pas de modèle avec contact et ligament déformables qui soit utilisé en modélisation musculosquelettique de type multi-corps dynamique.

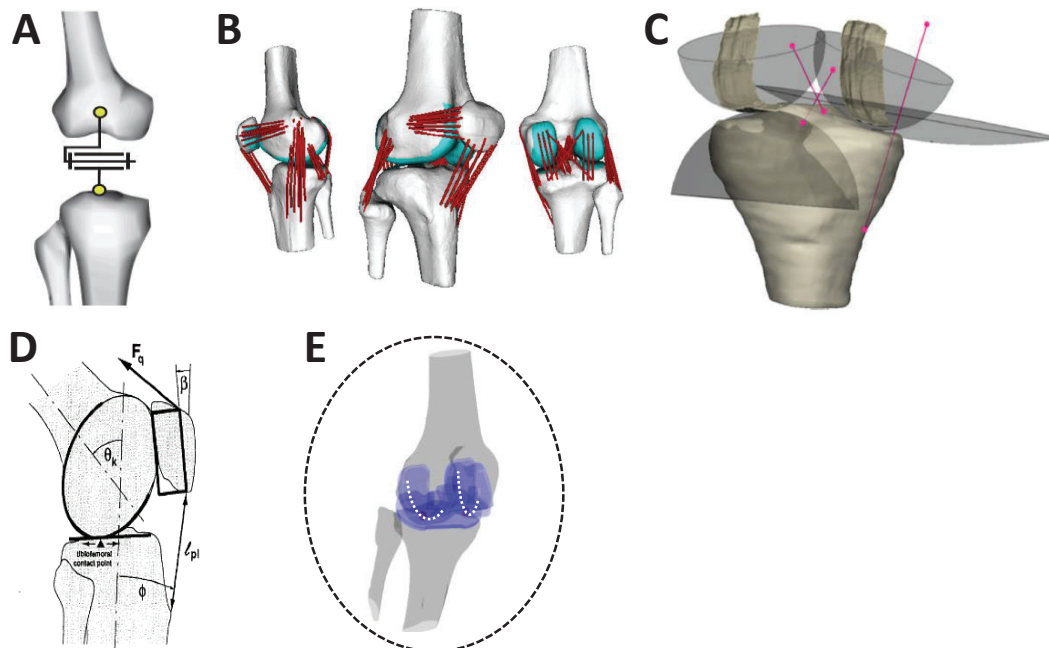


Figure 7: Modèles cinématiques de l'articulation TF : A. Modèle pivot (Moissenet, 2011); B. Modèle de contact + ligaments (Lenhart et al., 2015) ; C. Mécanisme parallèle sphères/sphères (Barzan et al., 2019), D. Ellipse sur un plan (Delp et al. 1990); E. Points de contact (Zeighami et al., 2018)

Auteurs	N	Articulation TF	PE	Gold standard cinématique						
				FE	AA	IER	AP	SI	LM	
(Delp et al., 1990)	1 sain	Ellipse sur plan : couplage cinématique dans plan sagittal	-	-	-	-	-	-	-	-
(Stylianou et al., 2013)	1TKA	6 ddls : Contact + Ligaments déformables (PCL, MCL, LCL)	+	-	-	-	-	-	-	-
(Gerus et al., 2013)	1TKA	Translations AP et PD cinématiques issues de fluoroscopie	+	-	-	-	-	-	-	-
(Clément et al., 2015)	10 sains	Mécanisme parallèle : 2 sphères sur plans + Ligaments déformables (ACL, PCL, MCL, LCL)	+	0,3	2,2	5,2	3,2	2,4	4,3	4,3
(Lenhart et al., 2015)	1 sain	6 ddls : Contact + Ligaments déformables (ACL, PCL, MCL, LCL)	+	-	-	-	-	-	-	-
(Marra et al., 2015)	1TKA	Pivot axe fixe 6 ddls : Contact + Ligaments déformables (PCL, MCL, LCL)	+	-	-	-	6,8	4,2	-	-
(Gasparutto et al., 2015)	3 sains	Mécanisme parallèle : 2 sphères sur plans + Ligaments rigides (ACL, PCL, MCL, LCL)	-	2,1	1,9	12	1,5	2,9	1,5	1,5
(Richard et al., 2017)	10 sains	Mécanisme parallèle : 2 sphères sur plans + Ligaments déformables (ACL, PCL, MCL, LCL)	+	1,8	1,6	3,4	1,7	2,8	1,6	1,6
(Brito da Luz et al., 2017)	14 sains	Sphérique Mécanisme parallèle : 2 sphères sur plans + Ligaments rigides (ACL, PCL, MCL)	+	3,4	3,7	1,6	1,5	3,7	1,3	1,3
(Barzan et al., 2019)	8 sains	Couplage cinématique 3D (sauf déplacement latéral-médial) Matrice de rigidité 6x6 de l'articulation TF	+	3,3	2,6	2,1	2,7	3,4	6,7	6,7
(Zeighami et al., 2018)	10 sains	Localisation contact médial et latéral	+	3,9	3,6	7,7	1,4	3,1	1,3	1,3
(Dzialo et al., 2018)	10 sains	Mécanisme parallèle : 2 sphères sur sphères + Ligaments rigides (ACL, PCL, MCL)	+	3,2	2,9	1,7	5,4	5,0	3,3	3,3
(Martelli et al., 2020)	12 sains	Mécanisme parallèle : 2 sphères sur sphères + Ligaments déformables (ACL, PCL, MCL)	+	-	-	-	-	-	-	-
(Dejtjar et al., 2020)	4 sains	6 ddls : Contact + Ligaments déformables (PCL, MCL, LCL)	+	-	-	-	-	-	-	-
(Dumas and Moissenet 2020)	5 TKA	Localisation contact médial et latéral	+	-	-	-	-	-	-	-

RMSE : erreur quadratique moyenne ; FE : flexion - extension ; AA : adduction - abduction ; IER : rotation interne - externe ; AP : antérieur - postérieur ; SI : supérieur - inférieur ; LM : latéral-médial ; TKA : arthroplastie totale de genou ; PE : personnalisation ; CT : tomodensitométrie ; TF : tibio-fémorale

Tableau 1: Descriptions et performances cinématiques des modèles développés dans la littérature

### 1.3.4 Calculs de cinématique

L'analyse du mouvement par capture d'images (Vicon, Motion analysis, Qualisys...) est largement utilisée aujourd'hui afin de prédire la cinématique des articulations. Cependant, l'observation directe des mouvements osseux à partir des trajectoires des marqueurs cutanés est limitée par les artefacts de tissus mous, décrivant les mouvements relatifs de la peau, des muscles et de la graisse par rapport à ceux des os (Ancillao et al., 2021; Camomilla et al., 2017; D'Isidoro et al., 2020; Leardini et al., 2005). Par conséquent, la description de la cinématique articulaire par le suivi des marqueurs cutanés seul mène souvent à des incohérences telles que des dislocations articulaires. Les erreurs de mesures peuvent ainsi atteindre l'ordre de grandeur du mouvement articulaire.

Une méthode de standardisation de la quantification des artefacts de tissus mous pour les segments de la cuisse et de la jambe lors d'activités courantes telles que la marche, la montée d'escalier, le changement de direction et la course est proposée dans l'étude de Cereatti et al. (2017). Cette étude montre que les mouvements relatifs des tissus mous de la cuisse sont généralement plus importants que ceux de la jambe, avec une amplitude moyenne comprise entre 4,9mm et 11,9mm pour la cuisse et entre 1,9mm et 3,4mm pour la jambe pendant la marche. Les mouvements relatifs les plus élevés ont été observés lors du lever de chaise pour le segment de la cuisse.

Plusieurs méthodes ont été proposées pour estimer et corriger ces artefacts, telles que la calibration expérimentale (Ehrig et al., 2007), l'optimisation mono ou multi-segmentaire (Andersen et al., 2009; Begon et al., 2018; Chèze et al., 1995). Le principal inconvénient de la méthode de calibration fonctionnelle réside dans le fait qu'elle ne permette pas de garantir que la longueur des segments osseux reste constante tout au long du mouvement. A l'inverse, l'optimisation cinématique mono ou multi-segmentaire consiste à retrouver la position et l'orientation de chaque segment tout en suivant au mieux la trajectoire des marqueurs cutanés et en respectant des contraintes de corps rigides (comme par exemple celles citées ci-dessus section 1.3.2) et les contraintes cinématiques issues des modèles des articulations, dans le cas de l'optimisation multi-segmentaire. Plus précisément, l'optimisation cinématique, appelée aussi cinématique inverse ou optimisation « globale », minimise la somme des différences au carré entre les trajectoires des marqueurs cutanés mesurées et celles déduites des marqueurs correspondants dans le modèle. Le problème d'optimisation peut ainsi être écrit comme ceci (Duprey et al., 2010) :

$$\min_{\mathbf{Q}} f = \frac{1}{2} (\Phi^m)^T \Phi^m \quad (2)$$

$$\text{contraint à } \begin{pmatrix} \Phi^k \\ \Phi^r \end{pmatrix} = 0$$

$\Phi^m$  représente les différences entre les trajectoires des marqueurs cutanés mesurées et celles déduites des marqueurs correspondant dans le modèle.  $\Phi^k$  sont les contraintes cinématiques et  $\Phi^r$  sont les contraintes de corps rigides.

Lorsque l'on utilise la formulation avec les multiplicateurs de Lagrange (conditions de Karush-Kuhn-Tucker) (Andersen et al., 2010, 2009), le problème d'optimisation revient alors à :

$$\mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} [\mathbf{K}^m]^T (\Phi^m) + \begin{bmatrix} \mathbf{K}^k & 0 \\ 0 & \mathbf{K}^r \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix} \\ \Phi^k \\ \Phi^r \end{pmatrix} = 0 \quad (3)$$

Avec  $\mathbf{K} = \frac{\partial \Phi}{\partial \mathbf{Q}}$ , la jacobienne des contraintes et  $\lambda$ , les multiplicateurs de Lagrange associés.

### 1.3.5 Calculs de dynamique

L'étude dynamique d'un système nécessite la connaissance de certains paramètres inertiels tels que la masse, la position du centre de gravité et la matrice d'inertie de chaque segment. Les tables de régressions, issues de données cadavériques ou de mesures d'imagerie médicale, permettent de déterminer ces paramètres à partir de mesures anthropométriques telles que la taille, le poids, le sexe du sujet étudié et la longueur des segments (typiquement  $L_i$  à la section 1.3.2). Dans ces travaux de doctorat, la table proposée par Dumas et Wojtush (2018) sera utilisée.

Les équations du mouvement décrivant la dynamique du modèle squelettique sont explicitées dans Chèze et al. (2015). A partir de l'équation de Lagrange ( $m\ddot{r} = \vec{F} + \vec{\nabla}g$ ) reliant la masse du système  $m$ , l'accélération  $\ddot{r}$ , les forces extérieures  $\vec{F}$  et le gradient des contraintes  $\vec{\nabla}g$ , on retrouve l'équation (4) entre mouvements et forces musculo-tendineuses (Dumas et al., 2019b) :

$$\mathbf{G}\ddot{\mathbf{Q}} + \mathbf{K}^T\boldsymbol{\lambda} = \mathbf{R} + \mathbf{P} + \mathbf{L}\mathbf{f} \quad (4)$$

Avec  $\mathbf{G}$ , la matrice de masse généralisée ;  $\ddot{\mathbf{Q}}$ , le vecteur des accélérations généralisées ;  $\mathbf{K}$ , la matrice jacobienne des contraintes ;  $\boldsymbol{\lambda}$ , les multiplicateurs de Lagrange ;  $\mathbf{R}$ , le vecteur des forces de réaction au sol généralisées ;  $\mathbf{P}$ , le vecteur des poids généralisés ;  $\mathbf{L}$ , la matrice des bras de levier généralisés ;  $\mathbf{f}$ , les forces musculo-tendineuses

L'utilisation de coordonnées naturelles conduit à des équations de mouvement qui n'incluent pas de termes liés aux forces de Coriolis ou centrifuges, et qui présentent une matrice de masse constante. Les contraintes cinématiques et de corps rigide sont généralement linéaires ou quadratiques en  $\mathbf{Q}$ , ce qui simplifie également la matrice jacobienne.

La littérature scientifique présente deux approches courantes pour calculer la dynamique des systèmes physiques : la dynamique directe et la dynamique inverse. La dynamique directe utilise les forces motrices, telles que les forces musculo-tendineuses ou les moments articulaires, pour déterminer les trajectoires d'un système. Dans cette approche, les données électromyographiques (EMGs) sont souvent utilisées comme données d'entrée avec plusieurs sous-modèles permettant de décrire le passage des excitations musculaires (assimilables aux mesures EMG) aux forces musculo-tendineuses. Les intégrations successives de l'équation du mouvement (4), et donc de l'accélération des segments, mènent alors directement à la cinématique des segments. Une boucle de contrôle en rétroaction est alors nécessaire afin de minimiser la différence entre la cinématique estimée et la cinématique mesurée, recalculant ainsi les forces musculaires. Bien que très intéressante lorsque le système est parfaitement défini, cette technique est cependant coûteuse en temps de calcul en raison de nombreuses intégrations d'équations différentielles de la dynamique et elle ne conduit pas à une solution unique. Cette méthode nécessite également la connaissance de l'excitation musculaire par mesures EMGs limitées aux muscles de surface (Chèze et al., 2015; Erdemir et al., 2007). L'approche par dynamique directe nécessite aussi de faire intervenir un modèle de contact entre le pied et le sol qui influence la qualité des résultats (Dorn et al., 2012). A l'inverse, la dynamique inverse calcule les forces motrices nécessaires à produire le mouvement des segments à partir de la cinématique mesurée et des efforts extérieurs. Cette méthode s'inscrit bien dans le contexte de l'analyse de mouvement en laboratoire mais elle dépend fortement de la qualité des mesures effectuées, c'est à dire de la trajectoire des marqueurs et des efforts extérieurs. Par conséquent, la validité de l'approche par dynamique inverse est limitée, mais elle offre un coût de calcul plus faible et ainsi permet la réalisation d'analyse de sensibilité (Erdemir et al., 2007).

## 1.3.6 Modèle musculosquelettique

### 1.3.6.1 *Modèle géométrique*

Les géométries osseuses (articulaires) des différents segments sont généralement obtenues à partir de techniques d'imagerie médicale telles que l'IRM, les scanners 3D et les radiographies biplanes EOS. Cependant, ces mesures sont difficiles à mettre en place et les chercheurs privilégient l'utilisation de modèles génériques mis à l'échelle à l'aide de mesures anthropométriques. Il est important de noter que les erreurs de mise à l'échelle des segments osseux peuvent influencer les résultats des analyses musculosquelettiques (Koller et al., 2021).

En plus de la géométrie osseuse, les modèles musculosquelettiques sont composés d'une géométrie musculaire. Les trajectoires musculaires sont couramment représentées par des lignes d'action reliant les points d'origine et d'insertion des muscles, avec parfois plusieurs lignes d'action pour un seul muscle. Afin de reproduire les déviations musculaires dues aux segments osseux ou aux muscles voisins, des points de passage, appelés « via points », sont généralement utilisés. Des surfaces de contournement sont parfois définies, établies à partir de la géométrie osseuse (Desailly et al., 2010) ou de primitives géométriques. La connaissance des trajectoires musculaires permet de calculer les bras de levier des muscles par rapport aux articulations qu'ils croisent.

Parmi de très nombreux modèles disponibles dans la littérature, deux géométries musculosquelettiques du membre inférieur sont principalement utilisées. La première a été élaborée par Delp et al. (1990) et prend en compte 7 segments osseux (pelvis, fémur, patella, tibia/fibula, talus, pieds et orteils) et 43 lignes d'action musculaire. La seconde géométrie musculosquelettique a été développée par Carbone et al. (2015) et utilise 163 lignes d'action pour modéliser 38 muscles.

Dans le cadre de notre étude, le modèle de Delp et al. (1990) a été utilisé afin de définir la géométrie des modèles musculosquelettiques utilisés.

### 1.3.6.2 *Modèle musculaire*

Des équations cherchent à décrire comment l'excitation neuronale permet d'activer les muscles et comment cette activation est transformée en force musculo-tendineuse. D'abord, afin de décrire l'activation musculaire, il faut noter que celle-ci n'est pas instantanée. Ceci se traduira dans les modèles par sa dépendance au temps (Pandy, 2001). C'est la dérivée de l'activation musculaire qui est alors exprimée en fonction de l'excitation neuronale ; paramètre variant entre 0 et 1. Une excitation égale à 1 est associée, dans des conditions isométriques, à la force isométrique maximale. Dans un second temps, les modèles de Hill et de Huxley sont largement utilisés pour modéliser la transformation de l'activation à la force musculo-tendineuse (détails en Annexe 3). Le modèle de Hill est composé d'éléments représentant les aspects physiologiques du muscle et du tendon. Il prend en compte cinq paramètres musculaires, à savoir la force isométrique maximale, la longueur optimale de la fibre musculaire, l'angle de pennation, la vitesse maximale de raccourcissement du muscle et la longueur à partir de laquelle le tendon commence à transmettre la force. Ce modèle définit les relations traduisant les propriétés musculo-tendineuses de génération des forces, à savoir les relations force/longueur (active et passive) et force/vitesse. Ces relations permettent de décrire les variations de la force musculaire (dans la direction des fibres) en fonction de la longueur et de la vitesse de contraction du muscle. En revanche, le modèle de Huxley a une vision plus microscopique du muscle. Ce modèle traduit la « théorie des filaments glissants », qui permet de comprendre les mécanismes de contraction musculaire. Le modèle de Huxley se base sur la dynamique des myofilaments d'actine et de myosine qui glissent les uns sur les autres.

### 1.3.7 Optimisation statique

Il est difficile de mesurer les forces du système musculosquelettique in vivo. Des méthodes indirectes, basées sur des outils de simulation, ont ainsi été développées pour pallier à cet obstacle. Le corps humain possède de très nombreux degrés de liberté et de muscles. Lorsque nous effectuons une tâche, plusieurs groupes musculaires peuvent être recrutés, ce qui permet plusieurs combinaisons d'activation musculaire pouvant conduire au même mouvement. Cela est appelé la redondance musculaire (Yamaguchi et al., 1995). Afin de surmonter cette redondance dans les calculs de dynamique inverse, l'approche par optimisation est utilisée. Dans cette approche, une fonction objectif,  $J(x)$ , associée à des contraintes d'égalité,  $h(x)$ , et/ou d'inégalité,  $g(x)$ , est alors minimisée ou maximisée (Equation (5)) afin d'obtenir la solution la plus physiologique possible.

$$\min_x J(x) = \sum_i (f_i)^n \text{ ou } \sum_i (f_i/f_{i_{max}})^n \text{ ou } \sum_i \left(\frac{f_i}{PCSA_i}\right)^n$$
$$\text{contraint à } \begin{cases} g(x) \leq 0 \\ h(x) = 0 \end{cases} \quad (5)$$

L'optimisation statique est très largement utilisée aujourd'hui (Erdemir et al., 2007). Cette approche se base sur les calculs de dynamique inverse présentés ci-dessus et minimise une fonction de coût à chaque pas de temps. Cette approche ne nécessite pas d'intégration temporelle de la dynamique, ce qui réduit considérablement le temps de calcul. Cependant, elle est limitée en termes d'estimation des co-contractions musculaires et dépend fortement de la qualité des mesures expérimentales acquises, en particulier des données d'analyse du mouvement. En outre, cette méthode est très dépendante de la fonction objectif, des pondérations associées aux variables optimisées ainsi qu'aux bornes minimales et maximales. Cette approche reste néanmoins particulièrement bien adaptée aux études cliniques menées en laboratoire.

Le choix de la fonction objectif est crucial dans cette méthode afin de refléter les mécanismes impliqués dans l'activation musculaire pour produire les moments articulaires nécessaires au mouvement. Les critères sont souvent basés sur la fatigue musculaire ou la consommation d'énergie métabolique. La minimisation des forces musculo-tendineuses  $f_i$  est la fonction objectif la plus couramment utilisée (Equation (5)). Cependant, lorsque l'exposant est égal à 1, seuls les muscles qui produisent directement le mouvement seront activés, tandis que de nombreux muscles seront inactifs. A l'inverse, un exposant infini conduit à un effet d'homogénéité, où toutes les forces tendent vers la même valeur (co-contraction). La norme quadratique (exposant  $n=2$ ) est finalement très largement utilisée. Différentes fonctions objectif ont été comparées dans la littérature basées sur les activations musculaires, les contraintes musculaires, l'énergie métabolique ou bien les forces de contact articulaire (Becanovic et al., 2023; Chèze et al., 2015; Moissenet et al., 2014; Zargham et al., 2019). De plus, des fonctions multi-objectif peuvent être construites et des pondérations peuvent être introduites. C'est souvent le cas avec la minimisation des forces musculo-tendineuses et des forces de contact articulaire. Enfin des contraintes peuvent être ajoutées pour améliorer les prédictions du modèle, telles que la limitation de l'activation musculaire par les données EMG ou l'ajout de bornes sur les forces musculo-tendineuses (maximum physiologique mesuré et rapporté par la littérature (Delp et al., 2007)). Zargham et al. (2019) montre que les critères de performance basés sur la contrainte ou l'activation musculaire (pondérée ou non par le volume musculaire), à la puissance de 3 ou 4, ont donné la meilleure concordance entre les valeurs mesurées et simulées. Becanovic et al.



(2023) retrouvent aussi une bonne concordance des forces musculaires par la minimisation de la somme des activations au cube utilisant une méthode de contrôle optimal inverse. Ces critères de performance ont surpassé tous les autres en termes de concordance entre les excitations musculaires simulées et l'EMG. Cependant, une bonne concordance entre les forces de contact mesurées et prédites a été observée en minimisant les forces de contact et l'énergie métabolique. Enfin, une étude (Moissenet et al., 2014) a proposé une procédure d'optimisation statique à une seule étape, c'est-à-dire minimisant simultanément les forces musculo-tendineuses et les forces de contact articulaires. Par rapport aux approches conventionnelles à deux étapes, cette étude permet de prendre en compte les interactions entre chargement musculaire et articulaire, comme par exemple l'utilisation de co-contraction entre fléchisseurs et extenseurs du genou pour minimiser le cisaillement (force antérieure-postérieure) mais tout en maximisant la compression (force supérieure-inférieure).

Comme mentionné précédemment, d'autres optimisations existent telles que l'optimisation basée sur la dynamique directe avec asservissement de données qui a pour but de minimiser les écarts entre les données cinématiques (et/ou les efforts extérieurs) calculées et mesurées (Erdemir et al., 2007). Il existe également les stratégies de commande optimale entièrement basées sur des calculs de dynamique directe, sans apport de données expérimentales. La fonction objectif de ce type d'optimisation s'applique à l'excitation, l'activation ou aux forces musculo-tendineuses (Falisse et al., 2019; Van Den Bogert et al., 2011). Ces méthodes permettent de comprendre l'influence de modification de l'activité musculaire sur les mouvements et moments intersegmentaires en effectuant de multiples simulations prédictives. L'inconvénient de cette méthode réside dans la difficulté à déterminer le critère de performance - comme par exemple la hauteur d'un saut - lors d'activité quotidienne telle que la marche. Enfin certaines méthodes utilisent les données EMGs en entrée afin d'améliorer l'estimation des forces du modèle. Cette approche implique la conversion des données EMGs en activation musculaire, ensuite transformée en force musculaire selon le modèle de Hill. Cependant une étape de calibration des paramètres musculaires est nécessaire pour ce type de méthode (Lloyd and Besier, 2003). Si cette approche était souvent utilisée toute seule, l'utilisation d'approches hybrides avec l'optimisation statique s'est maintenant généralisée (Sartori et al., 2014).

### 1.3.8 Etat de l'art – Généralités

Beaucoup de modèles musculosquelettiques ont été développés et étudiés dans la littérature. Chaque étude présente alors des modèles variant selon différents critères. Ces adaptations peuvent intervenir lors de la construction du modèle, dans le choix de la stratégie d'optimisation, lors de l'analyse des variables évaluées ou bien des sujets et/ou activités étudiés.

Les modèles sont développés et les simulations sont effectuées sur différents logiciels tels que SIMM, Matlab, OpenSim ou AnyBody Modelling Systems. On distingue notamment une grande famille de modèles (Catelli et al., 2019; DeMers et al., 2014; Imani Nejad et al., 2020; Lerner et al., 2015; Rajagopal et al., 2016; Schellenberg et al., 2018) implémentés dans le logiciel OpenSim se basant tous sur les principes du modèle du membre inférieur décrit par Delp et al. (1990). Lors de l'élaboration de modèles musculosquelettiques, plusieurs différences peuvent exister. Tout d'abord, le nombre de segments modélisés peut varier, allant de la modélisation de l'articulation étudiée seule à celle du corps entier. Comme détaillé précédemment, plusieurs modélisations des articulations sont proposées dans la littérature variant ainsi le nombre total de degrés de liberté du modèle. Il a aussi été mentionné plus haut que le nombre de lignes d'action musculaires variait entre les modèles, présentes dans les modèles génériques au nombre de 43 (Delp et al., 1990) et 163 (Carbone et al., 2015). Les méthodes

utilisées pour dévier ces lignes d'actions musculaires (via points, surfaces de contournement) sont également sources de différences entre les modèles. Plusieurs auteurs s'intéressent de plus en plus aux paramètres musculaires tels que l'angle de pennation et/ou la force isométrique maximale. Concernant le choix de la méthode d'optimisation, la revue systématique récente menée par Silva et al. (2021), se concentrant sur l'analyse du genou sain, a rapporté que 22% des études analysées ont utilisé une optimisation statique contre 18% une optimisation dynamique. Finalement, les études qui utilisent des approches musculosquelettiques analysent principalement la marche, à hauteur de 62% selon Silva et al. (2021). L'analyse de la flexion-extension du genou est en 2<sup>ème</sup> position avec 14% des études devant le saut, la course et l'étude de positions statiques. D'autre part, bien que la majorité des études aient travaillé avec des sujets sains, certaines études commencent à s'intéresser à d'autres populations, telles que les patients atteints d'arthrose.

### 1.3.9 Forces musculo-tendineuses et articulaires

De nombreuses études ont utilisé des analyses musculosquelettiques pour étudier le genou, et en particulier l'articulation tibio-fémorale. Dans cette partie, nous nous intéressons en premier lieu à l'estimation des forces de contact articulaires, à la validation des modèles utilisés à cet effet, ainsi qu'à l'influence des adaptations des modèles musculosquelettiques sur l'estimation des efforts de contact articulaire. Pour ce faire, un état de l'art des études (Tableau 2) évaluant des modèles musculosquelettiques sur leur capacité à prédire les efforts de contact articulaire comparant les efforts estimés avec les efforts mesurés par prothèse instrumentée a été réalisé, se basant sur l'étude de Moissenet et al. (2017b). Cet état de l'art s'intéresse uniquement à l'analyse de la marche et du squat. L'erreur moyenne quadratique (RMSE), le coefficient de détermination ( $R^2$ ) et les erreurs aux pics des efforts de contact  $y$  sont rapportés. Moissenet et al. (2017b) répertorie trois grands groupes d'adaptations de modèles : altération du modèle géométrique et des articulations, altération des paramètres musculaires et altérations du problème d'optimisation. A chaque étude, un ou plusieurs types d'adaptations ont été étudiés Tableau 2.

Dans un premier temps, les résultats des différentes études ont montré que la fonction objectif de l'optimisation modifiait largement l'estimation de la force de contact tibio-fémorale. L'étude de Steele et al. (2012) a amélioré l'exactitude des modèles en déterminant un ensemble de pondérations d'optimisation idéal par un processus itératif. L'introduction des forces de contact, ligamentaires et osseuses comme paramètres à optimiser améliore également la validité des modèles (DeMers et al., 2014; Knarr and Higginson, 2015; Moissenet et al., 2014; Zargham et al., 2019).

En outre, Lerner et al. (2015) et Dumas et al. (2020) se sont intéressés à la personnalisation de l'articulation tibio-fémorale. La première étude souligne l'importance de la personnalisation de l'alignement tibio-fémoral. D'après les deux études, la prédiction des efforts de contact chez les personnes avec une prothèse instrumentée n'est cependant pas améliorée en modifiant la localisation du contact. En revanche, d'après Dumas et al. (2020), la personnalisation des trajectoires de contact articulaire agissant comme contraintes cinématiques peut être bénéfique dans les cas où les trajectoires sont significativement altérées, comme chez les patients atteints d'arthrose.

Plusieurs études ont également montré que la validité des modèles varie en fonction de la tâche étudiée et des paramètres musculaires utilisés. Par exemple, l'étude menée par Moissenet et al. (2016) a montré qu'une augmentation de la redondance musculaire ne modifiait pas l'exactitude de l'estimation des forces de contact totales, mais modifiait l'équilibre des forces de contact latérales-médiales. Des modifications des paramètres musculaires ont permis d'obtenir une meilleure validité



(Curreli et al., 2021; Hosseini Nasab et al., 2022). Les études de Catelli et al. (2019) et Nejad et al. (2020) ont montré que l'ajout de surfaces de contournement pour décrire le chemin des muscles peut également contribuer à améliorer la justesse des modèles et notamment permettrait d'éviter la chute (ou l'excès) des activations musculaires lors de grandes flexions. L'étude de Hosseini Nasab et al. (2022) suggère que la personnalisation de la force isométrique maximale et des points d'insertion musculaires doit être prise en compte pour minimiser les erreurs de modélisation musculosquelettique. Cependant, les modèles musculosquelettiques restent limités lorsqu'il s'agit d'étudier des mouvements impliquant de grandes amplitudes (Hosseini Nasab et al., 2022; Kothurkar et al., 2023; Schellenberg et al., 2018). L'étude de Schellenberg et al. (2018) a montré que la justesse des modèles était plus faible lors de l'étude de grandes amplitudes de mouvements. Notamment, l'étude précise que les bras de levier de certains muscles sont particulièrement faibles dans le modèle lors de grands angles de flexion, ce qui pourrait induire une mauvaise distribution des forces musculo-tendineuses. L'étude de Nejad et al. (2020) a également révélé une forte corrélation entre l'erreur de prédiction et les angles de flexion du genou et de la hanche, avec des erreurs plus importantes observées lors de squats profonds. Les erreurs de prédiction ont alors été attribuées à une représentation musculaire inadéquate au niveau de la hanche et à une co-contraction musculaire au niveau du genou.

Tous les modèles présentés ci-dessus déterminent les forces musculo-tendineuses par la méthode couplant dynamique inverse et optimisation statique. Cependant, cette méthode ne tient pas compte des différences neuromusculaires éventuelles entre les sujets portant ou non une prothèse. Kumar et al. (2013) ont montré que l'estimation des forces de contact articulaire du genou avec prothèse diffère des efforts prédits par l'étude de sujets sains, en raison de patterns de mouvements différents. Kumar et al. (2013) ont ainsi suggéré l'utilisation d'une approche numérique guidée par les EMG pour améliorer la validité de la modélisation. L'inclusion de la modélisation guidée par l'EMG a en effet permis d'estimer les forces de contact articulaire du genou avec une meilleure précision par rapport à l'optimisation statique (Bennett et al., 2022; Walter et al., 2014). Finalement, les méthodes d'optimisation guidées par EMGs ou par contrôle de la commande musculaire (CMC) retrouvent certains résultats démontrés avec l'approche par optimisation statique. En effet, l'étude de Gerus et al. (2013) montre que l'utilisation de modèles musculosquelettiques personnalisés au sujet et minimisant les forces de contact articulaires a permis d'améliorer la prédiction des forces de contact médiales de 47% et des forces de contact latérales de 7%, respectivement, par rapport à l'utilisation de modèles musculosquelettiques génériques. Thelen et al. (2014) ont montré que l'ajustement de l'alignement du genou modifie l'équilibre des forces médiales et latérales, mais n'affecte pas la validité du modèle pour estimer la force totale. En outre, Manal et Buchanan (2013) ont proposé un processus itératif de variations des paramètres musculaires pour améliorer la précision du modèle. Cette étude a également montré l'incapacité des modèles musculosquelettiques à prédire les forces de compression tibio-fémorale pendant le squat.

Pour conclure, les modèles génériques conduisent à des erreurs quadratiques moyennes pour l'estimation des forces de contact médiales de 0,25PC à 1,15PC, des forces de contact latérales de 0,18PC à 1,12PC et des forces totales de 0,20PC à 1,12PC. Les modèles adaptés et/ou personnalisés ont quant à eux conduit à des erreurs pour les forces médiales de 0,08PC à 0,89PC, pour les forces latérales de 0,09PC à 1,65PC et pour les forces totales de 0,15PC à 1,08PC. Les erreurs les plus faibles ont, bien entendu, été obtenues en minimisant l'écart avec les forces de contact mesurées directement (Serrancolí et al., 2016; Walter et al., 2014). Comme le conclut la revue systématique menée par Moissenet et al. (2017b), les adaptations des modèles peuvent être regroupées en deux

catégories : celles modifiant les bras de levier musculaires et celles modifiant la distribution des forces musculo-tendineuses.

Cet état de l'art présente certaines limitations. Tout d'abord, plusieurs modèles ont été exclus, tels que les modèles éléments finis (Kia et al., 2014; Stylianou et al., 2013). Ces modèles ont montré une bonne estimation des efforts de contact articulaires tibio-fémoraux chez les patients équipés de prothèses instrumentées, avec une erreur quadratique moyenne comprise entre 0.4PC et 0.5PC dans la direction verticale. De plus, la plupart des études incluses dans cette revue ont évalué les modèles musculosquelettiques pendant la marche, ce qui peut limiter leur généralisation à d'autres mouvements ou activités, comme vu précédemment. L'étude de Kothurkar et al. (2022) met notamment en évidence l'importance de considérer le contact entre les tissus mous de la jambe et de la cuisse lors d'un squat très fléchi. Ce contact, parfois pris en compte dans les modèles, semble avoir une influence sur le chargement articulaire. Le nombre de sujets étudiés représente également une limitation à l'évaluation des modèles musculosquelettiques, avec un maximum de six sujets et souvent limité à seulement un sujet par étude. Enfin, il est important de noter que cette revue de littérature ne rapporte les résultats que pour les forces de contact articulaires verticales. En effet, les articles ayant également validé les forces et moments de contact sur les autres degrés de liberté sont peu nombreux. Ces études sont notées par une étoile dans le Tableau 2 (Bennett et al., 2022; Hast and Piazza, 2013; Imani Nejad et al., 2020; Kia et al., 2014). En somme, malgré les progrès récents dans la modélisation musculosquelettique pour l'analyse biomécanique du squat et de la marche, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour améliorer la validité et la généralisation de ces modèles.

Dans un second temps, la revue systématique menée par Trinler et al. (2018) synthétise les résultats des études rapportant les profils des forces musculaires du membre inférieur lors de la marche saine. Cette revue inclut 22 études utilisant des méthodes d'optimisation statique, de dynamique directe et des méthodes commandées par EMG. Les résultats montrent une concordance qualitative générale entre les différentes approches concernant l'estimation des forces des muscles actifs tout au long du cycle de marche. Cependant, il existe des différences considérables entre les modèles, notamment sur les amplitudes des forces estimées. Il est encore aujourd'hui difficile d'évaluer la validité des amplitudes estimées car il n'existe pas de relation simple entre le signal EMG et la force musculo-tendineuse générée. Lors de la phase initiale d'appui, les extenseurs de la cuisse et du genou (moyen fessier, biceps fémoral et vaste latéral) sont les muscles actifs. A la fin de la phase d'appui, les muscles de la flexion plantaire de cheville (gastrocnémiens et soléaire) s'activent. Finalement, le muscle tibial antérieur semblerait très actif en phase initiale d'appui ainsi qu'en phase oscillante. Le modèle développé par Rajagopal et al. (2016) prédit une activation constante du grand fessier tout le long du cycle de marche. Ceci n'est pourtant pas visible sur les mesures EMGs. Toutefois, des doutes subsistent quant à la qualité des données EMG concernant ce muscle en raison de la possibilité de mesurer l'activation d'autres muscles environnants. L'étude de (Walck et al., 2020) décrit les muscles impliqués dans le mouvement du squat. Pour effectuer ce mouvement, les muscles quadriceps (droit fémoral et vastes), les ischio-jambiers (biceps femoris, semi-tendineux et semi-membraneux), le soléaire et les gastrocnémiens sont les muscles essentiellement actifs. Les ischio-jambiers exercent une force contre-régulatoire de la force générée par les quadriceps sur le tibia qui inhibe ainsi le cisaillement antérieur de l'articulation tibio-fémorale impliqué par le quadriceps. Chacune des phases excentrique et concentrique du squat est contrôlée par le droit fémoral et les muscles de la chaîne postérieure tels que le grand fessier, le biceps fémoral et le semi-tendineux. Après 60° de flexion du genou, le couple

généralisé par le droit fémoral est limité, le grand fessier est alors le plus apte à contrôler la tâche. Bien que les muscles postérieurs soient généralement fléchisseurs du genou, dans cette situation, ils semblent sollicités pour maintenir la stabilité et le contrôle du mouvement. De plus, d'après Dahlkvist et al. (1982), le tendon patellaire est aussi l'un des acteurs principaux dans le squat. Plus précisément, Dahlkvist et al. (1982) précise que la force exercée par le tendon patellaire est plus élevée lors de la descente du squat qu'à la montée.

Article	Nbr. sujet	Activité	Adaptations du modèle	Estimations forces de contact SI					
				RMSE (R <sup>2</sup> )		Erreurs aux pics			
				Médial	Latéral	Total	Médial	Latéral	Total
(Steele et al., 2012)	1	Marche		-	-	0,28	-	-	-
				0,88	0,81	-	-	-	-
(Gerus et al., 2013)	1	Marche	Modèle squelettique + Articulation	0,89	1,65	-	-	-	-
			Modèle squelettique + Articulation + Optimisation	0,18	0,33	-	-	-	-
(Manal and Buchanan, 2013)	1	Marche	Modèle muscles + Articulation	0,28 (0,92)	0,18 (0,44)	-	-0,55	+0,04	-
(Thelen et al., 2014)	1	Marche		0,16 (0,95)	0,22 (0,03)	-	+0,03	<0,01	-
				0,26 (0,87)	0,42 (0,1)	0,51 (0,68)	-	-	-
(Walter et al., 2014)	1	Marche	Optimisation	0,29 (0,96)	-	-	-	-	-
				0,15-0,20 (0,96)	-	-	-	-	-
(Chen et al., 2014)	1	Marche		0,28 (0,96)	0,23 (0,75)	0,45 (0,95)	-	-	-
(Moissenet et al., 2014)	4	Marche	Optimisation	1,15 (0,76)	0,63 (0,78)	-	-	-	-
(Marra et al., 2015)	1	Marche	Articulation	0,41 (0,83)	0,33 (0,73)	-	-	-	-
				0,25 (0,81)	0,34 (0,19)	0,25 (0,9)	-	-	-
				0,26 (0,79)	0,35 (0,26)	0,26 (0,89)	-	-	-
(Lund et al., 2015)	1	Marche	Modèle squelettique	-	-	0,36 (0,89)	-	-	-
				-	-	0,28 - 0,64 (0,73-0,9)	-	-	-
(Lerner et al., 2015)	1	Marche	Articulation	-	-	0,51	1 <sup>er</sup> pic : +0,80 2 <sup>ème</sup> pic : +0,35	1 <sup>er</sup> pic : -0,45 2 <sup>ème</sup> pic : -0,80	-
(Knarr and Higginson, 2015)	3	Marche	Optimisation	-	-	0,33	1 <sup>er</sup> pic : +0,14 2 <sup>ème</sup> pic : +0,14	1 <sup>er</sup> pic : +0,11 2 <sup>ème</sup> pic : -0,33	-
(Navacchia et al., 2016)	3	Marche		-	-	0,52	-	-	-
				-	-	0,37-0,46	-	-	-
(Moissenet et al., 2016)	1	Marche	Modèle muscles	0,65 (0,42)	0,45 (0,25)	0,70 (0,47)	-	-	-
				0,26 (0,74)	0,63 (0,02)	0,77 (0,50)	-	-	-

(Serrancolí et al., 2016)	1	Marche		0,51 (0,81)	0,55 (0,10)	0,88 (0,74)	-	-	-
			Modèle muscles	0,08 (0,97)	0,09 (0,80)	0,15 (0,97)	-	-	-
(Zargham et al., 2019)	4	Marche	Optimisation (norme)	-	-	0,47 (0,90)	-	-	-
			Optimisation (paramètres)	-	-	0,83 (0,93)	-	-	-
(Imani Nejad et al., 2020)*	6	Marche	-	-	0,39 (0,91)	-	-	+0,28	
		Squat	-	-	0,47 (0,92)	-	-	+1,99	
(Dumas and Moissenet, 2020, p. 20)	4	Marche		0,33 (0,81)	0,40 (0,22)	0,41 (0,79)	1 <sup>er</sup> pic : +0,45 2 <sup>ème</sup> pic : ±0,28	1 <sup>er</sup> pic : -0,40 2 <sup>ème</sup> pic : -0,43	1 <sup>er</sup> pic : ±0,31 2 <sup>ème</sup> pic : ±0,40
			Articulation	0,32 (0,82)	0,45 (0,31)	0,43 (0,83)	1 <sup>er</sup> pic : +0,34 2 <sup>ème</sup> pic : +0,34	1 <sup>er</sup> pic : -0,51 2 <sup>ème</sup> pic : -0,55	1 <sup>er</sup> pic : +0,41 2 <sup>ème</sup> pic : -0,40
			Articulation	0,29 (0,78)	0,33 (0,68)	0,54 (0,80)	±0,34	+0,40	±0,73
			Articulation	0,29 (0,72)	0,35 (0,31)	0,43 (0,79)	±0,42	-0,38	±0,63
(Curreli et al., 2021)	1	Marche	Modèle muscles	-	-	0,62 (0,22)	-	-	-
			Articulation	-	-	0,38 (0,80)	-	-	-
(Bennett et al., 2022)*	3	Marche	Optimisation	-	-	0,57	-	-	2 <sup>ème</sup> pic : +0,97
			Optimisation	-	-	0,46	-	-	2 <sup>ème</sup> pic : +0,29
(Zhang et al., 2022)	1	Marche		-	-	0,20 (0,90)	-	-	-
			Modèle muscles	-	-	0,44	-	-	-
(Hosseini Nasab et al., 2022)	6	Squat		-	-	0,17	-	-	-
			Modèle muscles	-	-	1,12 (0,83)	-	-	-
(Kothurkar et al., 2023)	1	Squat	Modèle muscles	-	-	1,04 (0,82)	-	-	-
			Optimisation	-	-	1,03 (0,82)	-	-	-
			Optimisation + modèle muscles	-	-	1,08 (0,81)	-	-	-

RMSE : erreur quadratique moyenne ; R<sup>2</sup> : coefficient de détermination ; SI : supérieur-inférieur

Tableau 2.: Etat de l'art – Validité de l'estimation des forces de contact TF via analyses musculosquelettiques à la marche et/ou au squat utilisant des modèles génériques, personnalisés et adaptés.

## 1.4 Arthrose

Ces travaux de thèse portent sur l'étude de l'arthrose du genou. Cette partie décrit la maladie en se basant sur les observations de la littérature, et présente les causes de son apparition et de sa progression ainsi que son impact sur le chargement tibio-fémoral.

### 1.4.1 Description et facteurs de risques intrinsèques

L'arthrose du genou, également connue sous le nom de gonarthrose, est une maladie chronique qui affecte principalement les personnes âgées. Environ 10% des personnes de plus de 65 ans en sont atteintes. Les patients atteints de gonarthrose souffrent de fortes douleurs au genou, ce qui limite l'amplitude de mouvement de l'articulation chez 80% d'entre eux (*WHO Scientific Group on the Burden of Musculoskeletal Conditions at the Start of the Millennium 2003*). Cette maladie se caractérise par la dégénérescence du cartilage dans certaines zones des surfaces articulaires. Ces travaux de thèse s'intéressent spécifiquement à la gonarthrose du compartiment médial de l'articulation tibio-fémorale qui constitue la forme la plus répandue de la pathologie.

Les critères de la société américaine en rhumatologie (ACR), combinant informations cliniques et radiographiques permettent de diagnostiquer l'arthrose selon les indicateurs suivants :

- Douleur au genou associée à au moins 3 des 6 critères cliniques suivants :
  - Âge supérieur à 50 ans
  - Raideur matinale ressentie pendant moins de 30 min
  - Crépitement
  - Douleur osseuse péri-articulaire
  - Hypertrophie osseuse péri-articulaire
  - Absence de chaleur locale

En plus des indications de l'ACR, le score de *Kellgren & Lawrence* permet de classifier la sévérité de l'arthrose en quatre stades : arthrose douteuse, minime, certaine et évoluée (Figure 8). Pour ceci, il évalue les ostéophytes (excroissances osseuses) et le pincement de l'espace articular visible par radiographie. Il est couramment utilisé comme critère d'inclusion pour homogénéiser la sélection des patients dans les essais cliniques. Les stades radiologiques de la gonarthrose sont donc les suivants :

- Stade I : ostéophyte de signification douteuse
- Stade II : ostéophyte net sans modification de l'espace articular
- Stade III : ostéophyte net et diminution de l'espace articular
- Stade IV : pincement sévère de l'interligne articular et sclérose de l'os sous-chondral

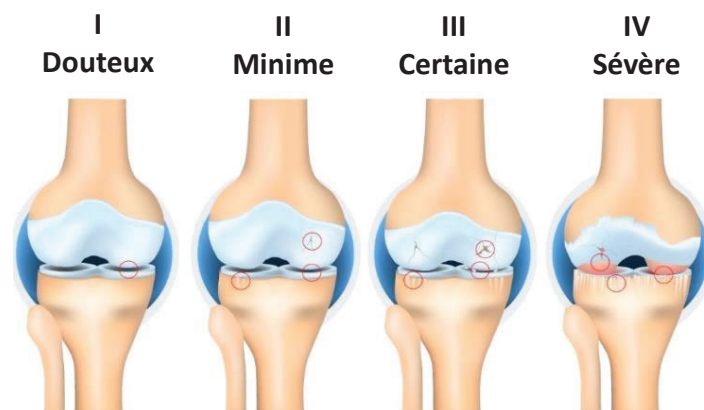


Figure 8: Différents stades de l'arthrose.

Il est impératif d'identifier les facteurs associés au stade précoce de la maladie afin de détecter les patients à risque de développer l'arthrose à un stade avancé et ainsi pouvoir anticiper le traitement. Selon la littérature (Duffell et al., 2014; Kumar et al., 2013; Meireles et al., 2017; Saxby and Lloyd, 2017), plusieurs facteurs, biomécaniques et neuromusculaires, peuvent être la cause de cette dégénération. L'arthrose du genou pourrait être liée à l'obésité, à une baisse d'activité physique à haute intensité, à un mauvais alignement dans le plan frontal du genou (varus) ou encore à une altération de l'activité musculaire ou de la cinématique articulaire à la suite d'une rupture du ligament croisé antérieur ou d'une fissure méniscale (Saxby and Lloyd, 2017).

Selon Langlois et al. (2016), l'espacement articulaire et l'angle fémoro-tibial dans le plan frontal sont des facteurs favorisant l'apparition et l'évolution de la gonarthrose. L'étude menée par Petersen et al. (2022) a permis de classer plusieurs groupes au sein d'une population souffrant d'arthrose selon leurs caractéristiques médicales et d'observer les paramètres cinématiques associés à chacun de ces groupes. En particulier, le groupe atteint de gonarthrose du compartiment médial, sans rupture des ligaments, présente un angle de flexion plus élevé lors du contact initial de la marche, des angles d'adduction (environ 1.5°) et de rotation interne (environ 3°) plus élevés ainsi qu'un rétrécissement d'environ 2mm de l'espace articulaire par rapport aux groupes de sujets sains.

Des études (Gaasbeek et al., 2007; Kumar et al., 2013; Meireles et al., 2017; Schmalz et al., 2010) ont examiné les moments externes de flexion et d'abduction au niveau du genou pendant la marche et ont comparé les résultats de genoux atteints d'arthrose et de genoux sains (sujets sains ou jambes contralatérales). Toutes ces études ont constaté que le moment de flexion du genou affecté était inférieur à celui du genou sain, tandis que le moment de varus augmentait. Plus précisément, Schmatz et al. (2010) a rapporté une diminution du moment de flexion de 0,45 Nm/kg par rapport à 0,23 Nm/kg et une augmentation du moment de varus de 0,53 Nm/kg par rapport à 0,63 Nm/kg.

D'après l'étude menée par Saxby et Llyod (2017), ces facteurs de risques pourraient altérer l'intensité, la distribution latérale-médiale, la localisation et la concentration du chargement articulaire qui devient alors un indicateur pertinent pour l'étude du développement de la gonarthrose.

#### 1.4.2 Altérations du chargement articulaire tibio-fémoral

Le chargement articulaire influence le remodelage et la morphologie de l'articulation (Saxby and Lloyd, 2017). Quelques études ont quantifié et comparé les efforts de contact dans les compartiments médial et latéral de l'articulation au cours de la marche chez les sujets sains et arthrosiques (Dumas et al., 2020; Kumar et al., 2013; Meireles et al., 2017). Selon la sévérité de la maladie, cette comparaison mène à différentes conclusions. En effet, en phase précoce de la maladie, aucune différence significative entre sujets sains et pathologiques n'a été observée (Meireles et al., 2017; Van Rossom et al., 2018). Une légère augmentation de l'effort de contact médial est cependant observée chez les patients arthrosiques en phase avancée (Amiri et al., 2023; Kumar et al., 2013; Meireles et al., 2016). L'étude menée par Amiri et al. (2023) rapporte une augmentation de la force de contact dans le compartiment médial après 3 ans de suivi chez les patients pour qui l'arthrose a progressé. D'après la plupart des études antérieures (Dell'Isola et al., 2017; Dumas et al., 2020; Kumar et al., 2013; Van Rossom et al., 2018), la force de contact totale chez les sujets arthrosiques est plus faible que chez les sujets sains. Le Tableau 3 présente les résultats des études cas-témoins de la littérature.



Auteurs		n	Médial		Latéral		Total	
			1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic	1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic	1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic
(Kumar et al., 2013)	Sain	16	2,4	1,8	1,3	0,5	3.7	2.2
	Arthrosiques	12	2,6	2,1	0,9	0,1	3.5	2.2
(Sriharan et al., 2017)	Sain	19	2,0	3,0	0,3	0,5	2.3	3.5
	Arthrosiques	39	2,1	3,2	0,3	0,6	2.3	3.8
(Dell'Isola et al., 2017)	Sain	18	2,1		1,4		3.5	
	Arthrosiques	17	2,0		1,1		3.3	
(Meireles et al., 2017)	Sain	17	2,2	1,8	1,2	1,2	3.1	2.7
	Arthrosiques précoces	14	2,6	1,9	1,4	1,5	3.7	3.0
	Arthrosiques	16	2,8	2,1	1,3	1,6	3.8	3.1
(Van Rossom et al., 2018)	Sain	19	1,8	1,9	1,3	1,0	3.9	2.8
	Arthrosiques (Médial)	8	1,9	1,8	1,1	0,8	3	2.5
	Arthrosiques (Latéral)	7	1,5	1,6	1,2	1,0	2.6	2.5
(Dumas et al., 2020)	Sain	10	1,6	1,9	1,2	0,6	2.7	2.4
	Arthrosiques	12	1,6	1,7	1,1	0,5	2.5	2.1
(Amiri et al., 2023)	Arthrosiques progressifs	7	2,7	2,8			2.7	2.9
	Arthrosiques non progressifs	20	2,2	2,1			2.3	2.2

Tableau 3: Forces de contact médiales et latérales (exprimées en poids du corps) rapportées dans les études cas-témoins de la littérature

#### 1.4.3 Facteurs biomécaniques extrinsèques associés au déchargement de l'articulation tibio-fémorale

Des facteurs biomécaniques extrinsèques associés au chargement articulaire peuvent être identifiés (D'Souza et al., 2022). Certaines études (Amiri et al., 2023; Holder et al., 2022; Kumar et al., 2013; Zeighami et al., 2021) révèlent des corrélations entre les moments de flexion et d'adduction externes au niveau du genou et le chargement tibio-fémoral total et dans le compartiment médial, respectivement, lors de la phase d'appui de la marche ( $R^2 > 0.6$ ). D'après la synthèse effectuée par Saxby et Llyod (2017) ces relations entre les moments inter-segmentaires et le chargement articulaire dépendent de la sévérité de la maladie. L'étude menée par Hurwitz et al. (2000), observe aussi une corrélation entre douleur et moments d'adduction et de flexion chez les sujets arthrosiques ; des moments plus élevés ont été calculés chez les sujets rapportant une diminution de la douleur après médication.

Selon Duffell et al. (2014), une adaptation neuromusculaire peut se produire chez les personnes atteintes d'arthrose. En effet cette étude rapporte une augmentation de l'activité musculaire du muscle glutéal moyen, du quadriceps et des ischio-jambiers lors de la phase d'appui de la marche. Toutefois, l'état de l'art présenté par Saxby et Llyod (2017) souligne qu'il existe un manque de corrélation directe entre la force du quadriceps (extenseur du genou) mesurée par dynamométrie et le chargement articulaire. Cette corrélation est altérée par de nombreux autres facteurs, tels que l'activité physique, l'individu et les pathologies articulaires, de sorte que la puissance musculaire ne semble pas être un indicateur fiable de l'arthrose.

Selon Lerner et al. (2015), la localisation du contact entre le tibia et le fémur peut également avoir un impact sur la distribution de la charge articulaire, ce qui peut entraîner une diminution de la charge dans l'un des compartiments tibio-fémoraux. La localisation du contact dans les compartiments médial et latéral de l'articulation tibio-fémorale a été étudiée chez les sujets arthrosiques (Zeighami et al., 2017) lors de cinq postures de squat statique ( $0^\circ$ - $70^\circ$ ) du genou. Malgré une forte variabilité inter

sujets, une médialisation du contact dans les compartiments médial et latéral de  $6.5\pm 0.7\text{mm}$  et  $9.6\pm 3.1\text{mm}$ , respectivement, a été observée chez les patients arthrosiques. La position de ces points de contact a ensuite été interpolée sur l'intervalle de flexion correspondant au cycle de marche de chacun des patients afin de prédire le chargement articulaire dans chacun des compartiments lors de la marche (Zeighami et al., 2021). Une corrélation faible mais significative ( $R^2=0.24$ ,  $p=0.001$  pour les sujets sains et  $R^2=0.13$ ,  $p=0.01$  pour les patients arthrosiques) a ainsi été observée entre la localisation du contact et les forces de contact dans le compartiment médial de l'articulation. Ainsi, la localisation du contact tibio-fémoral modifie la distribution du chargement articulaire. Ce chargement délocalisé dans des régions où le cartilage n'est pas prédisposé à ce niveau de chargement pourrait alors initier et faire évoluer la dégénérescence des surfaces articulaires (Andriacchi et al., 2004).

## 1.5 Orthèse de genou pour le traitement de l'arthrose

Les orthèses de genou sont de plus en plus recommandées et prescrites par le corps médical afin d'améliorer la qualité de vie des patients arthrosiques et repousser une éventuelle chirurgie.

Cette section introduit les différentes orthèses de genou utilisées aujourd'hui et rapporte les performances de ces orthèses évaluées sur des variables biomécaniques dans la littérature. On peut noter que l'action mécanique de l'orthèse sur le membre inférieur est rarement modélisée. Ainsi, les quelques méthodes mises en œuvre précédemment pour caractériser mécaniquement l'action de ces orthèses sur le membre inférieur sont synthétisées ici.

### 1.5.1 Principe

Les orthèses de genou sont classifiées en trois groupes : prophylactique, fonctionnelle et de réhabilitation. Les orthèses prophylactiques restreignent la mobilité du genou afin d'éviter les blessures. Les orthèses fonctionnelles permettent d'améliorer la stabilité de l'articulation en limitant les mouvements de rotation. Les orthèses de réhabilitation post-opératives limitent aussi les mouvements du genou. Les orthèses utilisées pour le traitement de l'arthrose - dites « de déchargement » - font partie des orthèses fonctionnelles. Elles cherchent à réduire la mobilité et les moments de flexion-extension et d'abduction-adduction du genou. Certaines orthèses valgissantes tentent, via l'application d'un moment d'abduction externe, de modifier l'alignement tibio-fémoral dans le plan frontal et de redistribuer le chargement de l'articulation tibio-fémorale dans les deux compartiments.

Les orthèses disponibles sur le marché aujourd'hui peuvent être classées en deux catégories principales (voir Figure 9) : celles avec une unique articulation (Brandon et al., 2019; Clouthier et al., 2017; Della Croce et al., 2013; Fantini Pagani et al., 2010b; Gaasbeek et al., 2007; Kutzner et al., 2011; Matsuno et al., 1997; Pollo et al., 2002; Schmalz et al., 2010; Self et al., 2000) et celles avec deux articulations de part et d'autre du genou (Arazpour et al., 2014; Brand et al., 2017; Brandon et al., 2019; Budarick et al., 2020; Cusin et al., 2018; Lamberg et al., 2016; Laroche et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Zeighami et al., 2020). La plupart de ces articulations sont polycentriques. Les orthèses valgissantes utilisent principalement un système de flexion trois points ou quatre points (comme l'orthèse étudiée par Arazpour et al. (2014)). Des systèmes modulaires ont été développés pour permettre aux patients d'ajuster l'angle de correction des orthèses, soit par vis soit par l'ajout de coussins pneumatiques (voir Figure 9) afin de fournir un meilleur confort aux patients. L'orthèse

étudiée dans l'étude menée par Laroche et al. (2014) propose un nouveau mécanisme de déchargement articulaire grâce au déplacement des charnières selon des axes verticaux et horizontaux. Il s'agit d'une orthèse de distraction et de rotation axiale (voir Figure 9). Enfin, certaines orthèses (Bishop et al., 2023; Huber et al., 2021; McGibbon et al., 2021) incluent des systèmes de ressorts, en plus des charnières polycentriques, pour décharger l'articulation en appliquant un moment de soutien d'extension au genou. Plusieurs études (Cusin et al., 2018; Huber et al., 2021; Laroche et al., 2014) précisent que l'orthèse est active lorsque le genou est en extension, mais n'a pas d'effet lors de la flexion.

L'orthèse étudiée dans ces travaux est l'orthèse valgisante Evoke™, développée par la compagnie OssKin. Cette orthèse est composée de deux supports rigides, au niveau de la cuisse et du tibia, fabriquée par impression 3D SLS permettant un ajustement personnalisé au patient. Une correction angulaire ainsi qu'un déplacement médial du tibia sont imposés au modèle 3D avant impression dans le but de réaligner les segments osseux du patient. L'orthèse est composée d'une charnière hélicoïdale ASYMOTION™ permettant de reproduire la cinématique tridimensionnelle naturelle du genou. En effet, ce système de charnière asymétrique a été conçu pour reproduire les couplages articulaires entre le mouvement de flexion-extension et celui de rotation interne-externe du genou, précédemment rapporté dans une étude sur spécimens cadavériques (Walker et al., 1985).



Figure 9: Structures classiques d'orthèses de genou : A. Simple articulation (Monarch brace, dj Orthopedics, LLC, Vista) ; B. Double articulations (Evoke, Osskin) ; C. Avec coussins pneumatiques (Sof'Tec OA brace, Bauerfiend GmbH) ; D. De distraction et de rotation (ODRA, Proteor France) ; E. Avec ressorts (Levitation Trio compartment unloader, Spring technology Inc.)

### 1.5.2 Evaluation des performances – Etat de l’art

L'évaluation des orthèses de genoux pour le traitement de la gonarthrose reste limitée et notamment en ce qui concerne l'évaluation de leur effet sur la fonction de l'articulation tibio-fémorale. Cette question demeure incertaine et controversée d'après la littérature. Cette partie se concentre sur les méthodes décrites dans la revue de Parween et al. (2019) et les résultats résumés dans les études systématiques de Moyer et al. (2015) et Yan et al. (2022) pour évaluer les performances des orthèses de genou. Différents facteurs peuvent être utilisés pour évaluer l'efficacité d'une orthèse de genou, tels que les perceptions des patients, les paramètres morphologiques, les paramètres spatio-temporels de la marche, la cinématique et la cinétique de l'articulation tibio-fémorale et les forces musculaires (Figure 10).

#### Perceptions des patients

Les questionnaires les plus couramment utilisés pour évaluer l'efficacité des orthèses de décharge valgissantes sont *Visual Analog Scale (VAS)*, le *Knee Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)*, le *Knee Society Score (KSS)* et le *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)*. Toutes ces méthodes, basées sur la perception, évaluent la douleur, la fonction et la qualité de vie des sujets, qui sont des biomarqueurs qualitatifs de la progression de la maladie. Le score VAS est une échelle visuelle où les patients notent leur douleur sur une ligne graduée de 0 à 10. Les scores KOOS, KSS et WOMAC sont basés sur des questionnaires.

Des améliorations ont été constatées sur la douleur, le niveau d'activité, la raideur et la fonction chez les patients portant des orthèses valgissantes (Esrafilian et al., 2012; Karimi et al., 2015; Matsuno et al., 1997). Cependant, l'étude de Parween et al. (2019) souligne les limites de ces questionnaires. En effet, ces approches subjectives dépendent aussi de l'état émotionnel du sujet et ne sont pas capables de prédire les modifications pour des arthroses modérées ou les effets à long terme sur l'ensemble des activités des patients. De plus, ils ne fournissent pas de critères biomécaniques ou morphologiques.

#### Paramètres morphologiques

L'utilisation d'une orthèse de genou valgissante semblerait modifier les paramètres morphologiques de l'articulation tibio-fémorale. Les techniques d'imagerie médicale ont été utilisées afin de mesurer l'espacement articulaire, l'angle de l'articulation dans les plans sagittal et frontal ainsi que, plus récemment, la localisation du contact. Plusieurs études (Komistek et al., 1999; Nagai et al., 2019) ont montré une augmentation de l'espacement articulaire pendant la marche, en moyenne de 0,8 mm, mesurée à l'aide de la fluoroscopie dynamique. Pareillement, l'étude de (Zeighami et al., 2020) a révélé une augmentation de la distance os à os, calculée à partir de reconstructions 3D basées sur radiographies biplanes EOS, de  $0,52 \pm 0,82$  mm avec le port de l'orthèse. L'alignement du membre inférieur est également un paramètre important à considérer dans l'évaluation de l'efficacité de l'orthèse de genou. Des études antérieures (Arazpour et al., 2014; Matsuno et al., 1997) ont montré une diminution de l'angle de varus de  $1^\circ$  à  $6^\circ$  en position statique debout. Enfin, l'étude de Zeighami et al. (2020) a évalué les positions des points de contact médiaux et latéraux de l'articulation tibio-fémorale lors de différentes postures de squat statique. Les résultats ont montré un déplacement latéral de 11,52 mm et un déplacement antérieur de 10,75 mm des points de contact médiaux avec l'orthèse de genou. Ces résultats suggèrent que l'utilisation d'une orthèse de genou peut potentiellement modifier la répartition de la charge dans l'articulation tibio-fémorale pendant des activités fonctionnelles telles que la marche et le squat.

#### Paramètres spatio-temporels

L'impact du port d'une orthèse de genou sur certains paramètres spatio-temporels de la marche a été précédemment étudié, mais les résultats restent mitigés. En ce qui concerne la vitesse de marche, certaines études ont observé une augmentation allant jusqu'à 25,53% (Arazpour et al., 2014; Gaasbeek et al., 2007; Laroche et al., 2014; Schmalz et al., 2010) tandis que d'autres n'ont pas trouvé de différences significatives (Brand et al., 2017; Della Croce et al., 2013; Karimi et al., 2015; Kutzner et al., 2011; Pollo et al., 2002). Bien que certaines études aient trouvé avec l'orthèse une augmentation de la cadence, définie comme le nombre de pas effectués par minute (Schmalz et al., 2010; Toriyama et al., 2011), d'autres n'observent pas de différences (Brand et al., 2017; Karimi et al., 2015). Les longueurs du pas et de la foulée ont également été mesurées. La longueur du pas représente la distance parcourue en un pas, tandis que la longueur de la foulée représente la distance entre deux contacts de talon consécutifs du même pied. Des augmentations ont été observées dans certaines études (Arazpour et al., 2014; Schmalz et al., 2010), allant jusqu'à 16,9%, mais d'autres études (Brand et al., 2017; Karimi et al., 2015; Kutzner et al., 2011; Toriyama et al., 2011) n'ont pas observé de différence. Certaines études ont même révélé une diminution de ces longueurs, qui pourrait être due à une limitation de l'amplitude de mouvement avec l'orthèse (Gaasbeek et al., 2007; Hall et al., 2019). Quant à la largeur du pas, qui représente la distance entre les centres des talons des deux pieds, aucune différence significative n'a été observée avec l'utilisation de l'orthèse (Hall et al., 2019; Laroche et al., 2014). Enfin, l'angle de progression du pied, qui mesure l'angle généré entre l'axe longitudinal du pied et la ligne de progression vers l'avant lors de la marche, a également été étudié. Laroche et al. (2014) a révélé une augmentation moyenne de 36,76% de l'angle de progression du pied avec l'utilisation de l'orthèse. Cependant, d'autres études n'ont pas trouvé de différence significative sur ce paramètre (Brand et al., 2017; Gaasbeek et al., 2007). A noter que cet angle pourrait être relié au moment d'adduction du genou, paramètre important dans l'étude du déchargement tibio-fémoral.

#### Cinématique tibio-fémorale

L'usage de l'orthèse de genou semble avoir un impact sur la mobilité des patients. L'amplitude de mouvement de l'articulation tibio-fémorale, qui est définie par l'amplitude de l'angle de flexion-extension lors du mouvement, est souvent utilisée pour évaluer cet effet (voir Annexe 2). Des études antérieures (Arazpour et al., 2014; Gaasbeek et al., 2007) ont toutes révélé une réduction de l'amplitude de mouvement pendant le port d'une orthèse de genou, égale à 11,36 %, 25,68 % et 5,45 %, respectivement. Cependant, l'étude menée par Laroche et al. (2014) a aussi observé que l'angle d'extension lors de la pose du talon et au milieu de la phase d'appui était significativement plus élevé. Dans le plan frontal, l'étude de Brand et al. (2017) a indiqué que l'angle d'adduction du genou était réduit de 84,31 % et 55,31 % lors des événements de la phase d'appui "heel strike" et "push off", respectivement. A la marche, l'étude de Guo et al. (2023) présente des résultats plus détaillés de l'évolution de la cinématique de l'articulation tibio-fémorale avec orthèse. Lors de la phase d'appui et de la phase oscillante, une diminution moyenne de l'abduction de 3,09° et de 2,83°, respectivement a été observée. Ces résultats (en particulier sur les déplacements articulaires) restent néanmoins sujets à caution puisque basés sur des marqueurs cutanés.

#### Paramètres dynamiques (Tableau 4)

Les paramètres analysés dans cette partie sont représentés de manière standard lors de la marche dans l'Annexe 2.

Dans un premier temps, aucune différence significative n'a été observée pour la force verticale de réaction au sol entre les conditions avec et sans orthèse (Brand et al., 2017; Karimi et al., 2015) ;

néanmoins, Schmalz et al. (2010) a avancé que la force horizontale sur le membre arthrosique augmentait de 16,4% du poids corporel dans les conditions avec orthèse.

De nombreux travaux ont analysé les niveaux de forces et de moments inter-segmentaires dans le genou avec et sans orthèse lors d'un cycle de marche. La plupart de ces études (17 sur 30 recensées par Moyer et al. (2015), et 17 sur 32 par Yan et al. (2022)) se sont intéressées au moment de varus du genou (KAM) lors de la marche, que ce soit le pic global ou les 1<sup>er</sup> et 2<sup>ème</sup> pics. Pour l'équilibre et la stabilité du genou pendant la marche, le KAM externe doit être équilibré par la répartition de la force de contact tibio-fémorale dans les compartiments médial et latéral. La magnitude du KAM a donc été utilisée comme une estimation indirecte de la distribution du chargement tibio-fémoral. Dans l'ensemble, la plupart des études (Arazpour et al., 2014; Bhave, 2013; Brand et al., 2017; Della Croce et al., 2013; Esrafilian et al., 2012; Fantini Pagani et al., 2010b; Gaasbeek et al., 2007; Hall et al., 2019; Lamberg et al., 2016; Laroche et al., 2014; Pollo et al., 2002; Self et al., 2000; Toriyama et al., 2011) ont montré que les orthèses réduisaient significativement le KAM, avec une réduction maximale de 48% (Bhave, 2013) et une réduction minimale de 3,6% (Arazpour et al., 2014). Seules deux études n'ont pas trouvé de différence significative dans le KAM (Brandon et al., 2019; Ebert et al., 2014). Il est important de noter que l'étude de Brandon et al. (2019) montre que l'évolution du KAM avec port de l'orthèse dépend de la prise en compte d'un moment externe appliqué par l'orthèse lors du calcul. En effet, une réduction significative du moment d'adduction interne n'est trouvée que lorsqu'un moment d'abduction dû à l'orthèse est ajouté.

Les études qui ont décrit les effets des orthèses de genou sur le moment de flexion-extension ne sont pas en accord. Certaines études (Brandon et al., 2019; Hall et al., 2019; Toriyama et al., 2011) ont rapporté des variations du moment de flexion-extension du genou lors de la phase d'appui. Cependant, ces différences n'ont pas été confirmées par Schmalz et al. (2010).

En fin de compte, les travaux de Hall et al. (2019) ont souligné une grande variabilité interindividuelle quant aux modifications des moments de flexion et d'adduction externe.

Parfois, l'impulsion d'adduction (KAI, voir Annexe 2) est également analysée car elle permet de considérer à la fois l'amplitude et la durée du KAM pendant la phase d'appui de la marche. Les études de Fantini et al. (2010b) et Lamberg et al. (2016) ont observé une diminution d'environ 36% de ce paramètre.

### Chargement articulaire

Un chargement physiologique normal est essentiel pour maintenir la santé des tissus et des os. L'étude menée par Kutzner et al. (2011) a observé l'effet d'une orthèse valgissante sur le chargement du compartiment médial in vivo via les mesures d'implants instrumentés. Cette étude a rapporté une diminution du chargement médial pendant la marche et la montée/descente d'escaliers. Avec trois ajustements d'angle de varus de l'orthèse, neutre, 4° et 8°, l'étude observe une diminution de la force de contact médiale de 10%, 18% et 23%, respectivement au moment du 1<sup>er</sup> pic du KAM, et une diminution de 9%, 24% et 30%, respectivement au 2<sup>nd</sup> pic du KAM. De plus, des études ultérieures (Brandon et al., 2019; Hall et al., 2019; Karimi et al., 2015; Pollo et al., 2002) estiment les forces de contact au cours de la marche, en utilisant par exemple la modélisation musculosquelettique et ne rapportent pas de modification de la force de contact totale avec le port d'une orthèse de genou. Certaines de ces études (Brandon et al., 2019; Pollo et al., 2002) ont signalé une diminution de la force de contact médiale estimée, indiquant ainsi que le chargement était transféré vers le compartiment latéral. Cependant, d'autres études (Hall et al., 2019; Karimi et al., 2015) n'ont pas observé de différences significatives. En étudiant le lever de chaise et l'action de s'asseoir avec le port d'une orthèse



appliquant un moment de flexion externe (ressort linéaire dans le plan sagittal), l'étude menée par Bishop et al. (2023) rapporte une diminution de 20% de la force de contact totale estimée par dynamique inverse.

Le Tableau 4 rapporte les caractéristiques des travaux de la littérature, s'intéressant à la réponse biomécanique du genou ; les variations des paramètres dynamiques sont rapportées, lors du port de différentes orthèses utilisées pour le traitement de l'arthrose.

#### Forces musculo-tendineuses

Selon plusieurs études (Hall et al., 2019; Moissenet et al., 2017a; Pandy and Andriacchi, 2010), les muscles du membre inférieur contribuent à la force de contact articulaire et en particulier dans sa distribution entre les compartiments médial et latéral de par la création d'un moment d'adduction au niveau du genou. Par conséquent, les forces musculaires et la co-contraction musculaire du membre inférieur peuvent être considérées comme des estimations indirectes du chargement articulaire. Des études antérieures ont indiqué que les individus atteints d'arthrose présentent une plus grande co-contraction musculaire latérale-médiale autour de l'articulation du genou (Saxby and Lloyd, 2017). Malgré cela, peu d'études (5 sur 32 revues par Yan et al. (2022) ont examiné l'effet des orthèses valgusantes sur les paramètres musculaires. L'étude menée par Fantini et al. (2010b) a d'abord trouvé des réductions significatives de l'activation dans tous les groupes musculaires observés (droit fémoral, ischio-jambiers latéraux et gastrocnémiens latéraux). Cependant, seule une diminution du signal EMG du muscle droit fémoral a été observée (Brandon et al., 2019) et l'étude de Hall et al. (2019) ne rapporte aucune différence significative. En outre, les études (Fantini Pagani et al., 2010b; Hall et al., 2019) s'accordent sur une diminution du ratio de co-contraction latérale-médiale impliquant les paires des muscles suivantes : vaste médial / ischio-jambiers médiaux, vastes latéral / ischio-jambiers latéraux, vaste médial / gastrocnémien médial, vaste latéral, gastrocnémien latéral. L'étude de Hall et al. (2019) ajoute qu'une augmentation du ratio de co-contraction de flexion-extension existerait avec le port de l'orthèse. Finalement, Hall et al. (2019) ne révèle pas de différence significative sur la contribution des muscles aux chargements externes ainsi qu'à l'effort de contact dans le compartiment médial avec ou sans orthèse. Cependant le port d'une orthèse de déchargement semblerait augmenter de 2.35% la contribution relative des muscles à l'effort de contact latéral. Selon Brandon et al. (2019), la contribution des muscles quadriceps diminuerait lors de la marche alors que celle des gastrocnémiens augmenterait avec l'orthèse. Enfin, le mouvement de squat est étudié dans les travaux de Walck et al. (2020). L'orthèse utilisée est une genouillère dotée d'un ressort non linéaire qui libère l'énergie lors de l'extension stockée lors de la flexion. Cette étude observe une augmentation des forces maximales des vastes latéral et médial (4.7% et 4.6% en moyenne), du semi-tendineux (29%) et du grand fessier. A l'inverse, les forces maximales du soléaire et du biceps fémoral sont diminuées de 66% et de 39.96% respectivement lors du port de l'orthèse. Cette diminution des efforts du soléaire laisse penser que l'orthèse stimulerait la chaîne musculaire postérieure.

Finalement, il est important de noter la grande variabilité des performances des orthèses entre les sujets, comme observée dans les études menées par Clouthier et al. (2017) et Hall et al. (2019). Les résultats suggèrent que les orthèses pourraient être plus efficaces pour les patients atteints d'arthrose à un stade avancé et ayant un pic maximal du moment d'adduction externe élevé, selon les régressions linéaires établies par Clouthier et al. (2017) étudiant différents paramètres pouvant affecter l'efficacité de l'orthèse. En somme, les orthèses de genou peuvent être bénéfiques pour certains patients atteints d'arthrose, mais leur efficacité peut varier en fonction de différents facteurs et doit être évaluée au



cas par cas. La sévérité de la maladie pourrait impact l'efficacité des orthèses et des études longitudinales sont nécessaires pour confirmer ceci.

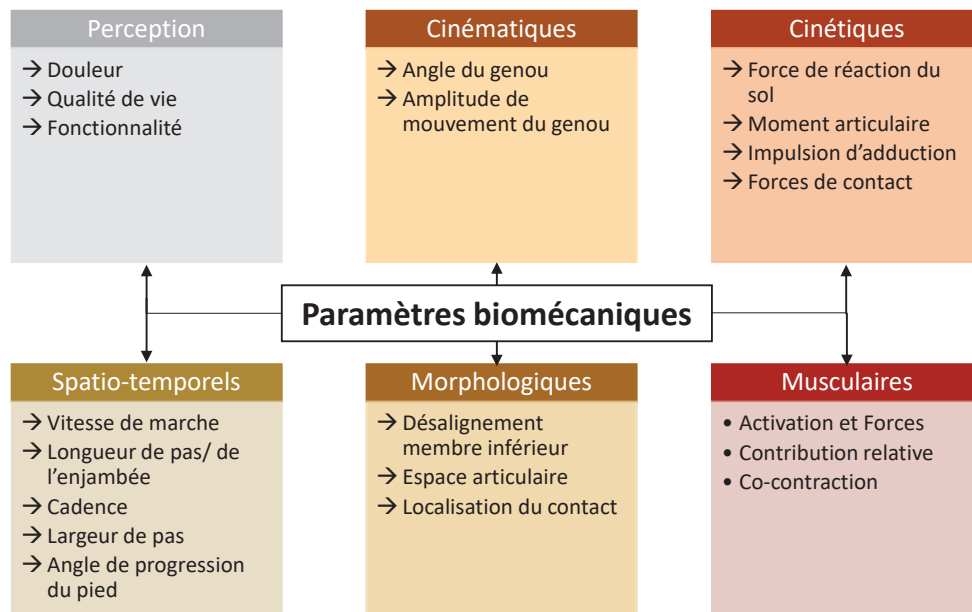


Figure 10: Facteurs biomécaniques analysés lors de l'étude des performances d'une orthèse de genou adapté de (Yan et al., 2022)

Etudes	Matériel				Méthodes				Différences avec et sans orthèse				
	Sujets	Activité	Capture mvt	GRF	EMG	ID	MSK	FEA	KAM / KAI	KFM	KCF		
(Self et al., 2000)	5 OA	Marche	+	+	+	+			1 <sup>er</sup> pic: 12% Moyenne: ↓ 25%	-	-	-	-
(Pollo et al., 2002)	11 OA	Marche	+		+	+	+		Moyenne: ↓ 13%	-	-	Moyenne Médial : ↓ 11%	
(Gaasbeek et al., 2007)	15 OA	Marche							1 <sup>er</sup> pic: ↓ 12% 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 15%	-	-	-	-
(Schmalz et al., 2010)	16 OA	Marche	+	+	+	+			0%	Max : ↑ 56%	-	-	-
(Fantini Pagani et al., 2010b)	11 OA	Marche	+	+	+	+			1 <sup>er</sup> pic: 0% 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 17% KAI ↓ 29%	-	-	-	-
(Toriyama et al., 2011)	19 OA	Marche	+	+	+	+			1 <sup>er</sup> pic: ↓ 11% 2 <sup>nd</sup> pic: 0%	Max : ↑ 143%	-	-	-
(Kutzner et al., 2011)	3 TKA	Marche Escalier							-	-	-	Médial 1 <sup>er</sup> et 2 <sup>nd</sup> pics : ↓ 30%	
(Esrafilian et al., 2012)	2 OA	Marche	+	+	+	+			Moyenne : ↓ 16%	-	-	-	-
(Della Croce et al., 2013)	18 OA	Marche	+	+	+	+	+		Moyenne : ↓ 24%	-	-	-	-
(Bhave, 2013)	10 OA	Marche	+	+	+	+			Pic : ↓ 16-76%	-	-	-	-
(Arzpour et al., 2014)	7 OA	Marche	+	+	+	+			Moyenne : ↓ 4%	-	-	-	-
(Laroche et al., 2014)	20 OA	Marche	+	+	+	+			1 <sup>er</sup> pic: ↓ 26% 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 22% KAI: 0%	-	-	-	-
(Ebert et al., 2014)	20 sains	Marche	+	+	+	+	+		0%	-	-	-	-
(Karimi et al., 2015)	5 OA	Marche	+	+	+	+	+		-	-	-	Total 1 <sup>er</sup> pic: ↓ 10% Total 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 22%	
(Lamberg et al., 2016)	15 OA	Marche	+	+	+	+			1 <sup>er</sup> pic: ↓ 16% 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 25% KAI: ↓ 35%	-	-	-	-
(Brand et al., 2017)	22 OA	Marche	+	+	+	+			1 <sup>er</sup> pic: ↓ 19% 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 17%	-	-	-	-
(Shriram et al., 2019)	1 sain	Marche	+	+	+	+	+		-	-	-	Médial 1 <sup>er</sup> pic : ↓16-82% Médial 2 <sup>nd</sup> pic : ↓18-29%	

<b>(Hall et al., 2019)</b>	16 sains	Marche	+	+	+	+	+	+	Moyenne : ↓ 11%	Max : ↑ 11%	Latéral 1 <sup>er</sup> pic : ↑31-110% Latéral 2 <sup>nd</sup> pic : ↑30-45% Médial: 0%
<b>(Brandon et al., 2019)</b>	17 OA	Marche	+	+	+	+	+	+	0%	-	Médial : ↓ 10%
<b>(Walck et al., 2020)</b>	1 sain	Squat	+	+	+	+	+	+	-	Peak : ↑ 7%	-
<b>(Robert-Lachaine et al., 2020)</b>	24 OA	Marche	+	+	+	+	+	+	0%	-	-
<b>(Fesharaki et al., 2020)</b>	16 OA	Marche Lever de chaise	+	+	+	+	+	+	1 <sup>er</sup> pic: ↓ 11% 2 <sup>nd</sup> pic: ↓ 10%	-	-
<b>(Huber et al., 2021)</b>	2 sains	Marche	+	+	+	+	+	+	-	-	Médial 1 <sup>er</sup> et 2 <sup>nd</sup> pics : ↓ 16%
<b>(McGibbon et al., 2021)</b>	8 sains	Squat	+	+	+	+	+	+	-	-	Total max : ↓ 30-50%
<b>(Bishop et al., 2023)</b>	8 OA	Lever de chaise	+	+	+	+	+	+	-	-	Total : ↓20%

OA : ostéo-arthrosiques (-) : non mentionné ; 0% : pas de différences significatives ; mvt : mouvement ; GRF : force de réaction au sol ; ID : dynamique inverse ; MSK : Analyse musculosquelettique ; FEA : analyse par éléments finis ; KAM : moment d'adduction du genou ; KAI : impulsion d'adduction du genou ; KFM : moment de flexion du genou ; KCF : force de contact

*Tableau 4: Etat de l'art des études datées après 2000 évaluant les performances d'une orthèse de genou dans le traitement de l'arthrose selon la variation des paramètres cinétiques suivants : forces de contact et moments articulaires*

### 1.5.3 Prise en compte de l'orthèse dans un modèle numérique

Bien que le moment inter-segmentaire d'adduction au niveau du genou soit largement étudié lors de l'évaluation de la performance d'une orthèse de genou (Moyer et al., 2015), la plupart des précédentes études ne modélisent pas l'orthèse dans leurs travaux (Arazpour et al., 2014; Ebert et al., 2014; Esrafilian et al., 2012; Fesharaki et al., 2020; Gaasbeek et al., 2007; Laroche et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2020; Segal et al., 2015; Shriram et al., 2019; Walck et al., 2020). En effet, l'interface entre le membre inférieur et l'orthèse n'est que très peu étudiée. Le Tableau 5 synthétise les méthodes utilisées pour caractériser les actions mécaniques de l'orthèse sur le membre inférieur, le plus souvent lors de la marche. Les méthodes les plus couramment utilisées s'appuient sur des mesures de capteurs de pression ou de forces (Brand et al., 2017; Cusin et al., 2018; McGibbon et al., 2021; Self et al., 2000) et de jauges de contraintes (Fantini Pagani et al., 2010b; Pollo et al., 2002). Certaines études ont également utilisé la déformation de l'orthèse couplée avec sa rigidité mesurée dans le plan frontal (ou plus rarement sagittal) afin de calculer la force latérale-médiale (antérieure-postérieure) et/ou le moment de varus-valgus (moment de flexion-extension) appliqué par l'orthèse. En général, les études ont révélé des forces latérales-médiales allant de 10N à 65N, des moments d'abduction atteignant 15Nm et des moments d'extension jusqu'à 25Nm. Il est intéressant de préciser ici les valeurs des moments intersegmentaires au niveau du genou durant la marche. En effet, le moment d'abduction-adduction intersegmentaire au niveau du genou est inférieur à 50Nm, tandis que le moment de flexion-extension se situe entre -100Nm et 50Nm (Kadaba et al., 1989). Face à ces valeurs, les efforts appliqués par l'orthèse, tels que rapportés dans la littérature, semblent non négligeables. Les résultats de la littérature soulignent également des variations entre les différentes phases d'appui de la marche, ainsi que des différences selon le niveau de serrage de l'orthèse. Kutzner et al. (2011) révèle aussi des différences de rigidités entre deux orthèses étudiées (9.8N/mm et 4.0N/mm) qui pourraient selon les auteurs amener à un moment d'adduction appliqué plus ou moins élevé. Il est donc important de noter que les efforts appliqués par l'orthèse peuvent aussi varier selon les différents designs d'orthèses ainsi qu'en fonction des populations étudiées. De plus, ces études caractérisent les efforts appliqués par l'orthèse de façon unidimensionnelle, principalement par l'application d'un moment d'abduction pur. Aucune de ces études ne semble s'intéresser aux forces et moments dans les trois directions de l'articulation. Enfin, ces méthodes ne permettent d'estimer que des efforts externes appliqués sur le membre inférieur et non sur l'articulation ; les tissus mous ne sont pas pris en compte dans la transmission des efforts.

D'autre part, certaines études (Huber et al., 2021; Langlois, 2016; Mallat et al., 2020) ont comparé l'orientation de l'axe de l'orthèse et de l'axe de flexion du genou. Les résultats de ces études montrent un désalignement de l'orthèse qui augmente avec l'amplitude de mouvement du genou, quelle que soit l'activité physique (flexion du genou - (Langlois, 2016); flexion-extension assise du genou - (Mallat et al., 2020); marche - (Huber et al., 2021)). Une déviation 3D maximale de 11,4° (Mallat et al., 2020) et un angle mesuré dans le plan sagittal de 17,3° (Langlois, 2016) entre l'axe de l'orthèse et l'axe de flexion-extension du genou ont été observés. L'étude menée par Huber et al. (2021) ajoute que, lors de la marche, l'angle de l'orthèse évolue plus lentement que l'angle du genou. En revanche, l'orientation de l'orthèse dans le plan frontal ainsi que l'orientation dans le plan transverse ne présentent pas de différence significative avec l'orientation du squelette (Langlois, 2016). En effet, en analysant les différences cinématiques entre une orthèse en tissus et l'articulation tibio-fémorale, Reneaud et al. (2021) constate une erreur quadratique moyenne de 8,3° pour l'angle de flexion-extension face à 2,3° et 3,8° pour la rotation interne-externe et l'angle d'abduction-adduction,

respectivement. Ces différences d'orientation entre l'orthèse et le squelette peuvent s'expliquer par deux phénomènes : l'articulation tibio-fémorale n'est pas une liaison pivot pure et les tissus mous entre l'orthèse et le squelette peuvent jouer un rôle. En outre, une étude menée par Pierrat et al. (2015) a observé les déformations de la cuisse et la migration de l'orthèse lors de la flexion du genou (0°-90°, correspondant à un cycle de marche normal), en utilisant une approche par corrélation d'images. Cette étude a révélé une migration distale de l'orthèse jusqu'à 18,6 mm lors de la première phase de flexion (0°-45°). La migration de l'orthèse diminue ensuite, n'atteignant que 7,7 mm entre 45° et 90° de flexion. Pierrat et al. (2015) ont souligné que cette migration est principalement due à la déformation des tissus mous et à un faible glissement entre l'orthèse et la peau.

Etudes	Activité	Méthode	Force LM	Moment AA
(Self et al., 2000)	Marche	Capteur de pression	38N-48N de 0% à 80% de la phase d'appui. Variations entre 10% et 20% de la phase d'appui. Diminution entre 80% et fin de l'appui.	
(Pollo et al., 2002)	Marche	Jauge de contraintes		5,9Nm - 11Nm
(Schmalz et al., 2010)	Marche	Rigidité + déformation LM (capture de mvt)		3,3Nm en moyenne. Variations entre 10% et 30% du cycle.
(Fantini Pagani et al., 2010b)	Marche Escalier	Jauge de contraintes		2,2Nm – 7,6Nm
(Della Croce et al., 2013)	Marche	Modèle éléments finis		0Nm - 10Nm
(Brand et al., 2017)	Marche	Capteur de pression	10N-65N	
(Cusin et al., 2018)	Marche	Capteur de force		0Nm – 12Nm. Variation lors de la phase d'appui. Modifications selon serrage de l'orthèse.
(Brandon et al., 2019)	Marche	Rigidité + déflexion AA (capture de mvt)		0Nm – 15Nm Plus faible chez sujets sains.
Etudes	Activité	Méthode	Force AP	Moment FE
(McGibbon et al., 2021)	Squat	Capteur de force		0Nm – 25Nm. Augmente avec flexion
(Bishop et al., 2023)	Lever de chaise	Test mécanique sur orthèse		0Nm – 30Nm Augmente avec flexion (linéaire)

mvt : mouvement ; LM : latéral-médial ; AA : adduction-abduction ; AP : antérieur-postérieur ; FE : flexion - extension

Tableau 5: Caractérisation des efforts (force latérale-médiale et moment d'adduction-abduction) appliquée par une orthèse sur le membre inférieur

## 1.6 Synthèse

L'articulation tibio-fémorale permet de larges amplitudes de mouvement, notamment en flexion-extension, et met en jeu des couplages entre les six degrés de liberté. Dans la littérature, certains auteurs proposent de définir l'articulation tibio-fémorale comme une articulation à un degré de liberté indépendant. Cette articulation est, par ailleurs, soumise à de forts niveaux de chargements. L'analyse biomécanique de cette articulation est difficile à mettre en place expérimentalement. En effet l'étude de sa cinématique lors d'activité du quotidien nécessite de lourds dispositifs tels que la fluoroscopie dynamique et la mesure du chargement articulaire *in vivo* se fait uniquement par l'implantation de prothèse instrumentée. En plus d'être largement invasive, cette approche est limitée à un faible nombre de sujets et à une population spécifique. L'approche par modélisation musculosquelettique est une approche non invasive, fiable et réaliste, qui permet de quantifier et d'estimer la cinématique du membre inférieur ainsi que les forces musculo-tendineuses, les forces et moments de contact articulaires et les forces ligamentaires. Afin de pallier aux erreurs de positionnement des segments osseux au cours du mouvement, dues aux artefacts des tissus mous, la cinématique inverse est proposée et largement utilisée dans la littérature. Cette approche nécessite la définition de modèles cinématiques des articulations. Afin de réduire les coûts de calcul et dans le cadre d'une analyse en laboratoire, la redondance musculaire semble pouvoir être traitée via une méthode d'optimisation dite statique ; méthode basée sur les calculs de dynamique inverse. L'analyse musculosquelettique est utilisée dans ces travaux de doctorat afin d'étudier la biomécanique de l'articulation tibio-fémorale à la marche mais aussi au squat ; activité qui s'avère être bien moins étudiée dans la littérature. La Figure 11 résume la méthode d'analyse musculosquelettique.

Face à la complexité de l'articulation tibio-fémorale, le modèle élaboré se doit d'être assez précis, et pourquoi pas personnalisé afin d'être capable de reproduire la cinématique réelle de l'articulation lors de mouvements dynamiques de la vie quotidienne telle que la marche ou le squat. La trajectoire des points de contact utilisée comme contrainte cinématique au niveau de l'articulation tibio-fémorale permet d'estimer une cinématique plausible et permet notamment d'estimer une amplitude de mouvement non nulle hors du plan sagittal de l'articulation. Bien que cette modélisation n'ait pas montré d'amélioration sur l'estimation des forces de contact verticales jusqu'à maintenant par rapport aux estimations données par des modèles génériques ; il se pourrait que les forces et moments de contact sur les autres degrés de liberté puissent être estimés de façon plus réaliste grâce à cette approche. De plus, en vue d'étudier des patients arthrosiques, il est important de noter que la littérature rapporte une médialisation des points de contact chez cette population face à une population saine. La prise en compte de cette information dans le modèle cinématique de l'articulation semble donc intéressante.

En outre, l'arthrose se caractérise par des facteurs biomécaniques tels qu'un genou dit « en varus », un espacement articulaire réduit, un angle de flexion plus élevé lors de l'impact du talon à la marche ainsi que des moments articulaires externes altérés. Ces facteurs pourraient modifier l'intensité, la distribution et la localisation du chargement tibio-fémoral. En effet, en phase avancée de la pathologie, une augmentation de l'effort dans le compartiment médial a été observée chez les sujets arthrosiques. Une diminution de la force totale chez cette population est également majoritairement observée. Le chargement tibio-fémoral semble donc être un indicateur important dans la prévention de l'initiation et de la progression de l'arthrose. Enfin, un chargement délocalisé dans les régions où le cartilage n'est

pas prédisposé à ce niveau de chargement pourrait initier et faire évoluer la dégénérescence des surfaces articulaires. Encore une fois l'étude de la localisation du contact semble primordiale.

Enfin, ces travaux s'intéressent au traitement de la gonarthrose par le port d'une orthèse de genou, dite orthèse fonctionnelle. Ce type d'orthèses cherche à réduire la mobilité et les moments de flexion-extension et d'abduction-adduction du genou. Plus précisément les orthèses valgusantes visent à réaligner le tibia et le fémur dans le plan frontal afin de redistribuer le chargement tibio-fémoral. Plusieurs paramètres sont étudiés pour évaluer les performances des orthèses de genou. La perception des patients est un critère subjectif et qualitatif. Au niveau morphologique, une augmentation de l'espacement articulaire, un réalignement dans le plan frontal et un déplacement des points de contact ont déjà été observés par quelques études. La littérature ne converge pas vers un consensus sur les paramètres spatio-temporels. Pour la cinématique tibio-fémorale, une diminution de l'amplitude de mouvement, une diminution de l'angle de flexion à la pose du talon ainsi qu'une diminution de l'angle d'adduction ont été observées par quelques études. Mais cette cinématique est en revanche majoritairement étudiée à la marche. Les moments inter-segmentaires de flexion-extension et d'adduction-abduction sont les paramètres les plus évalués en dynamique. Une réduction du moment d'abduction externe est observée mais la littérature ne conduit pas à un consensus vis-à-vis du moment de flexion-extension. Concernant les forces de contact, une redistribution du chargement impliquant une diminution du chargement médial a été observée. Enfin, une diminution de la co-contraction latérale-médiale et une augmentation de la co-contraction de flexion-extension ont été observées. Cependant, le nombre d'études ayant estimé les forces musculo-tendineuses et de contact avec le port d'une orthèse de genou reste faible.

Finalement, les performances des orthèses devraient être évaluées au cas par cas étant donné la variabilité des paramètres entre les sujets. De plus, bien que la littérature présente des résultats quant à l'influence du port d'une orthèse de genou sur les paramètres dynamiques et notamment sur les moments externes au niveau de l'articulation, seulement quelques études prennent en considération l'action mécanique du dispositif dans leur modélisation. L'interface entre l'orthèse et le membre inférieur n'est que très peu étudiée et lorsque l'orthèse est modélisée son action se limite alors à l'application d'un moment externe dans le plan frontal de l'articulation.

Le chapitre suivant se penchera d'abord sur l'évaluation des prédictions d'un modèle musculosquelettique pour estimer les efforts de contact tibio-fémoraux à la marche et au squat. Bien que le chargement tibio-fémoral soit fréquemment estimé à partir de modèles musculosquelettiques, ces modèles ne sont que rarement personnalisés, en particulier au niveau articulaire. Généralement seules les forces de contact dans la direction supérieure-inférieure sont analysées. Ce chapitre mettra en évidence, à l'aide de données expérimentales provenant de six patients ayant subi une arthroplastie totale du genou, l'influence de la personnalisation d'un modèle au niveau du genou sur la prédiction des efforts de contacts, estimés dans toutes les directions de l'espace. Il sera présenté sous la forme d'un article scientifique. Ainsi l'article publié dans *Annals of Biomedical Engineering* a été traduit en français et intégré avec des éléments contextuels (Guitteny et al., 2023).



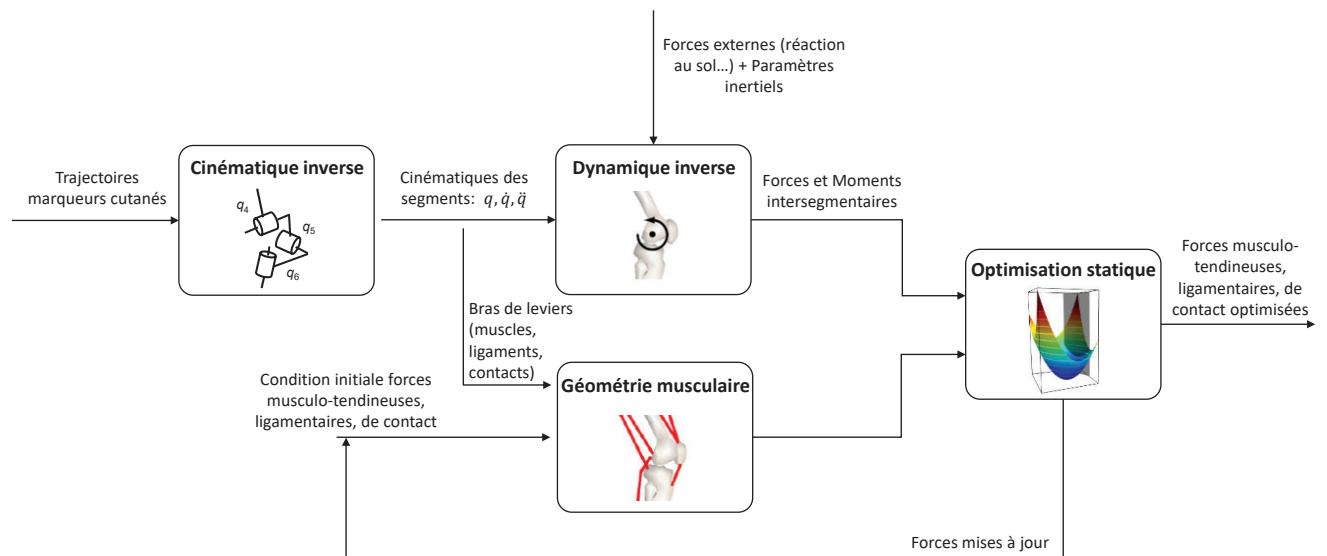


Figure 11: Description des étapes de l'analyse musculosquelettique : Optimisation statique basée sur cinématique et dynamique inverse (illustration adaptée de (Erdemir et al., 2007)).

## 2 Chapitre II : Personnalisation d'un modèle musculosquelettique au niveau du genou – Evaluation via données fluoroscopiques et prothèse instrumentée, au squat et à la marche

Le deuxième chapitre de cette thèse se penchera sur l'évaluation des prédictions d'un modèle musculosquelettique pour estimer les efforts de contact à la marche et au squat. Bien que le chargement tibio-fémoral soit fréquemment estimé à partir de modèles musculosquelettiques, ces modèles ne sont que rarement personnalisés en détail, en particulier au niveau articulaire. De plus, généralement seules les forces de contact dans la direction supérieure-inférieure sont analysées.

Ce chapitre mettra en évidence, à l'aide de données expérimentales provenant de six patients ayant subi une arthroplastie totale du genou, l'influence de la personnalisation d'un modèle au niveau du genou sur la prédiction des efforts de contacts, estimés dans toutes les directions de l'espace.

A l'exception de la première partie, ce chapitre est rédigé conformément au format d'un article scientifique (Introduction, Matériel et Méthode, Résultats, Discussion). Les Figures et Tableaux sont issus de Guitteny et al. (2023).

## 2.1 Préambule - Histoire du modèle

Le modèle musculosquelettique utilisé dans notre étude est basé sur le modèle générique développé par Delp et al. (1990). Dans ce modèle initial, quarante-trois lignes d'action musculaires sont représentées. L'articulation de la hanche est modélisée comme une liaison sphérique et l'articulation patello-fémorale est modélisée par des couplages cinématiques dans le plan sagittal en fonction de la flexion tibio-fémorale, ce qui correspond à un pivot dont la position de l'axe serait variable. Afin de modéliser l'articulation tibio-fémorale des couplages cinématiques sont définis, basés sur la géométrie des condyles fémoraux considérés comme des ellipses qui se déplacent sur un plan représentant le plateau tibial. Cela implique que seuls les mouvements dans le plan sagittal sont, là encore, permis dans cette modélisation initiale. Les articulations talo-curale, subtalaire et métatarso-phalangienne sont considérées comme des liaisons pivots sans frottement.

En 2014, l'étude menée par Moissenet et al. (2014) revisite le modèle au niveau des articulations tibio-fémorale, patello-fémorale, talo-curale et subtalaire en y ajoutant des ligaments et en modifiant la méthode d'optimisation statique. Cinq segments sont alors modélisés : le pied, la jambe, la patella, la cuisse et le pelvis. L'articulation tibio-fémorale est modélisée via un mécanisme parallèle constitué de deux sphères (condyles fémoraux) sur deux plans (plateaux tibiaux) et de trois ligaments isométriques (ACL, PCL, MCL). L'articulation patello-fémorale devient un pivot d'axe fixe avec un tendon patellaire isométrique. De même, la cheville est modélisée par un mécanisme parallèle composé d'une liaison sphérique et de deux ligaments isométriques (TiCaL, CaFiL). Comme vue dans le 1<sup>er</sup> chapitre, l'étude menée par Moissenet et al. (2014) propose également une nouvelle procédure d'optimisation statique permettant de prédire simultanément les forces musculo-tendineuses, les forces de contact dans les articulations, les forces ligamentaires et les forces de compressions dans les os. En effet, en comparant une stratégie traditionnelle d'optimisation sur les forces musculo-tendineuses uniquement et la minimisation simultanée des forces musculo-tendineuses et des forces de contact, cette étude montre que la deuxième stratégie permet d'améliorer la validité du modèle. Cependant, il faut noter que cette nouvelle technique semblerait réduire la concordance des forces musculaires prédites avec les données EMGs. Bien que ce nouveau modèle produise une cinématique anatomiquement correcte (notamment les relations entre la flexion tibio-fémorale et les autres degrés de liberté), les mécanismes parallèles rendent difficile la personnalisation et ne semblent donc satisfaisants que pour l'élaboration de modèles génériques. Le mécanisme parallèle de la cheville conduit aussi à un seul degré de liberté indépendant, ce qui semble acceptable pour la marche mais pourrait poser problème pour d'autres activités motrices.

C'est ainsi que nous arrivons au modèle aujourd'hui utilisé (Dumas et al., 2019b; Dumas and Moissenet, 2020; Zeighami et al., 2018). Les modifications apportées en 2018 concernent les articulations du genou et de la cheville. L'articulation tibio-fémorale est maintenant caractérisée par la trajectoire des points de contact dans les compartiments médial et latéral de l'articulation. La cheville est définie comme un joint de cardan ; l'axe de supination-réversion et l'axe de flexion-extension se croisent avec une orientation relative constante. En utilisant les coordonnées naturelles (voir Annexe 1), cette modélisation implique un total de 18 contraintes cinématiques. Les contraintes cinématiques et la matrice jacobienne associée  $\mathbf{K}^k$  sont définies pour chaque articulation. Dans Zeighami et al. (2018) l'articulation tibio-fémorale est modélisée avec cinq contraintes cinématiques :

$$\Phi_{TF}^k = \begin{pmatrix} (\mathbf{N}_4^{V_4^1}(\vartheta)\mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^1}(\vartheta)\mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{X_2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2 \\ (\mathbf{N}_4^{V_4^1}(\vartheta)\mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^1}(\vartheta)\mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{Y_2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2 \\ (\mathbf{N}_4^{V_4^1}(\vartheta)\mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^1}(\vartheta)\mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{Z_2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2 \\ (\mathbf{N}_4^{V_4^2}(\vartheta)\mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{X_2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2 \\ (\mathbf{N}_4^{V_4^2}(\vartheta)\mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{Y_2}(\vartheta)\mathbf{Q}_2 \end{pmatrix} \quad (6)$$

avec  $\mathbf{N}_i^{V_i^j}$  la matrice d'interpolation pour le marqueur virtuel  $j$  du segment  $i$  exprimée en fonction de l'angle de flexion-extension tibio-fémoral  $\vartheta$  et  $\mathbf{N}_2^{X_2}$ ;  $\mathbf{N}_2^{Y_2}$ ;  $\mathbf{N}_2^{Z_2}$  les matrices d'interpolations des axes du systèmes de coordonnées du tibia. Ces matrices d'interpolations permettent de définir les positions de n'importe quels points (ou n'importe quelles directions) dans le repère local de son segment associé d'après ses coordonnées naturelles  $\mathbf{Q}_i$ . Plus précisément, les marqueurs virtuels ( $V_2^1$ ;  $V_2^2$ ;  $V_4^1$ ; and  $V_4^2$ ) représentent les points de contact médiaux et latéraux associés au segment tibia (2) et fémur (4). A noter, bien que la liaison tibio- fémorale soit définie par deux points de contact, elle sera décrite uniquement par 5 contraintes cinématiques afin de libérer un degré de liberté. En effet, les points de contact médiaux du tibia et du fémur sont contraints à être superposés dans les trois directions de l'espace, tandis que les points de contact latéraux du tibia et du fémur le sont uniquement dans les directions antérieure-postérieure et supérieure-inférieure du segment tibia. Une étape de cinématique inverse est réalisée afin d'estimer les positions  $\mathbf{Q}$ , les vitesses  $\dot{\mathbf{Q}}$ , et les accélérations  $\ddot{\mathbf{Q}}$  des segments (voir Chapitre 1, partie 1.3.4). Cela correspond à une première optimisation qui minimise la somme des carrés des différences entre les trajectoires des marqueurs cutanés mesurées et celles dérivées du modèle. L'équation de la dynamique inverse peut ensuite être formulée (Voir Chapitre I, partie 1.3.5). Cette équation met directement en jeu les forces musculo-tendineuses et les multiplicateurs de Lagrange correspondants immédiatement aux forces de contact articulaires, aux forces ligamentaires et osseuses. Dans cette version du modèle, la seule force dite ligamentaire est la force dans le tendon rotulien. Une seconde optimisation en une étape couplée à une méthode par réduction partielle du paramétrage (c'est-à-dire une projection dans un sous espace  $\mathbf{K}_1$  de la Jacobienne  $\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_1 \\ \mathbf{K}_2 \end{bmatrix}$ ) est alors réalisée afin de résoudre le problème de redondance musculaire :

$$\min_{\substack{\mathbf{f} \\ \lambda_1}} J = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \mathbf{f} \\ \lambda_1 \end{pmatrix}^T \mathbf{W} \begin{pmatrix} \mathbf{f} \\ \lambda_1 \end{pmatrix}$$

$$\text{contraint à } \begin{cases} \mathbf{Z}_{\mathbf{K}_2^T} [\mathbf{L} - \mathbf{K}_1^T] \begin{pmatrix} \mathbf{f} \\ \lambda_1 \end{pmatrix} = \mathbf{Z}_{\mathbf{K}_2^T} (\mathbf{G}\ddot{\mathbf{Q}} - \mathbf{P} - \mathbf{R}) \\ \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{\min} \\ \lambda_{1\min} \end{pmatrix} \leq \begin{pmatrix} \mathbf{f} \\ \lambda_1 \end{pmatrix} \leq \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{\max} \\ \lambda_{1\max} \end{pmatrix} \end{cases} \quad (7)$$

Avec  $J$ , la fonction objectif,  $\mathbf{W}$  une matrice diagonale composée des pondérations de l'optimisation associées au vecteur  $\begin{pmatrix} \mathbf{f} \\ \lambda_1 \end{pmatrix}$  des forces musculo-tendineuses et des multiplicateurs de Lagrange ;  $\mathbf{L}$  la matrice des bras de levier généralisés ;  $\mathbf{G}$  la matrice de masse généralisée ;  $\mathbf{P}$  le vecteur des poids généralisés ;  $\mathbf{R}$  le vecteur des forces au sol généralisées ;  $\mathbf{K}_1$  la matrice jacobienne des contraintes et  $\mathbf{Z}_{\mathbf{K}_2^T}$  une base orthogonale de l'espace nul de  $\mathbf{K}_2^T$ .

Les contraintes de l'optimisation représentent l'équilibre dynamique du modèle et les bornes minimales et maximales des forces musculo-tendineuses, ligamentaires et de contact articulaire. Les

forces musculo-tendineuses et ligamentaires sont obligatoirement positives alors que certaines forces de contact articulaires peuvent être négatives dans les directions transverses. Les forces musculo-tendineuses sont bornées aux forces isométriques maximales. Les pondérations de l'optimisation utilisées pour notre étude sont décrites dans le Tableau 6.

	<b>Multiplificateurs de Lagrange</b>	<b>Pondération(s)</b>
<b>Forces musculo-tendineuses</b>	Tous	1e0
<b>Forces de contact articulaires</b>	Hanche X/Y/Z	1e0 / 1e0 / 1e0
	TF médial X/Y/Z	1e-6 / 2e0 / 1e-6
	TF latéral X/Y	1e-6 / 4e0
	Patello-fémoral X /Y/Z	1e-6 / 0 / 0
	Cheville X/Y/Z	1e0 / 1e0 / 1e0
<b>Forces ligamentaires</b>	Tendon patellaire	1e-6
<b>Forces osseuses</b>	Fémur	1e-6
	Tibia	1e-6

TF : tibio-fémoral ; X : antérieur-postérieur ; Y : supérieur-inférieur ; Z : latéral-médial

*Tableau 6 : Multiplificateurs de Lagrange introduits dans la fonction objectif et pondérations associées (Moissenet et al., 2014)*

Le modèle musculosquelettique du membre inférieur utilisé dans la présente étude est quasiment identique à celui de Zeighami et al. (2021) mais les paramètres des contraintes cinématiques tibio-fémorales et patello-fémorales sont personnalisés. Des objets de contournement sont ajoutés pour modifier les lignes d'action musculaires au niveau du genou c'est-à-dire du quadriceps, des ischio-jambiers et des gastrocnémiens. La suite du chapitre sera rédigée selon le format d'un article scientifique et des précisions sur les travaux additionnels effectués en rapport avec le modèle lors de ce doctorat sont données en Annexe 4.

## 2.2 Introduction

L'intensité, la distribution et la localisation du chargement tibio-fémoral sont des paramètres essentiels dans le suivi des patients atteints d'arthrose. Un chargement anormal est parfois observé chez cette population, or la mesure in vivo de ces forces de contact est difficile à mettre en place. En effet la mesure via une prothèse de genou instrumentée reste l'unique approche expérimentale connue. Bien que ce processus fournisse des données de références, les protocoles expérimentaux sont extrêmement complexes et invasifs, réalisables que pour une population limitée en nombre, plus âgée et atteinte d'arthrose sévère.

Ainsi, la modélisation musculosquelettique est de plus en plus utilisée (Erdemir et al., 2007). Les prédictions des forces de contact estimées par ces modèles sont alors comparées aux mesures des prothèses instrumentées. Jusqu'à présent, ces évaluations se sont principalement faites dans le contexte de l'analyse de la marche et uniquement dans la direction supérieure-inférieure. Durant la marche, les erreurs quadratiques moyennes (RMSE) varient entre 8.2%PC et 165%PC (voir Chapitre 1, partie 1.3.9). Quelques études ont analysé le squat : Nejad et al. (2020) rapporte une RMSE de 105.7%PC tandis que Dumas et Moissenet (2020) rapportent une RMSE inférieure à 72%PC. Etant donné la forte amplitude de flexion du genou pendant le squat comparé à la marche, l'adaptation de la modélisation de l'articulation du genou pourrait être nécessaire pour améliorer l'estimation de la cinématique articulaire et des forces de contact.

Différentes approches ont été suggérées pour modéliser l'articulation du genou (voir chapitre 1, partie 1.3.3.2.2). Allant du simple au plus complexe, les modèles cinématiques peuvent représenter l'articulation avec une liaison pivot, un mécanisme parallèle, les trajectoires des points de contact ou bien même modéliser les sous-ensembles déformables (ligaments, cartilage, ménisques) et les contacts surfaciques. La personnalisation des modèles est souvent limitée à une mise à l'échelle linéaire de la géométrie musculosquelettique et à l'adaptation de certaines lignes d'action musculaires (Catelli et al., 2019). A notre connaissance, peu de modèles musculosquelettiques ont personnalisé le modèle cinématique de l'articulation du genou (Dumas and Moissenet, 2020; Gerus et al., 2013). L'influence de la personnalisation sur la prédiction des forces de contact n'a pas clairement été établie : bien qu'il ait été rapporté que la personnalisation améliorait les prédictions (Gerus et al., 2013), elle n'a pas montré beaucoup d'effet dans l'étude de Dumas et Moissenet (2020). Ceci pourrait s'expliquer par le fait que ces précédentes études se sont principalement intéressées à l'évaluation de la composante supérieure-inférieure de la force de contact alors que la personnalisation de l'articulation tibio-fémorale pourrait également affecter les prédictions dans les autres directions. Qu'il s'agisse de modèles personnalisés ou génériques, les erreurs sur les autres composantes de la force de contact sont rarement étudiées (Bennett et al., 2022; Dumas et al., 2019a; Hast and Piazza, 2013; Imani Nejad et al., 2020; Kia et al., 2014). Les prédictions des moments de contact n'ont été abordées que dans une seule étude (Kia et al., 2014).

Pourtant, une connaissance précise du chargement de contact dans l'articulation tibio-fémorale pourrait améliorer l'analyse des facteurs impliqués dans la durabilité des composants des prothèses de genou, tels que le descellement et/ou l'usure de l'implant (Au et al., 2007; Liau et al., 2002; Varadarajan et al., 2008). En effet l'usure du polyéthylène semble dépendre de la géométrie de l'implant et de la cinématique du genou (Blunn et al., 1997; McEwen et al., 2005). De plus, les chargements articulaires – comprenant non seulement les forces de compression, mais aussi les moments de flexion-extension et d'adduction-abduction – pourraient être corrélés aux micromouvements (Fitzpatrick et al., 2014). Des variations de la force antérieure-postérieure et du moment interne-externe sembleraient aussi influencer la cinématique des prothèses de genou (Laz et al., 2006).

L'objectif de cette première étude est d'évaluer les prédictions de modèles musculosquelettiques personnalisés au niveau du genou et adaptés à la géométrie et à la cinématique d'une prothèse de genou. L'implantation d'une prothèse de genou totale implique plusieurs modifications des articulations tibio-fémorale et patello-fémorale, ainsi que de certains chemins musculaires. Les trajectoires des points de contact, les paramètres de la liaison pivot patello-fémoral, la longueur du tendon patellaire et les points de passage des muscles sont alors personnalisés. La prédiction des forces et des moments de contact tibio-fémoral lors de la marche et du squat seront alors analysés et comparés aux mesures de la prothèse de genou instrumentée.

## 2.3 Matériels et Méthodes

### 2.3.1 Traitement des données

Notre étude utilise les données expérimentales rapportées par Taylor et al. (2017) (<https://cams-knee.orthoload.com/>). Ce jeu de données, appelé *CAMS-Knee*, fournit des mesures cinématiques et dynamiques du système musculosquelettique du membre inférieur pendant la marche et le squat chez

6 sujets (5 hommes et 1 femme, âgés de  $68 \pm 5$ ans, pesant  $88 \pm 12$ kg et mesurant  $1.73 \pm 0.04$ m). Ces patients sont équipés de prothèses de genou instrumentées. Les mesures sur un unique cycle de marche sont disponibles pour deux sujets sur six, sur deux cycles de marche pour deux autres sujets et sur trois cycles de marche pour un sujet. Les données de marche enregistrées pour le patient *K2R* ont été exclues car le mouvement des marqueurs cutanés relatif au squelette semblait incohérent. Les patients ont également effectué un mouvement de squat chacun, qui ont tous été analysés. Les caractéristiques des six sujets sont fournies dans le Tableau 7.

La position de l'implant est mesurée par fluoroscopie mono-plane à une fréquence de 25Hz, le mouvement des marqueurs cutanés a été enregistré à 100Hz et les forces de réaction au sol ont été mesurées à l'aide de plateformes de force à 2000Hz. Toutes les données ont été rééchantillonnées à 100Hz. La méthode d'interpolation par les quaternions (« *slerp* » sur Matlab) a été utilisée pour les données de fluoroscopie. Le logiciel QTM (*Qualisys Track Manager*) a été utilisé afin de post-traiter les données d'analyse du mouvement et notamment afin de remplir les trous des trajectoires des marqueurs. Des interpolations polynômiales ont été utilisées lorsque le trou était inférieur à 0.1s (10 images) et la méthode « corps rigide / relationnel » était utilisée dans les autres cas. Les positions des points anatomiques, repérés dans les images CT, du tibia et du fémur et les marqueurs cutanés associés au pied et au pelvis ont été utilisés pour définir les systèmes de coordonnées (CS) conformément aux recommandations de l'ISB. Toutes les matrices de transformation entre les systèmes de coordonnées du repère global du laboratoire de mesure, du scanner et des implants sont fournies dans la documentation de la base de données.

	K1L	K2L	K3R	K5R	K7L	K8L
<b>Genre</b>	H	H	H	H	F	H
<b>Côté prothèse</b>	G	G	D	D	G	G
<b>Âge (années)</b>	70	78	77	65	80	76
<b>Masse (Kg)</b>	101.5	90.8	100.3	95.6	66.5	78.8
<b>Taille (cm)</b>	175	169	173	174	165	175

H : homme ; F : femme ; G : gauche ; D : droite

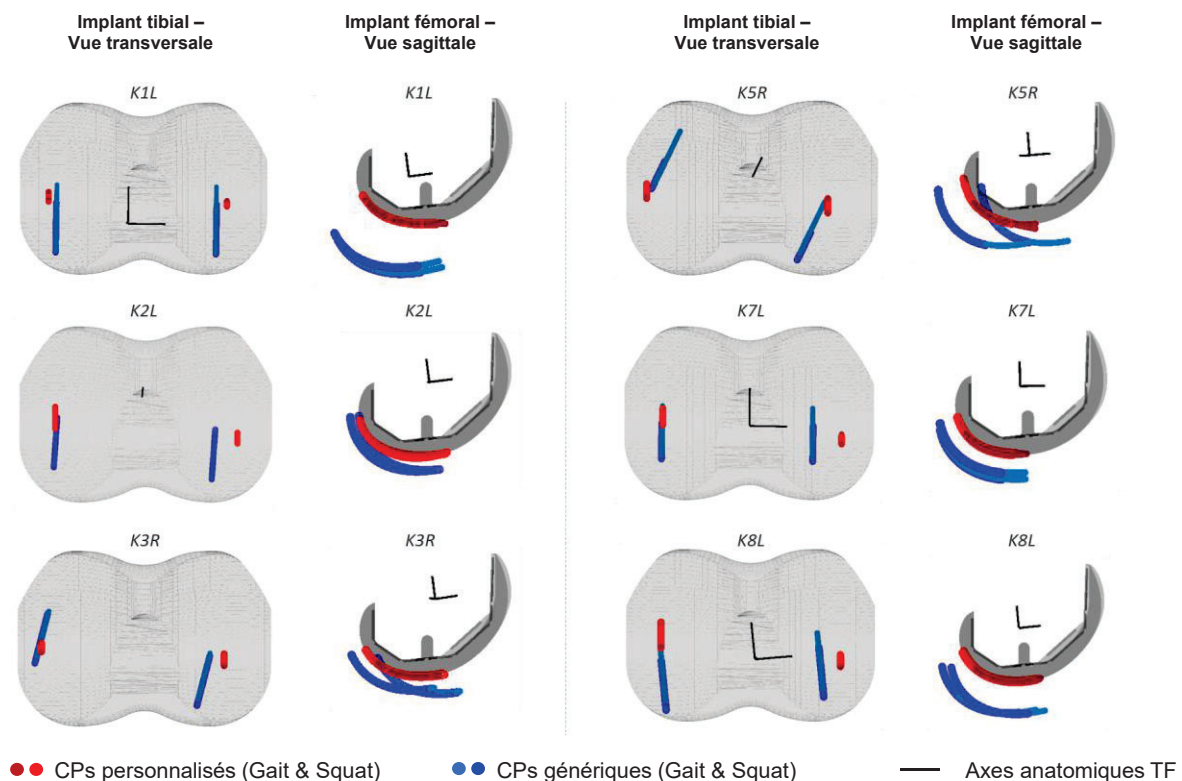
Tableau 7 : Anthropométrie des patients de la base de données CAMS-Knee

### 2.3.2 Modélisation musculosquelettique

Un modèle à cinq segments (pied, tibia/fibula, rotule, fémur et pelvis), basé sur Delp et al. (1990), avec quatre articulations, six degrés de liberté articulaires et quarante-trois lignes d'action musculaire est utilisé pour notre étude. Tous les segments, toutes les articulations et la géométrie musculaire sont mis à l'échelle individuellement selon l'anthropométrie du sujet ; plus précisément selon les longueurs des segments issues de l'imagerie médicale. Deux modèles de genou ont été conçus à des fins de comparaison : un modèle générique et un modèle personnalisé. Notre étude se focalise sur la personnalisation du modèle au niveau du genou dans le but d'évaluer les modifications apportées par le positionnement et l'implantation de la prothèse. Les contraintes cinématiques de l'articulation tibio-fémorale sont décrites par les trajectoires des points de contact (Dumas and Moissenet, 2020; Zeighami et al., 2021), soit génériques, c'est à dire dérivées de la cinématique du modèle de Delp et al. (1990), soit personnalisées, c'est à dire définies à partir des mesures de fluoroscopie pendant le mouvement de squat. L'étude de Trepaczyski et al. (2019) rapporte la position antérieure-postérieure des points les plus bas de l'implant fémoral, de ces mêmes sujets, en fonction de l'angle de flexion-extension du genou. La position latérale-médiale de ces points est ensuite définie à partir des images



CT et reste constante au cours de la flexion. Ces deux paramètres permettent ainsi de définir les positions des points de contact personnalisés dans le plan transversal de l'articulation, c'est à dire le plan du plateau de l'insert tibial. Afin de déterminer leurs positions supérieures-inférieures, ces points sont projetés sur la surface de l'implant tibial. Initialement connues dans le repère de l'implant tibia, ces positions sont ensuite exprimées dans les systèmes de coordonnées des segments osseux du fémur et du tibia à chaque instant ; calculés grâce aux matrices de transformations entre les différents repères. Enfin, ces positions sont interpolées sur la plage de flexion de chaque cycle de marche et de squat des sujets, mesurées à partir des données fluoroscopiques. Les trajectoires des points de contact sont illustrées dans la Figure 12.



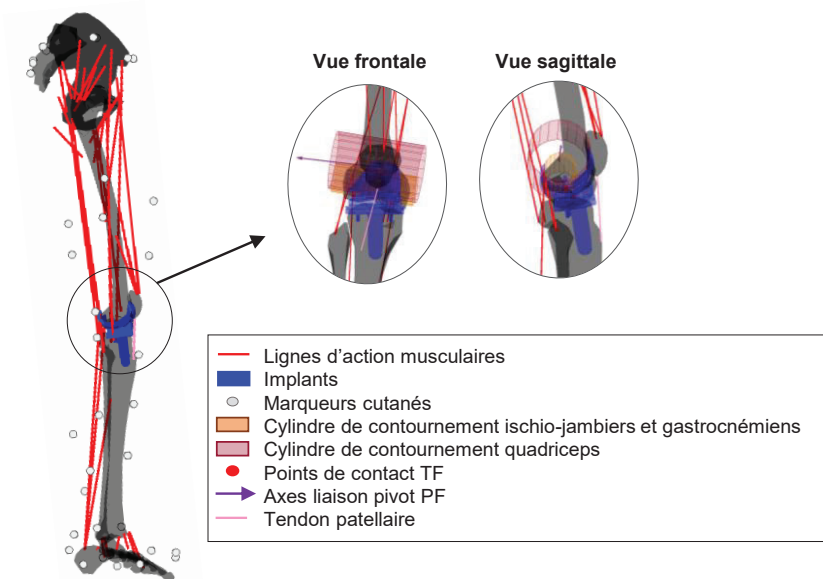
CPs : points de contacts ; TF : tibio-fémoral

Figure 12 : Vues transversales et sagittales des composants tibiaux et fémoraux des prothèses. Trajectoires des points de contact pour chaque patient, définies lors de la marche et du squat pour les modèles génériques (points bleus) et personnalisés (points rouges). Les axes anatomiques de l'articulation TF sont représentés par rapport aux composants des prothèses ; définis à partir des repères issus des images CTs fournies dans la base de données. Les figures pour les patients K1L, K7L et K8L (avec une prothèse à gauche) ont été symétrisées.

L'articulation patello-fémorale est définie comme une liaison pivot ; ici aussi soit de façon générique (Delp et al., 1990) soit personnalisée. Pour les modèles personnalisés, la position du centre articulaire et l'axe de la charnière sont définis à partir du cylindre le plus proche au sens des moindres carrés de la trochlée de l'implant fémoral. La position latérale-médiale personnalisée de l'insertion du tendon patellaire est définie au niveau du marqueur cutané placé sur la tubérosité tibiale. La longueur du tendon est définie comme la distance entre son insertion tibiale et l'apex de la patella dans une position virtuelle où tous les segments seraient alignés. Au cours du mouvement, le tendon patellaire est supposé isométrique. Enfin, des cylindres de contournement, ajustés aux surfaces de la trochlée et des condyles de l'implant fémoral, sont définis afin d'adapter les points de passages des lignes d'action musculaires des ischio-jambiers, des quadriceps et des gastrocnémiens au niveau du genou,

initialement définis dans le modèle générique (Delp et al., 1990). Le modèle personnalisé est illustré Figure 13.

La position et l'orientation des segments ont été estimées par cinématique inverse. Les forces de contact dans les compartiments médial et latéral de l'articulation tibio-fémorale ainsi que les forces musculo-tendineuses ont été calculées par optimisation statique (Moissenet et al., 2014). Les forces et les moments de contact (c'est-à-dire les forces multipliées par les bras de levier de contact) prédits par les modèles génériques et personnalisés, selon les six degrés de liberté, ont été comparés aux mesures des prothèses instrumentées. Pour cela le coefficient de détermination ( $R^2$ ), l'erreur quadratique moyenne (RMSE) et les valeurs aux pics caractéristiques (Bergmann et al., 2014) sont les paramètres étudiés. Les forces musculo-tendineuses estimées par les modèles ont aussi été étudiées, cette fois-ci comparées aux valeurs rapportées dans la littérature (Hosseini Nasab et al., 2022; Trinler et al., 2018).



TF : tibio-fémoral ; PF : patello-fémoral

Figure 13 : Modèle personnalisé adapté à l'arthroplastie totale de genou : points de contact médial et latéral (points rouges), position et direction de l'axe de la pivot PF (étoile et flèche violettes), tendon patellaire (rose) et cylindres de contournement musculaires (orange et rose)

## 2.4 Résultats

Les modèles personnalisés permettent de reproduire une cinématique de l'articulation tibio-fémorale plus réaliste que le modèle générique. Les Figure 14 et Figure 15 montrent les cinématiques prédites pour un des sujets (K8L) lors de la marche et du squat, respectivement. Le Tableau 8 rapporte les coefficients de détermination ( $R^2$ ) et les erreurs quadratiques moyennes (RMSE) moyennés sur les sujets étudiés, pour tous les degrés de liberté de l'articulation tibio-fémorale. Comme attendu, le modèle générique ne permet pas les mouvements de l'articulation hors du plan sagittal.

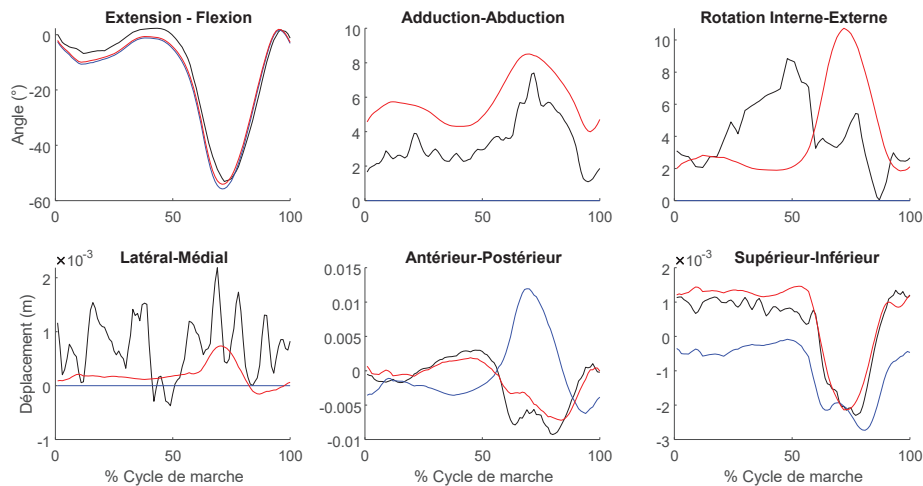


Figure 14 : Cinématique TF du sujet K8L sur les six degrés de l’articulation lors d’un cycle de marche – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge).

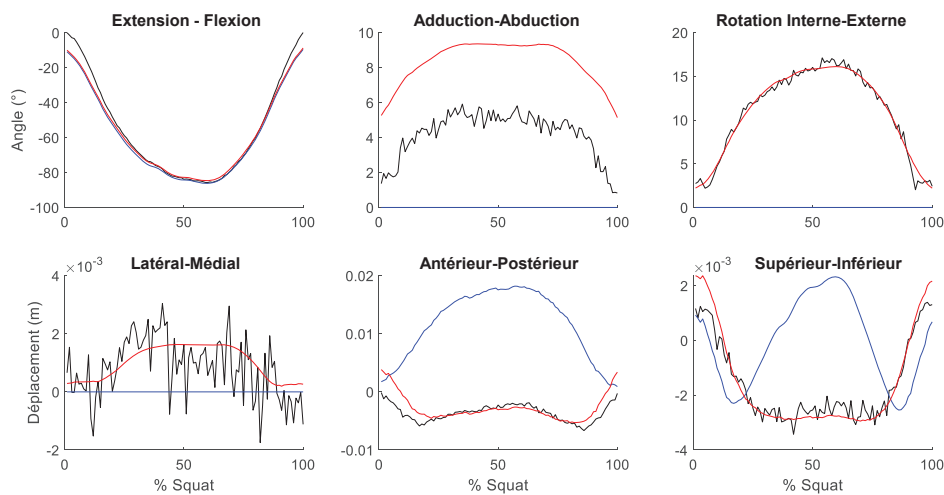


Figure 15 : Cinématique TF du sujet K8L sur les six degrés de l’articulation lors du squat – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge).

Marche						
$R^2$	FE	AA	IER	LM	AP	PD
Générique	0,98	0,01	0,01	0,02	0,40	0,63
Personnalisé	0,98	0,84	0,30	0,15	0,54	0,80
RMSE (° et mm)						
Générique	3,34	5,54	3,73	1,74	6,87	1,35
Personnalisé	2,91	3,04	3,47	0,82	1,67	0,57
Squat						
$R^2$	FE	AA	IER	LM	AP	PD
Générique	0,99	0,01	0,01	0,00	0,73	0,33
Personnalisé	0,99	0,92	0,83	0,27	0,83	0,86
RMSE (° et mm)						
Générique	3,91	8,46	7,88	2,48	11,3	2,36
Personnalisé	3,74	3,64	0,94	0,87	1,82	0,43

AP : antérieur-postérieur ; SI : supérieur-inférieur ; LM : latéral-médial ; AA : adduction-abduction ; IER : rotation interne-externe ; FE : flexion-extension

Tableau 8 : Coefficients de détermination ( $R^2$ ) et erreurs quadratiques moyennes (RMSE) sur tous les degrés de liberté, pendant la marche et le squat : mesures par fluoroscopie comparées aux prédictions des modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).

Le chargement de l'articulation tibio-fémorale évalué à la fois par les modèles génériques et personnalisés a été comparé aux forces et moments mesurés par les prothèses de genou instrumentées. Toutes les mesures et prédictions sont présentées pour chacun des patients pendant la marche (Figure 16) et pendant le squat (Figure 17). Le Tableau 9 donne un aperçu de la validité des résultats ( $R^2$ , RMSE) sur chacun des six degrés de liberté, moyennée sur tous les sujets. La prédiction des forces supérieures-inférieures pendant le squat a été améliorée par la personnalisation ; la RMSE décroît de 52% du poids corporel (PC) à 37%PC. Quel que soit le modèle utilisé ou l'activité étudiée, les coefficients de détermination liés aux forces supérieures-inférieures et aux moments d'adduction-abduction sont élevés ( $R^2=0.91$  et  $0.74$  en moyenne pour les forces supérieures-inférieures pendant la marche et le squat, respectivement, et  $R^2=0.76$  et  $0.68$  pour les moments d'adduction-abduction). Les coefficients de détermination liés aux forces antérieures-postérieures et latérales-médiales ainsi qu'au moments de flexion-extension résultants des modèles personnalisés, lors de la marche sont en moyenne plus élevés de  $0.11$ ,  $0.17$  et  $0.13$ , respectivement que ceux résultants du modèle générique. De plus, l'estimation des forces AP et des moments FE pendant la marche semble améliorée (RMSE =  $8\%PC$  et  $0.37\%PC \times H$  en moyenne avec les modèles personnalisés contre RMSE =  $10\%PC$  et  $0.69\%PC \times H$  avec le modèle générique). Pendant le squat, les deux types de modèles semblent converger vers une prédiction correcte des forces AP ( $R^2=0.77$  et  $0.73$ , RMSE= $15\%PC$  et  $14\%PC$  pour les modèles génériques et personnalisés, respectivement). Cependant, la justesse des modèles personnalisés reste limitée quant à l'estimation de la force latérale-médiale ( $R^2=0.22$  en moyenne pendant la marche et  $R^2=0.42$  pendant le squat). En somme, les modèles personnalisés sembleraient améliorer la validité des estimations du chargement maximal sur la plupart des degrés de liberté et en particulier pendant le squat ; la Figure 18 et le Tableau 10 rapportent les erreurs aux pics. Enfin, la justesse du moment d'adduction-abduction varie considérablement d'un sujet à un autre ; bien que ces prédictions soient proches des mesures des prothèses instrumentées quel que soit le modèle utilisé, il est important de noter que le modèle générique est parfois plus précis que le modèle personnalisé (sujets K3R et K5R).

Marche						
$R^2$	AP	SI	LM	AA	IE	FE
Générique	0,48	0,94	0,05	0,77	0,36	0,38
Personnalisé	0,59	0,92	0,22	0,75	0,32	0,71
RMSE (PC et PC×H)						
Générique	0,10	0,44	0,12	5,1e-3	2,7e-3	6,9e-3
Personnalisé	0,08	0,52	0,09	4,2e-3	2,7e-3	3,7e-3
Squat						
$R^2$	AP	SI	LM	AA	IE	FE
Générique	0,77	0,75	0,46	0,69	0,35	0,20
Personnalisé	0,73	0,73	0,42	0,67	0,24	0,24
RMSE (PC et PC×H)						
Générique	0,15	0,52	0,15	3,7e-3	4,9e-3	12,6e-3
Personnalisé	0,14	0,37	0,18	4,7e-3	2,7e-3	3,0e-3

PC : poids du corps ; PC×H : poids du corps multiplié par la taille du sujet ; AP : antérieur-postérieur ; SI : supérieur-inférieur ; LM : latéral-médial ; AA : adduction-abduction ; IE : interne-externe ; FE : flexion-extension

Tableau 9 : Coefficients de détermination ( $R^2$ ) et erreurs quadratiques moyennes (RMSE) sur tous les degrés de liberté, pendant la marche et le squat : mesures des prothèses instrumentées comparées aux prédictions des modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).

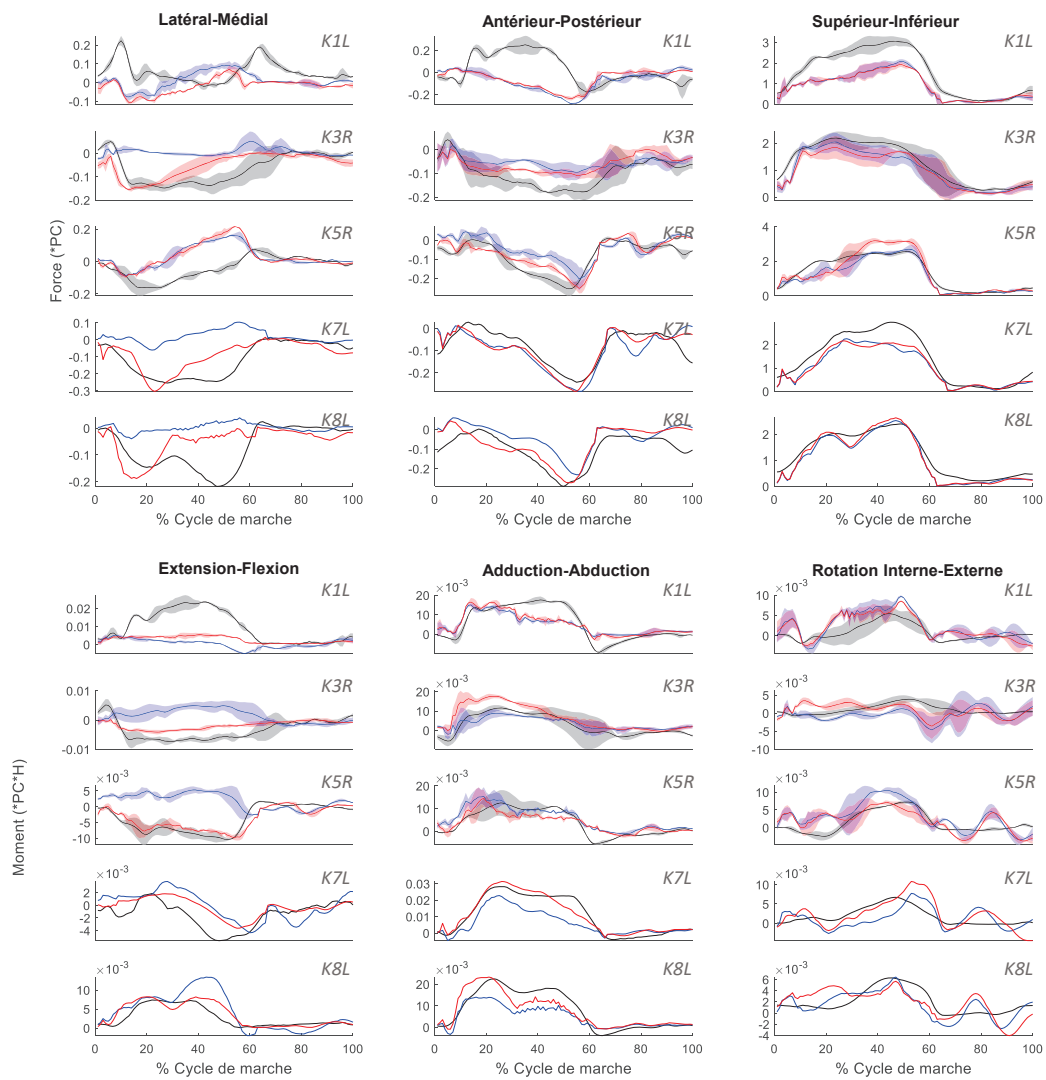
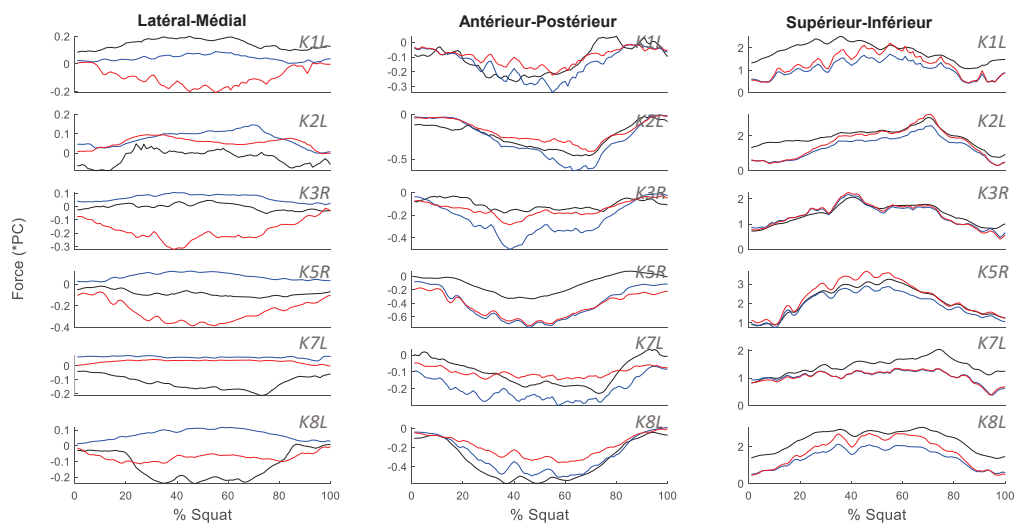
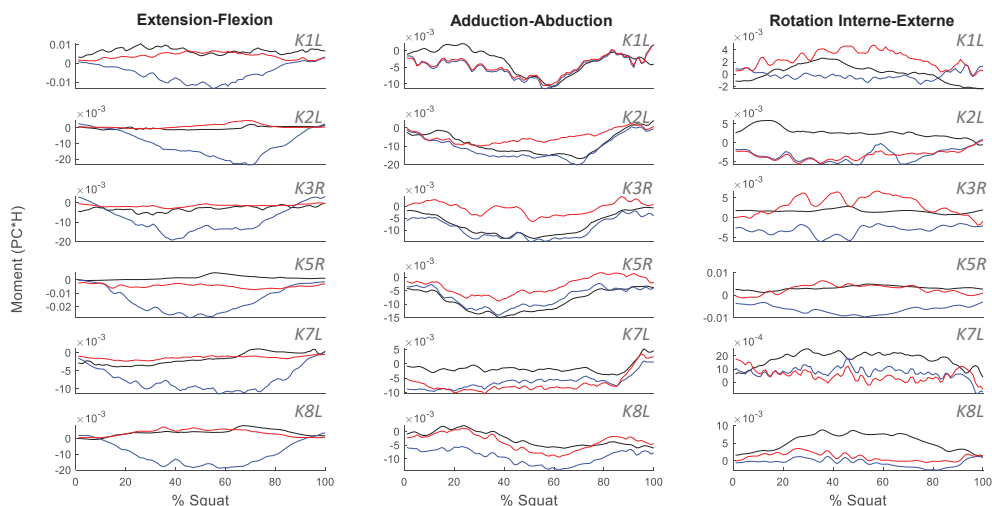


Figure 16 : Forces et Moments TF pendant un cycle de marche pour chacun des sujets – prothèses instrumentées (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge). Les intervalles d'un écart-type ont été tracés lorsque plusieurs cycles de marche étaient disponibles.





PC : poids du corps ; H : taille (hauteur)

Figure 17 : Forces et Moments TF pendant un squat pour chacun des sujets – prothèses instrumentées (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).

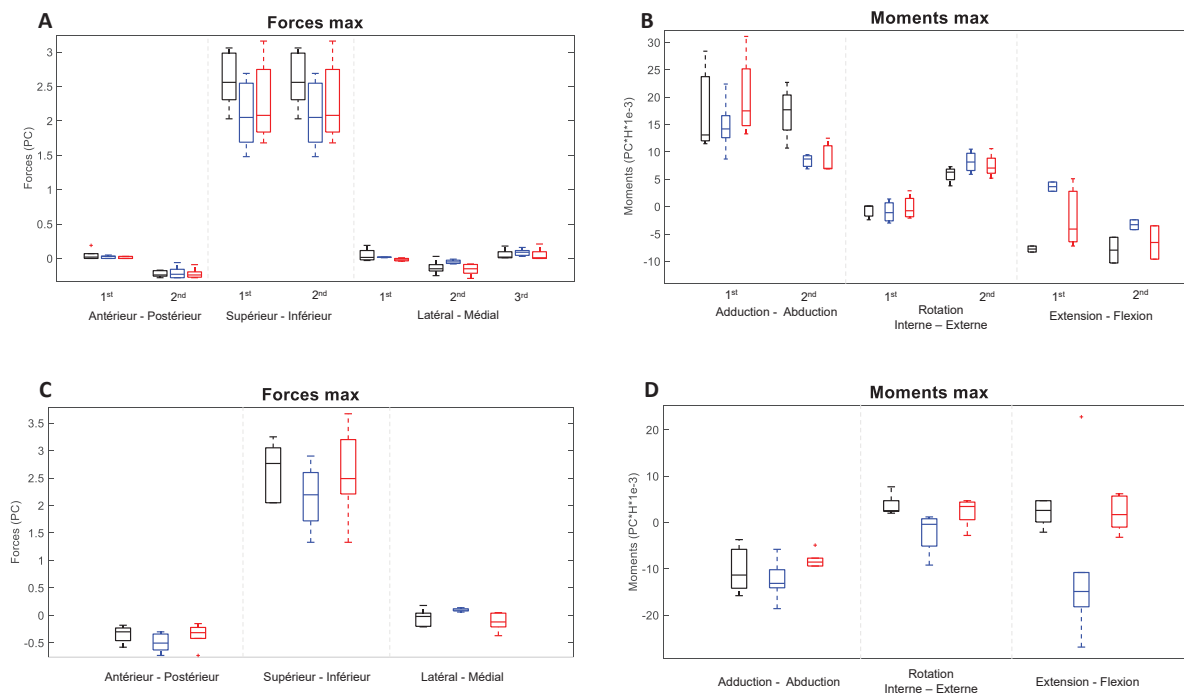


Figure 18 : Forces et moments aux pics standardisés (Bergmann et al., 2014) pour tous les sujets pendant la marche (graphes A. et B.) et pendant le squat (graphes C. et D.) – prothèses instrumentées (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).

**Marche**

**Erreurs moyennes aux pics (PC and PC×H)**

	AP		SI		LM		
	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	3 <sup>rd</sup>
<b>Générique</b>	0,08	0,08	0,23	0,75	0,09	0,13	0,07
<b>Personnalisé</b>	0,07	0,05	0,32	0,73	0,09	0,07	0,08
	AA		IER		FE		
	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	
<b>Générique</b>	4,9e-3	8,1e-3	2,1e-3	2,8e-3	9,4e-3	5,1e-3	
<b>Personnalisé</b>	3,2e-3	7,1e-3	1,9e-3	2,6e-3	2,1e-3	0,6e-3	

Squat						
Erreurs moyennes aux pics (PC and PC×H)						
	AP	SI	LM	AA	IER	FE
Générique	0,55	1,52	0,48	8,8e-3	17,9e-3	50,9e-3
Personnalisé	0,48	0,98	0,6	13,3e-3	7,6e-3	8,9e-3

PC : poids du corps ; PC×H : poids du corps multiplié par la taille du sujet ; AP : antérieur-postérieur ; SI : supérieur-inférieur ; LM : latéral-médial ; AA : adduction-abduction ; IE : interne-externe ; FE : flexion-extension

Tableau 10 : Erreurs des forces et moments aux pics standardisés (Bergman et al. 2014) pour tous les sujets pendant la marche et le squat. : mesures des prothèses instrumentées comparées aux prédictions des modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).

Les Figure 19 et Figure 20 représentent les valeurs moyennes des forces musculo-tendineuses des muscles entourant le genou, estimées avec chacun des modèles pendant la marche et le squat, respectivement. Pendant la marche, les forces estimées des ischio-jambiers et des gastrocnémiens sont cohérentes avec les valeurs rapportées dans la littérature (Trinler et al., 2018). Pendant le squat cependant, les modèles ne prédisent pas d’activations des ischio-jambiers, pourtant activés dans la littérature (Hosseini Nasab et al., 2022). La prédiction des forces des vastes et du droit fémoral semble montrer des patterns similaires à ceux rapportés par la littérature (Hosseini Nasab et al., 2022; Trinler et al., 2018) pour les deux activités. Enfin les forces estimées pour les autres groupes musculaires présents dans les modèles sont représentées et comparées à la littérature dans l’Annexe 5.

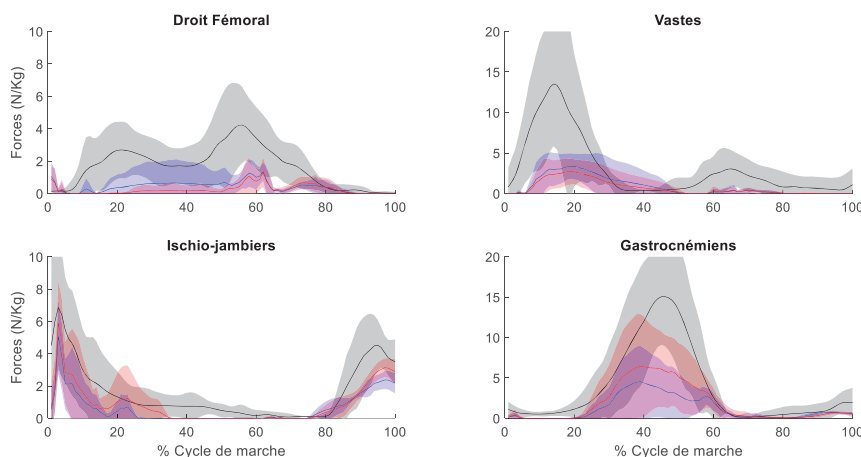


Figure 19 : Forces moyennes des muscles croisant l’articulation TF pendant un cycle de marche – (Trinler et al., 2018) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge). Les intervalles d’un écart-type ont été tracés.

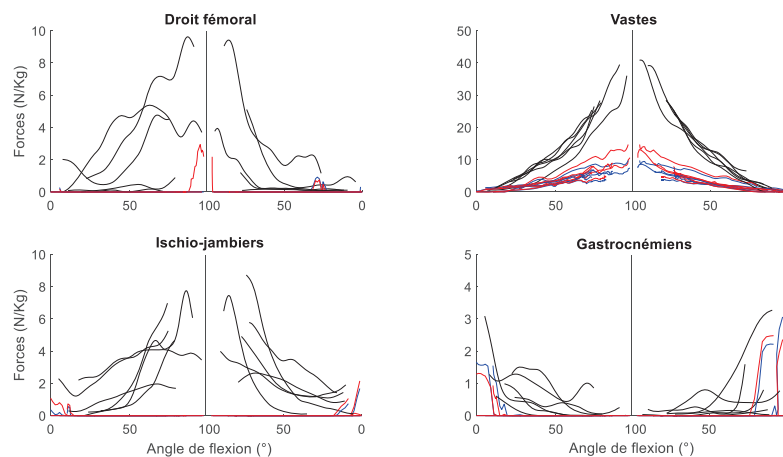


Figure 20 : Forces moyennes des muscles croisant l’articulation TF pendant un squat – (Hosseini Nasab et al., 2022) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge).



## 2.5 Discussion

Dans cette partie, un modèle musculosquelettique est personnalisé au niveau du genou à partir de la cinématique et de la géométrie d'une prothèse implantée. Alors que certaines études (Gerus et al., 2013; Lerner et al., 2015) proposent d'adapter les contraintes cinématiques dans le plan sagittal, le modèle développé ici reproduit la cinématique tibio-fémorale dans les trois dimensions en définissant les trajectoires 3D des contacts, comme proposé précédemment (Zeighami et al., 2018). Cela permet également de calculer directement les bras de levier des contacts et ainsi les moments de contact.

Ce travail a évalué la capacité des modèles génériques et personnalisés à estimer le chargement de contact dans l'articulation tibio-fémorale pendant la marche et le squat en le comparant aux mesures de prothèses de genou instrumentées. En plus de la force de contact supérieure-inférieure, généralement rapportée dans la littérature, les forces et moments de contact en 3D ont été analysés. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) des forces supérieures-inférieures prédites avec le modèle générique (RMSE = 44%PC en moyenne) est comparable aux erreurs rapportées dans la littérature (Moissenet et al., 2017b) pendant la marche. Bien que les modèles personnalisés aient entraîné une légère augmentation de cette erreur (RMSE = 52%PC en moyenne), la justesse reste du même ordre de grandeur que celle rapportée par de précédents modèles personnalisés (Dumas and Moissenet, 2020). Pendant la marche, la distribution des forces supérieures-inférieures entre les compartiments médial et latéral estimée par les deux types de modèles de cette étude semble cohérente avec celle rapportée dans la littérature. L'utilisation de modèles personnalisés a conduit à une amélioration de la prédiction des forces supérieures-inférieures pendant le squat. De plus, la surestimation de ces forces lors du squat profond semble atténuée face aux estimations d'études précédentes (Catelli et al., 2019; Imani Nejad et al., 2020). En effet, la force totale maximale calculée par les modèles pendant le squat est plus faible que les valeurs rapportées par la littérature (Hosseini Nasab et al., 2022; Imani Nejad et al., 2020; Schellenberg et al., 2018). Enfin, pendant le squat, les forces supérieures-inférieures latérales estimées sont plus élevées que les forces médiales, comme rapporté par Bedo et al. (2020). Les valeurs aux pics standardisés (Bergmann et al., 2014) sont rapportées en Annexe 5 pour la marche et le squat.

En ce qui concerne les autres degrés de liberté, les erreurs quadratiques moyennes des forces antérieures-postérieures et latérales-médiales se situent dans la plage d'erreur rapportée dans la littérature pendant la marche (Bennett et al., 2022; Hast and Piazza, 2013; Kia et al., 2014) et la justesse des estimations du moment de flexion-extension est similaire à celle de (Kia et al., 2014). L'amélioration de la prédiction des moments de flexion-extension avec les modèles personnalisés est probablement due à un meilleur suivi de la translation antérieure-postérieure et de la rotation interne-externe où des différences notables sont visibles dans les Figure 14 et Figure 15. Bien que la justesse de la prédiction des moments d'adduction-abduction dépende des sujets, la RMSE moyenne reste inférieure à 1.5%PC×H rapportée par Kia et al. (2014).

Les prédictions calculées par les modèles musculosquelettiques de notre étude semblent alors acceptables face aux résultats de la littérature et comparables aux mesures des prothèses.

La personnalisation des modèles n'a pas permis d'améliorer les prédictions des forces latérales-médiales et des moments d'adduction-abduction pour tous les sujets et la justesse de ces estimations a notamment été dégradée chez les sujets K3R et K5R. Ce résultat pourrait être dû à une rotation de la prothèse par rapport aux axes anatomiques plus marquée chez ces patients (voir Figure 12).

Les forces musculo-tendineuses, des muscles entourant le genou, calculées dans cette étude sont comparables aux valeurs rapportées dans la littérature, se situant généralement dans la plage inférieure (Trinler et al., 2018). Contrairement aux approches précédentes qui se concentrent principalement sur la minimisation des activations musculaires, dans cette étude, une approche d'optimisation statique en une étape visant à minimiser simultanément les forces musculo-tendineuses et les forces de contact de l'articulation tibio-fémorale est utilisée. Ceci pourrait expliquer les forces musculo-tendineuses plus faibles ainsi trouvées. Il est important de noter que la minimisation des forces de contact simultanément avec les forces musculo-tendineuses est largement adoptée dans la littérature (DeMers et al., 2014; Dumas and Moissenet, 2020; Lin et al., 2010; Manal and Buchanan, 2022; Moissenet et al., 2017b; Zargham et al., 2019).

L'analyse musculosquelettique présentée ici comporte certaines limitations. Bien qu'un des objectifs du modèle était de personnaliser l'articulation patello-fémorale, la position de la patella reste imprécise. En effet l'utilisation d'images CTs pourrait permettre de préciser le positionnement de la patella ; les paramètres de calibrage des images fluoroscopiques n'étant pas disponibles actuellement. Il a été identifié que l'articulation patello-fémorale joue un rôle majeur dans le chargement tibio-fémoral, notamment lors de grands angles de flexion (Kebbach et al., 2020; Trepczynski et al., 2012). La position de la patella influençant les orientations du tendon patellaire et des lignes d'action du quadriceps est donc un paramètre très important. La position du contact tibio-fémoral a été personnalisée afin de prédire correctement la cinématique de l'articulation. Pour cela, les trajectoires des points de contact ont été définies lors du squat puis utilisées afin d'analyser le comportement de l'articulation lors de la marche. Il est donc nécessaire de souligner des éventuelles erreurs sur la localisation du contact à la marche dues aux variations de ces trajectoires en fonction de l'activité. Cependant, des études antérieures (Byrapogu et al., 2023; Kour et al., 2023; Varadarajan et al., 2008), n'ont pas rapporté de différences majeures quant à la localisation du contact lors de différentes activités du quotidien (fente avant, marche, marche en descente, descente et montée d'escalier) chez les sujets avec prothèse totale de genou. De plus, les sujets présentent des trajectoires très similaires entre eux, comme observé par Dumas et Moissenet (2020). La géométrie des prothèses - étant identique pour tous les patients - serait en fait le facteur déterminant dans les trajectoires de contact. Néanmoins, le chargement articulaire, lui, diffère selon les sujets, ce qui suggère que la personnalisation du modèle au niveau du genou uniquement (cela incluant les cylindres de contournement musculaires) pourrait ne pas être suffisante afin de surmonter la variabilité entre les sujets. Cela est étayé par l'étude de (Hosseini Nasab et al., 2022) qui démontre des variations significatives du chargement tibio-fémoral selon la géométrie musculo-tendineuse et les paramètres musculaires et notamment la force isométrique maximale. L'étude de Nejad et al. (2020) a également constaté qu'une adaptation des lignes d'action musculaires au niveau de hanche réduisait les forces musculo-tendineuses prédites lors de grands angles de flexion. Par ailleurs, cette étude n'a pas modélisé les ligaments collatéraux de l'articulation tibio-fémorale, ce qui pourrait limiter la justesse de la prédiction du chargement tibio-fémoral et en particulier le moment d'adduction-abduction. Enfin, il faut noter quelques divergences entre les prédictions des modèles des différents sujets. En effet, la personnalisation du modèle pour le sujet K1L semble dégrader les prédictions du chargement tibio-fémoral sur certains axes, tandis qu'elle améliore ces mêmes prédictions pour les autres sujets. Les trajectoires de contact de ce sujet semblent cependant très similaires entre les modélisations générique et personnalisée (Figure 12) contrairement aux autres sujets, ce qui pourrait expliquer l'absence d'amélioration dans la prédiction du chargement tibio-fémoral. Il est intéressant de noter

également que le sujet K1L présente des efforts de contact différents des autres sujets et présente la pente tibiale postérieure la plus faible, mesurée à 5°, par rapport aux autres sujets qui étaient de 7° à 11°.

Des adaptations supplémentaires pourraient améliorer les performances de ces modèles personnalisés. Une personnalisation minutieuse de l'articulation patello-fémorale permettrait certainement d'améliorer la prédiction du chargement tibio-fémoral lors du squat profond. De plus, une modélisation plus précise des articulations de la cheville et de la hanche, adaptée au sujet, aurait des avantages certains. En revanche, un modèle simplifié du contact tibio-fémoral pourrait être suffisant pour les patients avec prothèse de genou. Ce modèle simplifié pourrait se baser uniquement sur les courbures de la prothèse – la seule différence identifiée entre les sujets étant la pente postérieure et la rotation interne ou externe de la prothèse résultant de la chirurgie. Cette approche offrirait notamment une alternative à la réalisation d'essais de fluoroscopie dynamique. Enfin, la justesse du modèle pourrait être améliorée en modifiant la géométrie musculaire à l'aide de points de passage qui préciseraient l'enroulement des lignes d'actions ou de positions personnalisées des insertions et origines. Il serait également intéressant de porter une attention plus particulière aux muscles les plus puissants du membre inférieur tels que le grand fessier.

Cette étude suggère que la personnalisation du modèle de l'articulation du genou basée sur la cinématique et la géométrie de la prothèse améliore l'estimation du chargement tibio-fémoral. Cela semble notamment prometteur afin d'étudier les sujets atteints d'arthroses ou les sujets obèses ; populations dans lesquelles un déplacement des points de contact médial et latéral dans la direction médiale a été observé (Li et al., 2022; Zeighami et al., 2017). De plus, après une arthroplastie totale de genou (TKA), la position du contact semble être modifiée de nouveau, vers la direction latérale (Li et al., 2015) et le type d'implant semble avoir un impact sur cette position (Gray et al., 2020). Des études antérieures ont montré que le déplacement du contact affecte la distribution des forces dans les compartiments médial et latéral (Dumas et al., 2020; Lerner et al., 2015).

Une meilleure compréhension du chargement tridimensionnel pourrait améliorer la conception et le développement des prothèses ; offrant alors une connaissance précise des mécanismes de chargement in vivo, ce qui notamment pourrait permettre de prévenir les défaillances des prothèses tels que le descellement ou l'usure des composants (Au et al., 2007; Liao et al., 2002). Outre ces améliorations, l'observation du chargement tibio-fémoral tridimensionnel pourrait permettre d'obtenir des informations précieuses sur l'apparition et l'évolution de l'arthrose. Une telle connaissance serait d'une grande utilité dans un contexte clinique pour la prévention de cette maladie.

### 3 Chapitre III : Définition de l'interface entre un dispositif externe et le système musculosquelettique

Ce chapitre se concentrera sur l'interface entre un dispositif externe et le membre inférieur. Dans un premier temps une caractérisation du comportement mécanique des tissus mous sera proposée.

La première étude visera à estimer les raideurs des tissus mous en translation et en rotation au niveau de la cuisse et de la jambe lors d'activités du quotidien. Pour cela un traitement numérique des mouvements de corps rigides des tissus mous est développé.

A partir de ces résultats, une méthodologie innovante, basée sur l'imagerie médicale et les raideurs des tissus mous, est ensuite développée afin de calculer les efforts imposés par une orthèse de genou directement sur l'articulation tibio-fémorale.

Les parties III.2 et III.3 sont rédigées conformément au format d'un article scientifique (Introduction, Matériel et Méthode, Résultats, Discussion) et d'un chapitre de livre, respectivement. Les Figures et Tableaux associés à la partie III.2 sont issus de Guitteny et al. (2022).

### 3.1 Introduction

La simulation multi-corps gagne en popularité pour la conception et l'évaluation des dispositifs externes soutenant le corps humain tels que les emboîtures de prothèses trans-tibiales et transfémorales (LaPrè et al., 2018; McGeehan et al., 2021; Pew et al., 2021), les orthèses de genou (Arch et al., 2016; Ebert et al., 2014; Hall et al., 2019; Mouzo et al., 2020) ou les exosquelettes passifs ou actifs (Chander and Cavatorta, n.d.; Fournier et al., 2018; Gordon et al., 2018; Serrancoli et al., 2019; Torricelli et al., 2018; Uchida et al., 2016; Zhang et al., 2021). Malheureusement, les effets des charges générées par les dispositifs externes sur le système musculosquelettique restent encore peu connus (Asbeck et al., 2015). Pour concevoir, commander et évaluer efficacement ces dispositifs, il est crucial de modéliser l'interface entre les différents segments osseux du membre inférieur et une emboîture, une orthèse ou un exosquelette. Dans ce contexte, l'interface fait ainsi référence aux tissus mous tels que la peau, le tissu adipeux et les muscles. Ces tissus mous jouent un rôle important dans la transmission des forces et des moments appliqués par le dispositif externe et il est donc primordial de caractériser leurs propriétés mécaniques.

Dans un contexte plus clinique, les sujets atteints de gonarthrose - maladie chronique caractérisée par la dégradation du cartilage articulaire – souffrent de douleurs sévères limitant leur amplitude de mouvement et alors leurs activités physiques quotidiennes. Pour améliorer la qualité de vie de ces patients et retarder une éventuelle arthroplastie du genou, les professionnels de la santé prescrivent aujourd'hui des orthèses de genou. Ces orthèses visent à corriger le désalignement en varus observé sur les membres inférieurs des patients arthrosiques. On suppose que les forces et moments appliqués au fémur et au tibia à travers les tissus mous aideraient les patients à retrouver un mouvement et des chargements articulaires plus proches de la normale lors de la flexion du genou. Cependant, très peu de valeurs quantitatives des charges appliquées à l'interface entre l'orthèse et le membre inférieur, évoluant au cours de la flexion du genou, semblent avoir été rapportées dans la littérature. Cela apparaît pourtant d'une importance capitale lors d'étude de dynamique inverse et/ou de modélisation musculosquelettique. En effet, en plus de modifier le chargement intersegmentaire au niveau du genou, les forces et moments externes appliqués par un dispositif externe doivent être pris en compte, car ils pourraient influencer les forces musculo-tendineuses et de contact articulaire. Ces efforts à l'interface entre un dispositif d'assistance comme une orthèse et les segments osseux de fémur et du tibia sont donc cruciaux dans l'étude des performances d'une orthèse de genou pour le traitement de l'arthrose.

### 3.2 Caractérisation du comportement mécanique des tissus mous de la cuisse et de la jambe

#### 3.2.1 Introduction

La définition de l'interface entre les segments osseux du fémur et du tibia et un dispositif d'assistance (emboîture, orthèse ou exosquelette) est une étape importante dans la modélisation. Dans ce domaine d'application, les tissus mous sont souvent caractérisés comme des ressorts, avec une raideur supposée nulle ou infinie (Grabke et al., 2019). En d'autres termes, en fonction de la direction anatomique, le dispositif externe peut soit se déplacer librement (raideur nulle) soit être rigidement attaché (raideur infinie) au squelette (et transmettre donc entièrement les forces et moments externes qu'il produit). Certains modèles introduisent des coefficients de raideurs définis arbitrairement

(Gordon et al., 2018; Lim et al., 2016; McGeehan et al., 2021). Cependant une compréhension approfondie de ces paramètres semble indispensable pour une modélisation plus valide.

La raideur des tissus mous joue un rôle important dans le confort et les performances d'un dispositif d'assistance (Cherry et al., 2016; Shafiei and Behzadipour, 2020; Yandell et al., 2017). Quelques études récentes ont tenté d'identifier les raideurs des tissus mous grâce à la simulation numérique (Mouzo et al., 2020; Serrancoli et al., 2019). Cependant ces études se sont limitées à l'étude de ressorts unidimensionnels qui ne représentent pas de façon réaliste le comportement de l'interface. Sur le plan expérimental, la raideur des tissus mous a également été estimée, dans une direction à la fois, via des méthodes d'indentation (Daley et al., 1993; Erickson et al., 1993; Liu et al., 1995). Cette approche ne permet de mesurer les raideurs que dans des conditions statiques, le plus souvent dans une position assise et détendue. Récemment, une étude (Shafiei and Behzadipour, 2020) a établi les matrices de raideurs 6×6 des tissus de la cuisse et de la jambe chez trois sujets, mais encore une fois dans une condition statique et détendue. Les raideurs des tissus mous peuvent être utilisées pour modéliser leur comportement comme une masse oscillante et l'effet de ces paramètres sur la dynamique du corps entier a ainsi été précédemment étudié (Alonso et al., 2007; Gittoes et al., 2006; Gruber et al., 1998; Pain and Challis, 2004). Dans ce contexte, la décomposition orthogonale aux valeurs propres (*smooth orthogonal decomposition*, SOD) a été appliquée aux mouvements de marqueurs cutanés placés sur quatre sujets lors de la marche, du saut, du virage et de la course et a permis d'estimer des valeurs de raideurs des tissus mous en translations dans les trois directions de l'espace (Dumas and Jacquelin, 2017). Dans cette nouvelle étude, nous suggérons que cette méthodologie peut être étendue afin d'estimer les raideurs en rotation et étudier des activités plus représentatives d'un contexte de rééducation.

L'objectif de notre étude est donc d'estimer les raideurs des tissus mous de la jambe et de la cuisse en translation et en rotation. Des données issues de la littérature (Taylor et al., 2017) ont permis d'étudier le mouvement des marqueurs cutanés par rapport aux os sous-jacents. Sur le plan cinématique, cette déformation est généralement considérée comme un artefact, mais elle peut également être pertinente dans l'étude de masses oscillantes (Camomilla et al., 2017) et, dans le cas présent, permettre d'estimer la raideur entre le squelette et un dispositif externe. A titre d'évaluation des valeurs calculées, les raideurs en translation et en rotations estimées par SOD lors du squat, du lever de chaise, de la marche et de la descente d'escalier, sont supposées être du même ordre de grandeur que les raideurs rapportées précédemment par la littérature. Les objectifs de ces travaux sont (i) d'étudier si la SOD offre une méthode alternative opérationnelle pour caractériser l'interface entre un dispositif externe et des segments du membre inférieur dans des conditions dynamiques, (ii) de confirmer que les évaluations statiques et dynamiques présentent des résultats comparables et (iii) d'étendre l'estimation des raideurs des tissus mous à différents sujets et différentes activités.

### 3.2.2 Matériels et Méthodes

#### 3.2.2.1 Traitement des données

Les données expérimentales de notre étude sont les mêmes que celles utilisées dans le premier chapitre (Taylor et al., 2017) (<https://cams-knee.orthoload.com/>). Cette fois-ci toutes les activités effectuées par les sujets ont été étudiées : squat, assise et lever de chaise, marche et descente d'escalier. Comme dans le chapitre I, les données de marche du sujet K2L ont été exclues. Chaque sujet était équipé d'un ensemble de huit marqueurs cutanés sur le segment jambe et de dix marqueurs

cutanés sur le segment cuisse ; les marqueurs étaient placés sur les côtés médial, latéral, frontal et ventral.

Les données brutes ont été traitées de la même façon que dans le chapitre précédent (remplissage des trous dans les trajectoires de marqueurs cutanés et échantillonnage à 100Hz des données fluoroscopiques). Les origines des systèmes de coordonnées anatomiques du fémur et du tibia ont été définies au centre de l'articulation du genou (point médian entre les épicondyles fémoraux médial et latéral issus des images CT). Une position de référence pour chaque marqueur cutané a été définie comme la position moyenne, exprimée dans les systèmes de coordonnées anatomiques des segments, au cours du mouvement.

### 3.2.2.2 Décomposition orthogonale aux valeurs propres (SOD)

La SOD appliquée aux mouvements relatifs des marqueurs cutanés par rapport aux os sous-jacents a été utilisée pour calculer les raideurs en translations des tissus mous de la cuisse et de la jambe pendant certaines activités dynamiques (Dumas and Jacquelin, 2017). Pour cela, un vecteur,  $\mathbf{V}_i$ , dits des artefacts de tissus mous (STA) du segment  $i$ , représentant le déplacement des marqueurs cutanés par rapport à leurs positions de référence, exprimées dans chacun des systèmes de coordonnées anatomiques des deux segments, a été défini (Figure 21). Ce vecteur a été projeté sur les trois directions anatomiques afin de définir les amplitudes de mouvements de corps rigides des tissus mous de la cuisse et de la jambe,  $a_i^l(k)$ , en translation :

$$a_i^l(k) = \{\Phi_i^l\}^T \mathbf{V}_i(k)$$

$$\text{with } \Phi_i^1 = \begin{pmatrix} \vdots \\ 1/\sqrt{m_i} \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \end{pmatrix}, \Phi_i^2 = \begin{pmatrix} \vdots \\ 0 \\ 1/\sqrt{m_i} \\ 0 \\ \vdots \end{pmatrix}, \text{ and } \Phi_i^3 = \begin{pmatrix} \vdots \\ 0 \\ 0 \\ 1/\sqrt{m_i} \\ \vdots \end{pmatrix}$$

avec  $\{\Phi_i^l\}$  ( $l = 1, 2, 3$ ), les vecteurs de bases unitaires construits a priori pour définir les trois translations du groupe de marqueurs du segment  $i$  selon, respectivement, les axes X, Y et Z de son système de coordonnées anatomiques ; l'exposant  $T$ , la transposée du vecteur et  $m_i$ , le nombre de marqueurs cutanés sur le segment  $i$ .

Aucune interprétation des résultats dans la direction latérale-médiale n'a été faite en raison des limites de précisions des données du fluoroscope monoplan dans cette direction.

La matrice de raideurs  $\mathbf{K}_i$  (dimension 3x3) est ensuite calculée pour les deux segments ; définissant la raideur le long des vecteurs propres. En effet, la matrice de raideurs est solution d'un problème aux valeurs propres représentant les vibrations libres non amorties d'un groupe de masses ponctuelles (Dumas and Jacquelin, 2017) (Annexe 6). En supposant que les vibrations libres non amorties selon lesquelles ces masses ponctuelles se déplacent sont de bonnes estimations du mouvement du système, les directions associées sont considérées comme correspondantes aux directions anatomiques. Les masses  $M_i$  des tissus mous de la jambe et de la cuisse (incluant la peau, le tissu adipeux et les muscles) ont été estimées à 4.8% et 12.3% du poids du corps total (Dumas et al., 2007) et 77.65% et 90.3% du poids du segment (Clarys and Marfell-Jones, 1986), respectivement et sont assignées aux barycentres des marqueurs.



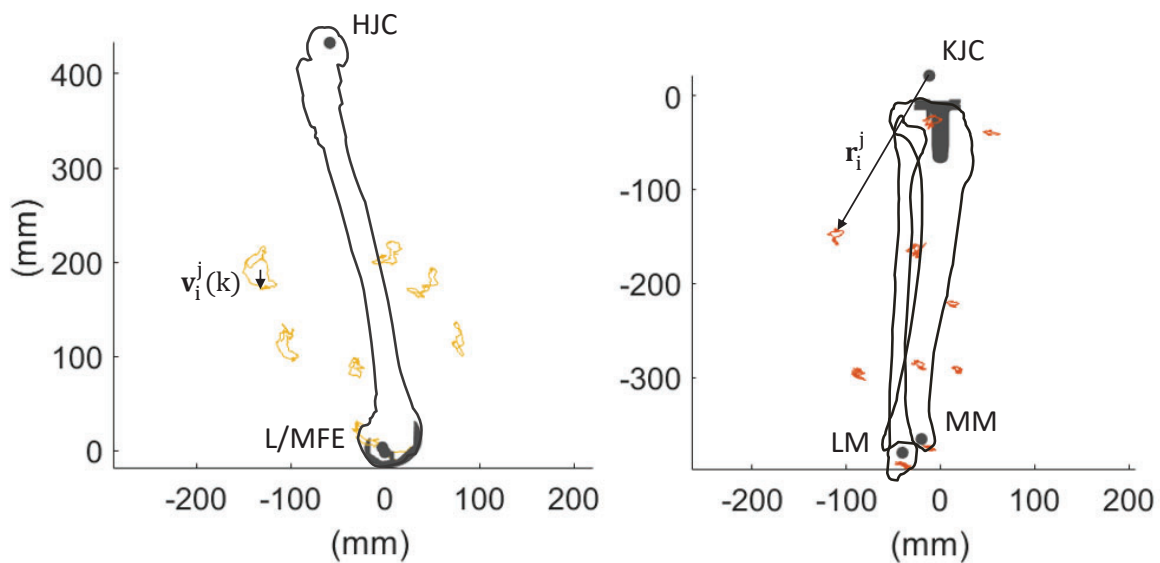
Dans notre étude, cette méthode a été étendue au calcul des raideurs associées à la rotation du groupe de marqueurs. Pour cela, trois vecteurs de base unitaires ont été définis pour représenter les rotations autour de l'origine du système de coordonnées anatomiques :

$$\{\Phi_i^4 \quad \Phi_i^5 \quad \Phi_i^6\} = \left[ \frac{L_i}{\det(L_i)} \right] \{\Phi_i^1 \quad \Phi_i^2 \quad \Phi_i^3\}$$

$$\text{with } L_i = \begin{bmatrix} \ddots & & \\ & \tilde{L}_i^j & \\ & & \ddots \end{bmatrix} \text{ and } \tilde{L}_i^j = \begin{bmatrix} 0 & -r_i^j z & r_i^j y \\ r_i^j z & 0 & -r_i^j x \\ -r_i^j y & r_i^j x & 0 \end{bmatrix}$$

avec  $\tilde{L}_i^j$ , la matrice des bras de levier du vecteur position de référence  $r_i^j$  du marqueur cutané  $j$  du segment  $i$  (voir Figure 21) ;  $\det(L_i)$  le déterminant de la matrice  $L_i$  ; les directions X : antérieur-postérieur ; Y : supérieur – inférieur et Z : supérieur - inférieur

Cette formulation est basée sur la relation (bras de levier) entre la force appliquée à un marqueur cutané et le moment associé exprimé à l'origine du système de coordonnées anatomiques, ou de façon équivalente, sur la relation entre le déplacement linéaire d'un groupe de marqueurs cutanés et la rotation associée autour de l'origine. La rotation ainsi calculée, pour chaque segment, correspond à la rotation du groupe de marqueurs étudié comme un corps rigide. Seuls les paramètres de raideurs en flexion – extension et en rotation interne-externe ont été analysés dans notre étude, car les données du fluoroscope monoplan ne semblaient pas fiables pour étudier l'adduction-abduction.



HJC : centre de hanche ; L/MFE : épicondyle fémoral latéral/médial ; KJC : centre du genou ; L/MM : malléole latérale/médiale ;  $r_i^j$  : position de référence du marqueur cutané  $j$  du segment  $i$ , exprimée dans le repère anatomique du segment ;  $v_i^j(k)$  : déplacement du marqueur cutané  $j$  du segment  $i$  à l'instant  $k$

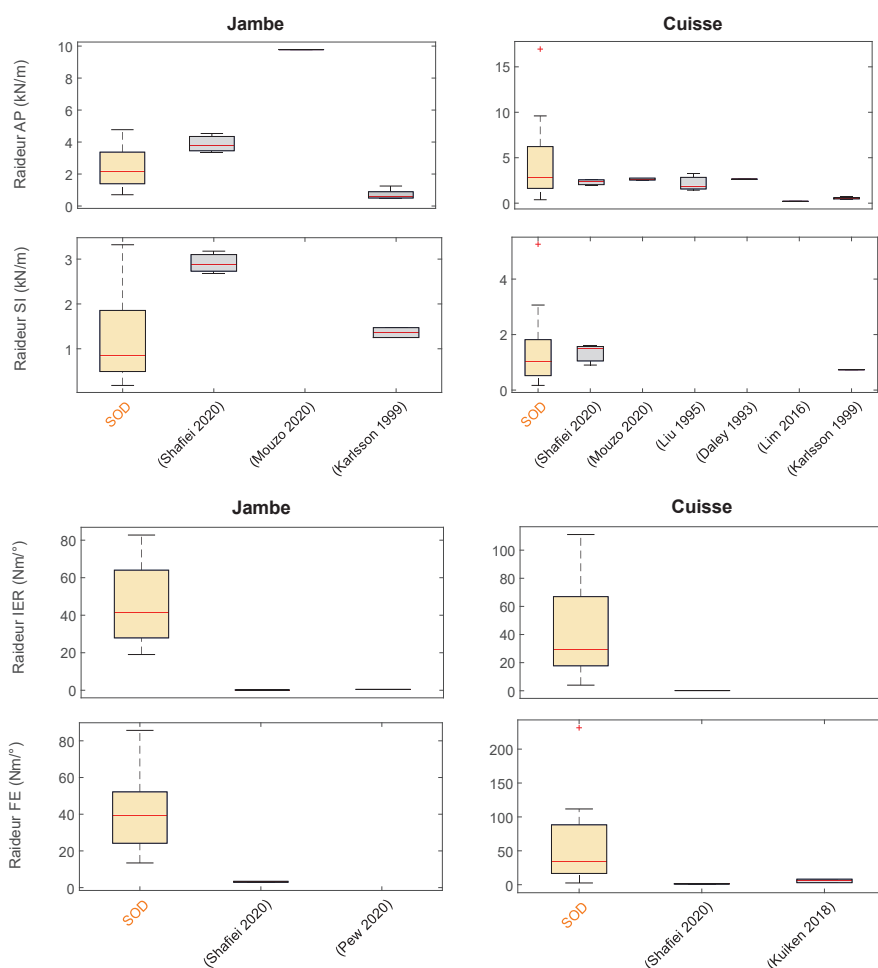
Figure 21 : Vue sagittale des déplacements relatifs des marqueurs cutanés de la cuisse et de la jambe par rapport aux segments osseux, pour un sujet (K1L) et une activité (lever de chaise).

### 3.2.3 Résultats

Pour tous les sujets, toutes les directions anatomiques et toutes les activités, les coefficients de raideurs linéaires et en rotation des tissus mous se retrouvent dans les intervalles suivants : [0,18 - 4,77 kN/m] et [13,4 – 85,7Nm/°] pour la jambe, et [0,17 – 16,9kN/m] et [2,6 – 231Nm/°] pour la cuisse.

La Figure 22 compare les raideurs linéaires et en rotations pour toutes les activités aux coefficients de raideurs rapportés dans la littérature (Daley et al., 1993; Karlsson and Tranberg, 1999; Kuiken et al., 2018; Lim et al., 2016; Liu et al., 1995; Mouzo et al., 2020; Pew et al., 2021; Shafiei and Behzadipour, 2020).

Lors d'activités peu dynamiques (squat et lever de chaise), les coefficients de raideurs des tissus mous de la jambe sont plus élevés que ceux de la cuisse : 1.39kN/m et 41.5Nm/° pour la jambe contre 0.89kN/m et 17.6Nm/° pour la cuisse en moyenne selon les axes anatomiques. Cette différence n'est pas observée pour des activités plus dynamiques. En effet les coefficients de raideurs des tissus mous de la cuisse augmentent lors d'activités plus dynamiques telles que la marche et la descente d'escalier (2.61kN/m et 55.8Nm/° en moyenne selon les axes). Les coefficients calculés en fonction de l'activité pratiquée sont disponibles dans le Tableau 11 et sur les figures de l'Annexe 7. Des différences sont observées entre les raideurs linéaires calculées selon les différents axes anatomiques : pour toutes les activités et pour les deux segments, les raideurs calculées dans la direction antérieure-postérieure sont plus fortes que celles calculées dans la direction supérieure-inférieure. Ceci n'est pas remarquable pour les raideurs en rotation. Enfin, comme l'indique le Tableau 1, une grande variabilité inter-sujets existe quel que soit le segment étudié ; cette variabilité est la plus forte lors de la descente d'escalier (IQR = 2.14kN/m et IQR = 36.8Nm/° pour la jambe et IQR = 3.69kN/m et IQR = 47.8Nm/° pour la cuisse).



AP : antérieur-postérieur ; SI : supérieur-inférieur ; IER : rotation interne-externe ; FE : flexion-extension

Figure 22: Coefficients de raideurs linéaires et en rotations calculés par SOD pendant toutes les activités (orange) – Comparaison avec la littérature (noir)

	Toutes activités	Squat	Assise / Lever de chaise	Marche	Descente d'escalier
	Médiane (IQR) [Min ; Max]	3,03 (0,99) [1,59 ; 4,21]	1,24 (0,81) [0,71 ; 2,67]	1,86 (2,53) [1,1 ; 4,42]	1,97 (1,96) [1 ; 4,77]
<b>Jambe</b>					
	Médiane (IQR) [Min ; Max]	0,94 (1,59) [0,49 ; 2,61]	0,56 (0,86) [0,18 ; 1,91]	1,27 (1,08) [0,43 ; 2,35]	0,88 (1,55) [0,21 ; 3,32]
<b>Raideurs linéaires (kN/m)</b>					
Moyenne (X et Y)	1,4 (1,99) [0,18 ; 4,77]	2,35 (2,09) [0,49 ; 4,21]	1,02 (0,83) [0,18 ; 2,67]	1,57 (1,25) [0,43 ; 4,42]	1,42 (2,14) [0,21 ; 4,77]
X	Médiane (IQR) [Min ; Max]	2,39 (3,79) [0,49 ; 8,07]	0,9 (1,78) [0,38 ; 4,21]	5,21 (4,25) [3,1 ; 8,94]	4,39 (7,09) [1,82 ; 16,9]
Y	Médiane (IQR) [Min ; Max]	0,45 (0,22) [0,17 ; 0,88]	0,59 (0,38) [0,33 ; 0,97]	1,76 (0,44) [1,06 ; 2,01]	2,47 (1,38) [1,38 ; 5,26]
<b>Cuisse</b>					
Moyenne (X et Y)	1,79 (2,73) [0,17 ; 16,9]	0,75 (1,95) [0,17 ; 8,07]	0,7 (0,45) [0,33 ; 4,21]	2,56 (3,45) [1,06 ; 8,95]	2,61 (3,69) [1,38 ; 16,9]
Y	Médiane (IQR) [Min ; Max]	54,9 (26) [20,4 ; 82,7]	27,9 (15,3) [19 ; 41,5]	59,6 (30,4) [23,9 ; 66,5]	43,1 (40,2) [20,2 ; 78,8]
<b>Jambe</b>					
Z	Médiane (IQR) [Min ; Max]	49,3 (15) [32,2 ; 73,2]	22,8 (14,2) [13,4 ; 48,9]	33 (50,9) [18,9 ; 80,3]	40 (25,6) [17,9 ; 85,7]
<b>Raideurs en rotation (Nm/deg)</b>					
Moyenne (Y and Z)	41,5 (34,3) [13,4 ; 85,7]	49,3 (22,1) [20,4 ; 82,7]	25,4 (12,9) [13,4 ; 48,9]	46,5 (35,6) [18,9 ; 80,3]	40 (36,8) [17,9 ; 85,7]
Y	Médiane (IQR) [Min ; Max]	20,6 (13,8) [12,7 ; 57,6]	16,9 (10,7) [4 ; 19,1]	67,2 (23,4) [26,4 ; 112]	47,8 (38,8) [28,9 ; 70,7]
<b>Cuisse</b>					
Z	Médiane (IQR) [Min ; Max]	19 (30,8) [2,9 ; 97,1]	5,6 (15,4) [2,6 ; 29,6]	76,2 (55,9) [30,3 ; 111]	67,5 (58,8) [32,6 ; 231]
Moyenne (Y et Z)	30,5 (50,4) [2,6 ; 231]	19,2 (18,7) [2,9 ; 97,1]	12,5 (12,5) [2,6 ; 29,6]	68,6 (47,4) [26,4 ; 112]	55,7 (47,8) [28,9 ; 231]

X : Antérieur – Postérieur ; Y : Supérieur - Inférieur

Tableau 11 : Coefficients de raideurs linéaires et en rotations (médiane, écart interquartile, maximum et minimum) calculés par SOD pendant les activités dynamiques (squat, assise et lever de chaise, marche, descente d'escalier).

### 3.2.4 Discussion

L'objectif de notre étude était d'estimer les raideurs en translation et en rotation des tissus mous de la jambe et de la cuisse pendant des activités de la vie quotidienne. La décomposition orthogonale aux valeurs propres (SOD) a été utilisée pour calculer les coefficients de raideur suivant et autour des différents axes du système de coordonnées anatomique de chacun des segments, révélant une hétérogénéité entre les activités, les sujets, les segments et les directions. Les résultats de notre étude s'accordent avec ceux d'études précédentes qui ont montré l'influence de ces facteurs sur les artefacts de tissus mous (Camomilla et al., 2017; Leardini et al., 2005; Peters et al., 2010). La raideur semblerait aussi dépendre de l'endroit où elle est définie (point d'attache du dispositif externe, centre du genou, ...) (Asbeck et al., 2015). La présente étude n'a pas estimé les termes extra-diagonaux de la matrice de raideurs et a défini les coefficients de raideurs au niveau du centre du genou car il s'agit d'une localisation bien établie et pratique pour l'analyse du mouvement et la modélisation musculosquelettique.

Il est important de noter que la SOD diffère des autres méthodes de calcul des coefficients de raideur. En effet, la SOD n'analyse pas la relation linéaire force-déplacement, mais les vibrations libres non amorties d'un cluster de masses ponctuelles. On suppose ici que les coefficients de raideurs obtenus grâce à l'analyse vibratoire des tissus mous sont en accord avec les valeurs de raideurs rapportées dans la littérature décrivant l'interface entre les segments du membre inférieur et un dispositif externe. Les résultats de notre étude semblent soutenir partiellement cette hypothèse. Des études antérieures (Daley et al., 1993; Karlsson and Tranberg, 1999; Liu et al., 1995; Shafiei and Behzadipour, 2020) ont évalué les coefficients de raideurs en translation des tissus mous de la cuisse et de la jambe par méthode expérimentale (indentation, exosquelette instrumenté). Ces études rapportent des coefficients pour les tissus mous de la cuisse compris entre 0,5kN/m et 3,28kN/m. Particulièrement, les coefficients de raideurs calculés par la SOD sont du même ordre de grandeur que ceux décrits dans l'étude de Karlsson et Tranberg (1999) (voir Figure 22). Afin de simuler la marche, l'étude menée par Mouzo et al. (2020) relie le squelette au dispositif externe par des ressorts de raideurs égales à 2,7kN/m et 9,8kN/m pour les tissus mous de la cuisse et de la jambe, respectivement. Les études précédentes (Karlsson and Tranberg, 1999; Mouzo et al., 2020; Shafiei and Behzadipour, 2020) ont rapporté des raideurs plus élevées pour les tissus mous de la jambe que pour ceux de la cuisse, et cette tendance est confirmée par notre étude pour des activités peu dynamiques (squat, lever de chaise). De plus, l'étude de Shafiei et Behzadipour (2020) a montré des coefficients plus faibles dans la direction longitudinale par rapport aux autres directions, pour les deux segments (3,3kN/m et 1,4kN/m pour la jambe et la cuisse, respectivement). De même, les coefficients de raideur obtenus à l'aide de la méthode SOD dans la direction antérieure-postérieure (2,2 kN/m et 2,8 kN/m en moyenne pour la jambe et la cuisse, respectivement) étaient plus élevés que ceux obtenus dans la direction longitudinale (0,84 kN/m et 1,01 kN/m pour la jambe et la cuisse, respectivement).

Peu d'études ont cherché à caractériser les coefficients de raideur en rotation. Shafiei et Behzadipour (2020) ont défini des matrices de raideurs 6x6 par méthode expérimentale (attache instrumentée), tandis que Pew et al. (2021) ont estimé les raideurs en rotation des tissus mous de la jambe chez des amputés trans-tibiaux en utilisant la cinématique inverse et la dynamique inverse à l'interface (modélisée telle une articulation à 4 degrés de liberté). Bien que ces études aient trouvés des coefficients de raideurs du même ordre de grandeur, la SOD donne des coefficients plus élevés pour les mouvements étudiés. Enfin, Kuiken et al. (2018) ont rapporté des coefficients de raideur en rotation

dans le plan sagittal pour les tissus mous de la cuisse de  $5,6\text{Nm}/^\circ$  en moyenne, comparable aux coefficients calculés par la SOD pour le lever de chaise.

Il existe des différences entre les coefficients de raideurs calculés dans notre étude et ceux trouvés dans la littérature, notamment pour les coefficients de raideur en rotation. D'abord, il faut noter que les artefacts de tissus mous représentent principalement le comportement de la peau ; certaines méthodes proposées dans des études antérieures explorent davantage les tissus plus profonds grâce notamment à la pénétration d'un indenteur et du serrage du dispositif externe sur le membre inférieur. De plus, la méthode utilisée dans notre étude analyse le comportement global du segment en étudiant le mouvement de marqueurs placés uniformément sur toute la surface du segment, tandis que d'autres méthodes se concentrent sur le comportement plus local au niveau des points d'attache du dispositif. Enfin il convient de noter que les approches numériques telles que la dynamique inverse et directe utilisées par Pew et al. (2021) et Mouzo et al. (2020), ont rapporté des valeurs de raideurs extrêmes, correspondant aux valeurs maximales et minimales documentées ici. L'étude menée par McGeehan et al. (2021) définit même des coefficients de raideur arbitraires atteignant les valeurs maximales de  $20\text{kN}/\text{m}$  et minimales de  $0,01\text{Nm}/^\circ$  (ces valeurs n'ont pas été affichées dans la Figure 22 pour des raisons de visibilité). Outre les différences méthodologiques dans le calcul des raideurs, les différences observées pourraient être liées au niveau d'activation musculaire (conditions statiques vs mouvements dynamiques). En effet, des études ont mis en évidence des différences entre les raideurs de tissus mous de la cuisse mesurés dans un état musculaire relaxé et activé (Fougeron et al., 2020; Karlsson and Tranberg, 1999). L'étude menée par Karlsson et Tranberg (1999) rapporte une augmentation moyenne de  $0,4\text{kN}/\text{m}$  et  $0,3\text{kN}/\text{m}$  dans les directions antérieure-postérieure et supérieure-inférieure, respectivement, des raideurs des tissus mous de la jambe. Malheureusement, aucun détail sur le niveau d'activation musculaire n'a été fourni dans les précédentes études (Daley et al., 1993; Liu et al., 1995; Shafiei and Behzadipour, 2020). On peut ici rappeler qu'en plus de l'activité musculaire, les artefacts des tissus mous, utilisés ici pour calculer les raideurs, dépendent aussi du glissement de la peau, des effets inertiels lors de l'impact ainsi que des amplitudes de mouvement articulaire (Camomilla et al., 2017).

Notre étude présente quelques limites. Tout d'abord, l'approche proposée est sensible à la précision des mesures expérimentales, ainsi qu'au nombre et à l'emplacement des marqueurs cutanés. Pour cette raison, la présente étude a pris en compte l'amplitude de mouvement du cluster de marqueurs (Annexe 6). Néanmoins, l'ensemble de marqueurs doit être réparti de manière homogène sur chacun des segments, et leur nombre doit être suffisant pour décrire correctement les artefacts de tissus mous (Barré et al., 2017) dans toutes les directions anatomiques. Dans notre étude, la base de données *CAMS-Knee* a été utilisée ; huit et dix marqueurs sont uniformément répartis sur la circonférence des segments de la cuisse et de la jambe, respectivement. Pour définir le vecteur des artefacts de tissus mous, le mouvement relatif des marqueurs par rapport aux os doit être mesuré suffisamment précisément. Ces mouvements ont été définis à partir de mesures par fluoroscopie monoplan, dont l'erreur était inférieure à  $1^\circ$  pour toutes les rotations et inférieure à  $1\text{mm}$  pour les translations dans le plan (Taylor et al., 2017). Notre approche numérique basée sur la capture de mouvement est également sujette aux erreurs dans les trajectoires des marqueurs en raison d'éventuelles occultations (Conconi et al., 2021) ou plus précisément en raison de la méthode de remplissage utilisée pour résoudre ces occlusions. De plus, la fréquence d'acquisition du fluoroscope, fixée à  $25\text{Hz}$ , représente une autre limitation de notre étude. En effet, Wakeling et al. (2003) ont démontré que les vibrations des tissus mous par rapport au sol atteignent des fréquences plus élevées au moment de l'impact du

talon. Toutefois, certaines études antérieures (Bonci et al., 2014; Murphy, 1990) ont montré que la bande de fréquence des vibrations des tissus mous par rapport à l'os sous-jacent, se situe généralement entre 0 et 10Hz au cours d'un cycle de marche complet. Par conséquent, une fréquence d'acquisition de 25Hz peut être considérée comme adéquate dans le cadre de notre étude, cela répondant au critère du taux d'échantillonnage de Nyquist-Shannon et la marche étant l'activité la plus dynamique étudiée. Toutefois, afin d'augmenter la précision du calcul de la vitesse et de l'accélération des tissus mous, il aurait été préférable de choisir une fréquence quatre fois supérieure à la fréquence de vibration de la bande de fréquence. Cette pratique respecterait les normes recommandées et permettrait d'éviter tout phénomène de repliement de spectre. Finalement, les coefficients de raideur résultant de l'analyse vibratoire sont susceptibles de différer lors de l'analyse de sujets portant un dispositif externe, en raison de la masse ajoutée ou de la compression des tissus dues au serrage.

La méthode SOD présentée dans notre étude offre une approche innovante pour l'estimation des raideurs des tissus mous du membre inférieur. Elle a été précédemment utilisée pour l'analyse de masses oscillantes lors de sauts, de virage et de courses (Dumas and Jacquelin, 2017) et permet d'estimer les composantes des forces et des moments à l'interface (non étudiées ici). La déformation des tissus mous peut être influencée par des mouvements tels que le squat, le lever de chaise, la marche, la descente d'escalier, et donc une évaluation statique – comme précédemment proposée (Daley et al., 1993; Erickson et al., 1993; Liu et al., 1995; Shafiei and Behzadipour, 2020) – ne semble pas appropriée pour prendre en compte cette dépendance à l'activité. Avec le développement de l'analyse des artefacts de tissus mous par fluoroscopie, étudiée pour diverses activités et différents segments (Akbarshahi et al., 2010; Fiorentino et al., 2020; Kuo et al., 2011; Tsai et al., 2009), ainsi que pour définir les interactions entre les segments osseux et les emboîtures de prothèses ou les orthèses (Gale et al., 2020; Papaioannou et al., 2010), la méthode SOD pourrait ouvrir de nouvelles perspectives dans l'estimation des raideurs des tissus mous, dans toutes les directions anatomiques pendant diverses activités dynamiques. Les forces et moments appliqués par les dispositifs externes et parfois utilisés pour caractériser la performance de tels dispositifs (Brandon et al., 2019) pourraient être calculés à partir des raideurs des tissus mous. Il serait également envisageable, de remplacer les ressorts unidirectionnels utilisés en simulation multi-corps (Lim et al., 2016; Mouzo et al., 2020; Serrancoli et al., 2019) par trois ressorts linéaires et trois ressorts de torsion, dans le but de modéliser de manière plus réaliste l'interface entre le squelette et le dispositif externe.

En conclusion, notre étude a tenté d'étendre l'application de la méthode SOD appliquée aux artefacts de tissus mous pour caractériser les raideurs en translation mais aussi en rotation lors d'activités dynamiques du quotidien effectuées par six sujets. Les résultats de notre étude ont mis en évidence une dépendance des coefficients de raideurs vis-à-vis des activités, des sujets, des segments et des directions anatomiques. Les coefficients de raideurs en translation étaient comparables à ceux rapportés dans la littérature, tandis que les coefficients de raideurs en rotation étaient plus élevés, peut-être en raison de la profondeur des tissus étudiés, du niveau d'activation musculaire et/ou de chargement externes.

Être capable de calculer les coefficients de raideurs devrait améliorer la conception, la modélisation et le contrôle des dispositifs médicaux externes tels que les exosquelettes, les orthèses ou les emboîtures de prothèses. Prendre en compte la raideur de l'interface entre le squelette et le dispositif pourrait aider à limiter les forces de compression et de cisaillement lors du port de ces dispositifs et améliorer ainsi leurs performances et le confort des usagers.

### 3.3 Caractérisation de l'interface : conclusion et paramètres retenus pour la suite

Afin de prendre en compte les propriétés mécaniques des tissus mous pour la conception et l'évaluation de dispositifs externes dans la simulation multi-corps, on pourrait initialement envisager d'utiliser des techniques de modélisation et d'analyse par éléments finis, en utilisant des logiciels tels que *Comsol* ou *Abaqus*. Cependant, dans une perspective de simplification de la modélisation et de la réduction du temps de calcul, l'idée de caractériser les propriétés mécaniques des tissus mous par des ressorts multidirectionnels semble prometteuse.

Les coefficients de raideur sélectionnés pour caractériser l'interface et modéliser par la suite l'effet d'une orthèse de genou sur le membre inférieur sont ceux rapportés par Shafiei et Behzadipour (2020). Bien que notre étude ait révélé des variations des coefficients de raideur selon l'activité pratiquée et ait mis en évidence la variabilité inter-sujets de ces paramètres, la limite d'un fluoroscope monoplan ne nous a pas permis d'étudier les mouvements des marqueurs et de calculer les raideurs selon tous les degrés de liberté. En effet, notre étude ne nous a permis d'avoir des résultats en translation sur deux axes et en rotations dans deux plans seulement, tandis que l'étude de Shafiei et Behzadipour (2020) a rapporté une matrice complète 6×6. De plus notre interprétation des modes de rotations peut être critiquée sachant que la relation ( $d = L * \vartheta$ ) est seulement valide pour des petits angles inférieurs à 5° et ne s'applique pas pour des angles supérieurs à 10°. En outre, nous avons aussi remarqué que les modes de translations et de rotations utilisés ne sont pas orthogonaux entre eux, ce qui signifie que la rotation définie contient des informations de translation. Pour utiliser les raideurs associées correctement, il faudrait alors projeter les mouvements relatifs mesurés entre le dispositif externe et le squelette selon ces modes pour obtenir les amplitudes correspondantes et non pas utiliser simplement les rotations relatives mesurées.

Le Tableau 12 présente les avantages et les inconvénients de l'utilisation des raideurs issus de Guitteny et al. (2022) ou bien de celles de Shafiei et Behzadipour (2020).

	Avantages	Inconvénients
<b>Guitteny et al. (2022)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Population pathologique (sujets arthrosiques)</li> <li>Activités dynamiques</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Raideur LM et AA non calculées</li> <li>Modes non orthogonaux</li> <li>Hypothèse de petits angles</li> <li>Raideurs en rotations élevées</li> </ul>
<b>Shafiei et Behzadipour (2020)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Matrice de raideurs 6×6</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Personnes saines</li> <li>Position assise</li> <li>Muscles relaxés ou contractés ?</li> </ul>

Tableau 12 : Avantages et Inconvénients de l'utilisation des coefficients de raideurs calculés par Guitteny et al. (2022) et Shafiei et Behzadipour (2020) et

### 3.4 Modélisation d'une orthèse de genou

#### 3.4.1 Introduction

Les orthèses de genou, dispositif externe, visent à réaligner, stabiliser et soulager l'articulation. Cette étude se concentre sur les orthèses fonctionnelles et plus particulièrement sur les orthèses utilisées en cas de gonarthrose du compartiment médial du genou.

Une revue systématique menée par Moyer et al. (2015) sur 478 sujets portant des orthèses valgisantes révèle que le moment d'abduction externe du genou (KAM) est le paramètre biomécanique le plus



souvent observé dans l'étude des performances de ces orthèses. Alors que les moments d'abduction et de flexion externes du genou ont été calculés dans la plupart des travaux précédents pour évaluer l'efficacité des orthèses, ces études ne considèrent généralement pas les efforts externes à l'interface entre l'orthèse et le membre inférieur. En effet, peu de méthodes ont été proposées dans la littérature pour calculer ces efforts et seules quelques études ont été menées pour mesurer les forces et moments appliqués par les orthèses sur les segments du membre inférieur. Afin de déterminer le moment d'abduction appliqué par l'orthèse lors de la flexion du genou et plus majoritairement lors de la marche, certaines études ont recours à des analyses numériques par éléments finis (Della Croce et al., 2013), tandis que d'autres mesurent ce moment expérimentalement grâce à des axes instrumentés sur l'orthèse permettant directement de mesurer les contraintes à l'interface (Fantini Pagani et al., 2010a; Pollo et al., 2002) ou bien de mesurer les déformations de l'orthèse (Brandon et al., 2019; Schmalz et al., 2010), ce qui permet de remonter aux chargements en connaissant la raideur des orthèses dans le plan frontal. Trois études mesurent les forces médiales au niveau de l'attache de l'orthèse (Brand et al., 2017; Cusin et al., 2018; Self et al., 2000). La dernière de ces études (Cusin et al., 2018) rapporte également le moment d'abduction associé à cette force en utilisant la méthode du bras de levier. Enfin, quelques études s'intéressent aux orthèses munies de ressorts dans le plan sagittal de l'articulation et commencent à définir le moment d'extension appliqué par ces orthèses (Bishop et al., 2023; McGibbon et al., 2021). Enfin, tout comme la quantification de ces efforts, leur évolution au cours de la flexion du genou demeure peu étudiée.

Dans un second temps, lorsque ces mesures sont utilisées pour étudier les performances des orthèses en termes de chargements intersegmentaires de l'articulation tibio-fémorale, la modélisation reste simplifiée en ne considérant qu'un seul moment d'abduction ou d'extension (Brandon et al., 2019; Clouthier et al., 2017; Della Croce et al., 2013; Fantini Pagani et al., 2010a; Hall et al., 2019; Kutzner et al., 2011). Aucune de ces études ne semble modéliser les forces et les moments dans les trois dimensions de l'espace.

Cette étude se base sur des données personnalisées provenant d'un protocole expérimental combinant l'imagerie médicale et les forces de réaction au sol et vise à (i) développer un modèle des efforts appliqués par une orthèse de genou au cours de la flexion du genou et à (ii) comprendre comment la personnalisation de ces efforts à l'interface entre l'orthèse et le membre inférieur pourrait modifier le chargement intersegmentaire au niveau du genou pendant une tâche de squat quasi-statique.

### 3.4.2 Matériels et Méthodes

Il est important de noter que le protocole expérimental mis en place a été élaboré et exécuté par Ali Zeighami à la toute fin et après ses travaux de doctorat entre 2015 et 2018. De même, les reconstructions osseuses des segments fémur et tibia issues des images radiographiques ont été initialement effectuées par Ali Zeighami puis vérifiées en 2021 par Marie Moulin, étudiante à la maîtrise au sein du LIO. C'est également Marie Moulin qui a collecté les points anatomiques nécessaires pour décrire les positions anatomiques des autres segments du modèle du membre inférieur (le pelvis et le pied dans la présente étude et la patella par la suite).

### 3.4.2.1 Ensemble de données

Les données expérimentales utilisées dans notre étude ont été obtenues auprès de 16 patients (5 hommes et 11 femmes, âgés de  $59 \pm 19$  ans, pesant  $93 \pm 49$  kg et mesurant  $1.69 \pm 0.09$  m) atteints d'arthrose sévère (stade 4 de Kellegren-Laurence) du compartiment médial du genou. Deux participants (id=07, id =05) ont été exclus de l'étude dès le début en raison d'une collecte de données incomplète. Une orthèse valgusante personnalisée, Evoke (Osskin, Ortho Inc., Montréal, Canada) a été fabriquée pour chaque participant. Grâce à la technologie de scan 3D (*Ipad + Structure Sensor*), la morphologie de chacun des patients a été enregistrée sur laquelle l'orthèse a été adaptée puis fabriquée par impression 3D. Une correction standard de 4 mm dans la direction médiale et de 5° en abduction a été appliquée entre les parties fémorale et tibiale des orthèses, quel que soit le patient. Tous les patients ont bénéficié d'une période d'adaptation au port de l'orthèse de 4 semaines avant de participer aux tests expérimentaux. Une évaluation clinique a été effectuée par un chirurgien orthopédiste du département orthopédique du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Tous les sujets ont rempli un formulaire de consentement approuvé par les comités éthiques du centre de recherche du CHUM et de l'École de Technologie Supérieure (ETS).

### 3.4.2.2 Protocole expérimental

Cinq postures de squat statique « en charge » ont été adoptées par les patients (flexion de genou à 0°, 15°, 30°, 45° et 70°) pour lesquelles une paire d'images radiographiques biplanes à faibles doses (EOS) a été acquise. Par soucis d'encombrement lors de fortes flexion de genou dans la cabine EOS, les patients sont tournés de 45° par rapport à l'orientation de la cabine. Un support de positionnement est placé derrière le patient en cas d'instabilité, mais le patient a pour consigne de ne pas s'appuyer dessus lors des acquisitions. Chaque posture a été répétée avec et sans orthèse. Les images radiographiques ont ainsi permis de construire via segmentation multi-acquisitions les reconstructions 3D des segments osseux du fémur et du tibia (Figure 23). Certains points anatomiques caractéristiques ont été pointés sur les autres segments du membre inférieurs :

- Pour le pelvis : les épines iliaques supérieures et inférieures antérieures et postérieures lorsqu'elles étaient disponibles ; le centre du plateau sacré ; la tubérosité pelvienne (ou symphyse)
- Pour le pied : les têtes des métatarses 1 et 5 ; la tubérosité calcanéenne
- Pour la patella : l'apex et la base (non utilisée dans la présente étude)

Deux capteurs inertiels (Noraxon, Inc.) sont placés dans le plan sagittal de la jambe et de la cuisse afin de contrôler l'angle de flexion-extension du genou en temps réel. Une plateforme de force AMTI (ORS-6) a été fixée à l'intérieur de la cabine EOS et un plancher en bois a été conçu pour isoler les forces de réaction au sol sous le pied étudié, tandis que les deux pieds étaient maintenus au même niveau (Figure 23). On peut noter, qu'un des deux participants (id = 05) exclus a été écarté en raison de données erronées de forces au sol, probablement causées par un contact défectueux avec le plancher en bois ; une incohérence sur la position du centre de pression a en effet été observée. Enfin, six marqueurs réfléchissants étaient collés sur chaque partie, tibiale et fémorale, de l'orthèse (Figure 23).



Figure 23 : Dispositif expérimental – A) Orthèse équipée de marqueurs réfléchissants, B) Plancher en bois et plateforme de force, C) Image EOS + reconstructions des segments osseux et CAD de l'orthèse

### 3.4.2.3 Mouvement relatif de l'orthèse par rapport au squelette

L'orthèse est composée d'une partie tibiale et d'une partie fémorale, toutes deux considérées comme des corps rigides dans notre étude. Les déplacements linéaires et les rotations de chaque partie de l'orthèse par rapport au segment osseux sous-jacent ont été calculés entre la posture debout et toutes les autres postures de flexion du genou (15°, 30°, 45°, 70°). Pour cela, les systèmes de coordonnées associés à chacun des segments osseux du fémur et du tibia ont été définis à partir des reconstructions osseuses et suivant les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2002). Les positions des marqueurs réfléchissants collés sur les parties de l'orthèse ont été exprimées dans le système de coordonnées du segment osseux sur lequel ils sont situés. Les transformations géométriques (déplacements et rotations) des clusters de marqueurs entre les postures debout et les postures fléchies ont ainsi pu être calculées à l'aide de l'algorithme numérique développé par Söderkvist et Wedin (1993). Le déplacement du cluster de marqueurs est dans un premier temps calculé au niveau de l'attache de l'orthèse. Ce déplacement est noté  $d^*$ . Les corrélations potentielles entre les mouvements de l'orthèse et l'indice de masse corporelle (IMC) des sujets ont été examinées en étudiant les valeurs absolues des déplacements  $d^*$  et des rotations  $\theta$ , traduisant le mouvement de l'orthèse de la position debout à chacune des positions fléchies (15°, 30°, 45°, 70°). Un test statistique de Mann-Whitney a également été réalisé afin de comparer les mouvements de l'orthèse entre la posture debout et la posture la plus fléchie (70°) entre deux populations obèse (IMC >30) et non obèse (IMC <30). Enfin l'axe hélicoïdal associé à chacune de ces transformations géométriques (Chèze et al., 1998) a été défini et l'amplitude de translation  $t$  est rapportée. L'amplitude de translation  $t$  est ici étudiée en plus des déplacements au niveau de l'attache de l'orthèse  $d^*$  pour caractériser de façon univoque les mouvements relatifs de l'orthèse par rapport au squelette, contrairement au déplacement qui dépend du point où il est calculé.

### 3.4.2.4 Chargement à l'interface

Ici les mouvements relatifs de l'orthèse par rapport au squelette sont supposés correspondre aux déformations des tissus mous (plus communément appelées « artefacts » dans le cas de l'analyse de

la cinématique articulaire). Les forces,  $F^i$ , et moments,  $M^i$ , appliqués par l'orthèse aux segments osseux au niveau de l'articulation du genou sont calculés à partir des mouvements de l'orthèse par rapport aux segments osseux (déplacements  $d^i$  et rotations  $\vartheta^i$ ) et des coefficients de raideurs des tissus mous du membre inférieur rapportés par Shafiei et Behzadipour (2020) (Equation (8)). Les matrices de raideurs 6×6,  $\mathbf{K}^*$ , ont d'abord été déplacées pour être exprimées au centre du genou selon la relation de transport décrite par Loncaric et al. (1987). Le format de la matrice déplacée au centre du genou de chaque segment  $i$ ,  $\mathbf{K}^i$ , et les matrices moyennes sont rapportés ici (Equation (9)). Le déplacement  $d_i$  est donc ici calculé au centre du genou.

$$\begin{pmatrix} F^i \\ M^i \end{pmatrix} = \mathbf{K}^i \begin{pmatrix} d^i - d_0^i \\ \vartheta^i - \vartheta_0^i \end{pmatrix} \quad (8)$$

$$\mathbf{K}^i = \begin{pmatrix} {}^t\mathbf{K}_{xx}^i & 0 & 0 & 0 & 0 & {}^{tr}\mathbf{K}_{xz}^i \\ 0 & {}^t\mathbf{K}_{yy}^i & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & {}^t\mathbf{K}_{zz}^i & {}^{tr}\mathbf{K}_{zx}^i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & {}^{tr}\mathbf{K}_{zx}^i & {}^r\mathbf{K}_{xx}^i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & {}^r\mathbf{K}_{yy}^i & 0 \\ {}^{tr}\mathbf{K}_{xz}^i & 0 & 0 & 0 & 0 & {}^r\mathbf{K}_{zz}^i \end{pmatrix}; \quad (9)$$

$$\overline{\mathbf{K}}^2 = \begin{pmatrix} 3889 & 0 & 0 & 0 & 0 & 778 \\ 0 & 2911 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 6162 & -1232 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1232 & 285 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 7 & 0 \\ 778 & 0 & 0 & 0 & 0 & 181 \end{pmatrix} \quad \overline{\mathbf{K}}^4 = \begin{pmatrix} 2318 & 0 & 0 & 0 & 0 & -348 \\ 0 & 1331 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 3002 & 450 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 450 & 78 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 8 & 0 \\ -347 & 0 & 0 & 0 & 0 & 62 \end{pmatrix}$$

avec  $i=2$  pour le segment tibia et  $i=4$  pour le segment fémur. Les coefficients des matrices de raideurs sont exprimés en N, N/m and N/rad.

Le chargement initial, défini en position debout, a été calculé en se basant sur les étapes du processus de fabrication de l'orthèse. D'abord les deux parties (fémorale et tibiale) de l'orthèse sont moulées sur la morphologie externe des patients, enregistrée en position debout. Puis une correction est apportée en appliquant un angle d'abduction de  $5^\circ$  ( $\vartheta_0$ ) et un déplacement médial de 4mm ( $d_0$ ) entre les deux parties de l'orthèse. Ainsi, l'orthèse a été initialement conçue pour appliquer uniquement un moment d'abduction et une force médiale sur le genou. Dans notre étude, l'orthèse est modélisée comme un chargement intersegmentaire ; c'est-à-dire que les forces et moments appliqués au fémur seront opposés et de mêmes amplitudes que les forces et moments appliqués au tibia (Equation (10)). Ceci assurera notamment l'équilibre statique de l'orthèse à chaque posture. En supposant que les corrections initiales sont égales aux différences entre les déformations des tissus mous de la jambe et de la cuisse en position debout (Equation (11)), l'équilibre des forces et moments appliqués sur l'orthèse (Equation (10)) mène à un système d'équations à 4 équations et 4 inconnues. La résolution de ce système nous permet ainsi de définir les déformations initiales des tissus mous des deux segments et ainsi le chargement initial (force latérale-médiale et moment d'abduction-adduction) appliqué par l'orthèse sur les segments osseux du fémur et du tibia, au niveau du genou. La Figure 24 représente cette modélisation.

$$\begin{pmatrix} F^2 \\ M^2 \end{pmatrix} = \overline{\mathbf{K}}^2 * \begin{pmatrix} d^2 - d_0^2 \\ \vartheta^2 - \vartheta_0^2 \end{pmatrix} = -\overline{\mathbf{K}}^4 * \begin{pmatrix} d^4 - d_0^4 \\ \vartheta^4 - \vartheta_0^4 \end{pmatrix} = -\begin{pmatrix} F^4 \\ M^4 \end{pmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{pmatrix} d_0 \\ \vartheta_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_0^2 \\ \vartheta_0^2 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} d_0^4 \\ \vartheta_0^4 \end{pmatrix} \tag{11}$$

Les chargements initiaux ainsi définis sont alors, dans un premier temps, supposés constants indépendamment de la position de flexion du genou adoptée. Cette approche de modélisation des chargements de l'orthèse sera appelée « *Modèle constant* » par la suite. Dans un second temps, les mouvements relatifs (déplacements linéaires au centre du genou  $d$  et rotations  $\theta$ ) de chaque partie de l'orthèse par rapport au segment osseux sous-jacent, entre la position debout et chacune des positions de flexion du genou ont été utilisés afin de moduler en conséquence le chargement dans tous les degrés de liberté (Equation (9)). Ceci équivaut à utiliser les déplacements  $d^*$  calculés précédemment (section 3.4.2.3), et calculer les efforts avec les matrices diagonales directement rapportées par Shafiei et al. (2020) puis transporter le moment résultant au centre du genou. Cette approche de modélisation sera appelée « *Modèle sur mesure* ». Ici, il faut noter qu'une étape de contrôle a été ajoutée afin d'assurer l'équilibre statique de l'orthèse à chaque position (Equation (12)). En effet, pour chaque direction, les forces et moments calculés ont été révisés afin d'imposer un chargement intersegmentaire qui sera alors égal à la moitié de la différence entre les forces et moments appliqués sur chacun des segments (Equation (12)).

$$\begin{cases} |F| \\ |M| \end{cases} = \begin{cases} |(F^2 - F^4)/2| \\ |(M^2 - M^4)/2| \end{cases} \tag{12}$$

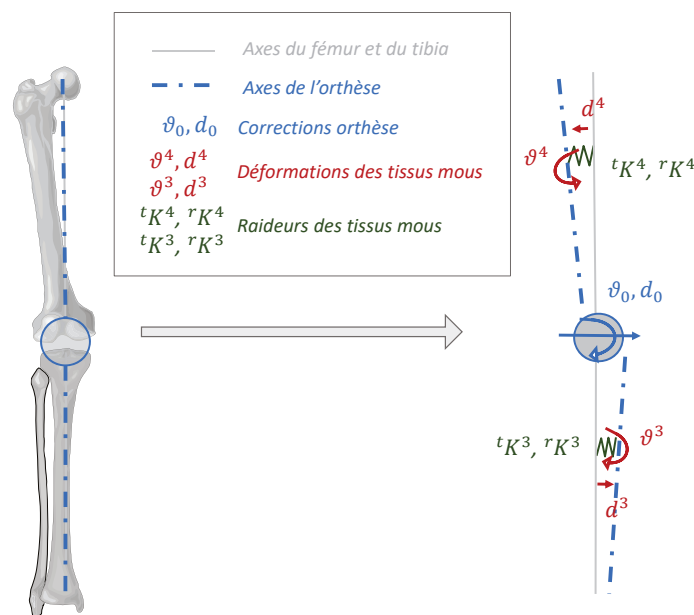


Figure 24 : Schéma de la configuration corrigée de l'orthèse et représentation des tissus mous du membre inférieur par des ressorts linéaires et de torsions

### 3.4.2.5 Dynamique inverse

Un modèle composé de quatre segments (bassin, cuisse, jambe et pied) à trois articulations (hanche, genou et cheville) est utilisé dans cette étude. Tous les segments sont positionnés de sorte que les repères anatomiques et les centres d'articulations correspondent aux reconstructions osseuses 3D personnalisées ou aux points anatomiques collectés. Afin de positionner le pelvis, il a été nécessaire

de réaliser un recalage et une mise à l'échelle du modèle de Delp et al. (1990). Cette étape a dû être réalisée en raison de la taille limitée de la cabine EOS, qui ne permettait pas d'obtenir des images radiographiques biplanes complètes de ce segment osseux alors que le patient était tourné à 45° dans la cabine. Des détails supplémentaires sur cette procédure sont fournis dans l'Annexe 8. Les coordonnées naturelles sont utilisées afin de définir les positions et orientations des différents segments dans le système de coordonnées global. Les orthèses sont modélisées selon différentes approches définies ci-dessus : modélisation *constante* ou *sur mesure*. Pour chaque posture de squat statique et chaque modélisation de l'orthèse, les forces et moments intersegmentaires au niveau du genou ont été calculés par dynamique inverse. Les recommandations de l'ISB ont été adoptées pour exprimer les forces et moments intersegmentaires dans le repère articulaire associé au genou (voir Annexe 1).

### 3.4.3 Résultats

#### 3.4.3.1 Mouvements relatifs de l'orthèse par rapport au squelette

Les déplacements et rotations des orthèses par rapport aux segments osseux sous-jacents sont représentés sur la Figure 25. Les amplitudes de translations  $t$  des parties fémorale et tibiale de l'orthèse sont rapportées Annexe 9. La partie fémorale de l'orthèse présente la plus grande rotation dans le plan sagittal égale à -11.0° en moyenne. Un effet « piston » est observé, atteignant -5,3mm et -12,4mm en moyenne à 30° et 70° de flexion du genou pour les parties fémorale et tibiale de l'orthèse, respectivement. Des rotations axiales d'environ 4,7° et -3,3° apparaissent pour les parties fémorale et tibiale de l'orthèse, respectivement, entre la position debout et une flexion de genou de 15°. Les valeurs absolues (moyenne et écart type) des rotations et des déplacements  $d^*$  exprimés au niveau des attaches de l'orthèse sont rapportées dans le Tableau 13. Ces valeurs absolues peuvent être interprétées comme des artefacts de tissus mous. Enfin, les mouvements des différentes parties de l'orthèse entre la position debout et chacune des positions fléchies sont tracés en fonction de l'indice de masse corporelle de chacun des sujets sur la Figure 26 et la Figure 27. Seuls certains mouvements (déplacement latéral-médial et rotations dans les plans frontal et transversal) de l'orthèse tibiale semblent corrélés à l'indice de masse corporelle entre la position debout et la position fléchie à 45°. Entre la position debout et la position fléchie à 70°, seule la rotation dans le plan transversal de la partie tibiale reste significativement corrélée à l'IMC, mais les déplacements antérieurs-postérieurs de l'orthèse fémorale sont désormais significativement corrélés à l'IMC. Plus l'indice de masse corporelle est élevé, plus ces mouvements sont élevés. Il est à noter que, bien que la corrélation ne soit pas significative, le déplacement de l'orthèse fémorale dans la direction supérieure-inférieure augmente également avec l'IMC. Les mouvements des autres degrés de liberté des différentes parties de l'orthèse ne semblent pas être corrélés à l'IMC. Aucune différence significative n'a été rapportée entre les mouvements de l'orthèse des populations obèses et non obèses. Il est important de noter que l'angle anatomique de flexion mesuré avec les reconstructions osseuses des sujets obèses était, bien que de manière non significative, plus faible (49°) que celui des sujets non obèses (58°) pour la position de flexion de 45° mesurée avec les capteurs inertiels. A 30° de flexion mesurée avec les capteurs inertiels, cette différence est significative. Enfin, cette différence est bien plus faible pour la position à 70° avec une différence de seulement de 2° en moyenne entre les deux populations.



Fémorale	$ \theta $ (°)			$ d^* $ (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
0° → 15°	0,9 (0,9)	5,1 (3,0)	3,5 (2,1)	1,4 (1,0)	3,6 (2,0)	1,2 (0,9)
0° → 30°	1,6 (0,9)	6,6 (4,0)	5,9 (2,8)	2,0 (1,6)	5,3 (3,7)	1,7 (0,9)
0° → 45°	2,2 (1,4)	7,2 (4,8)	8,3 (3,5)	2,6 (1,9)	5,1 (3,2)	2,5 (1,8)
0° → 70°	4,0 (1,7)	8,2 (4,8)	11,2 (5,3)	4,1 (3,6)	4,8 (3,3)	4,3 (2,5)
<b>Tibiale</b>						
0° → 15°	1,1 (0,7)	3,6 (3,2)	3,1 (2,2)	3,2 (1,5)	3,9 (2,0)	1,4 (1,1)
0° → 30°	1,1 (0,9)	4,1 (3,4)	4,2 (2,7)	4,3 (1,7)	6,7 (2,7)	1,5 (1,2)
0° → 45°	1,3 (0,9)	4,7 (4,2)	5,3 (3,9)	4,4 (2,0)	9,0 (3,5)	2,0 (1,7)
0° → 70°	1,6 (1,6)	6,3 (4,7)	8,0 (5,6)	5,7 (4,4)	12,4 (5,5)	3,1 (2,2)

X : antérieure – postérieure ; Y : supérieure-inférieure ; Z : latérale-médiale

Tableau 13: Rotations et déplacements absolus moyens (écart-type) des parties fémorale et tibiale des orthèses, exprimés au niveau des attaches de l'orthèse dans les repères anatomiques des segments osseux.

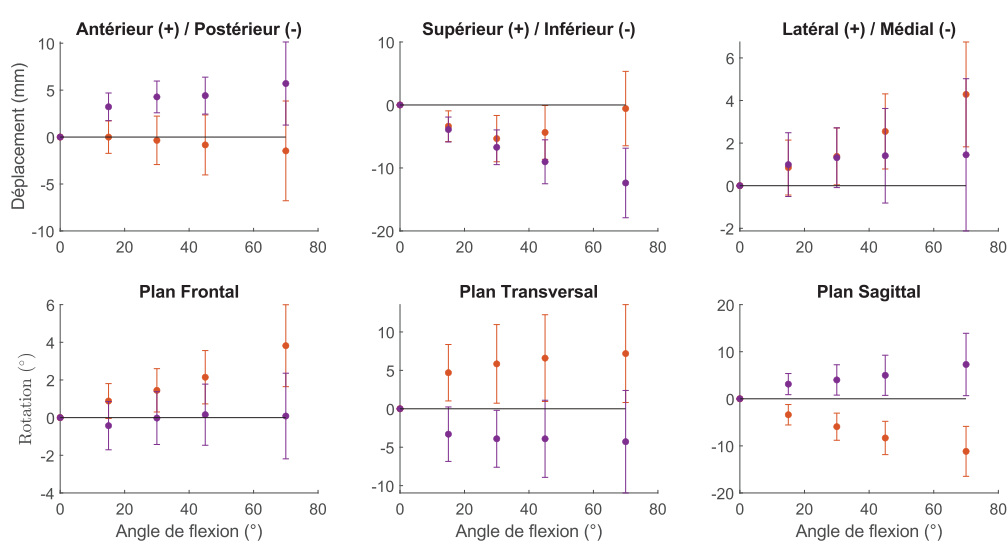


Figure 25 : Déplacements  $d^*$  et rotations  $\theta$  des parties tibiale (violet) et fémorale (orange) de l'orthèse, exprimés dans les systèmes de coordonnées des segments sous-jacents respectifs. Les lignes verticales représentent l'écart-type et les points représentent les moyennes.

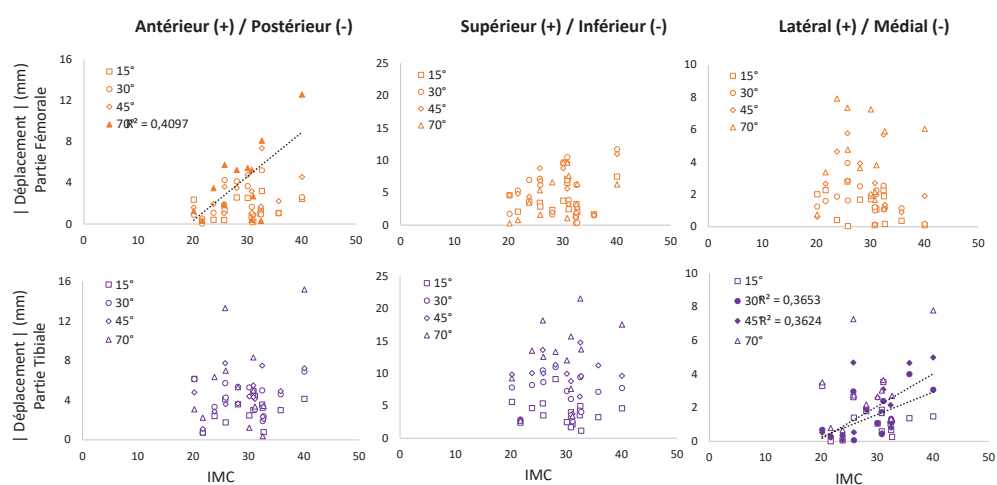


Figure 26 : Déplacements  $d^*$  des deux parties de l'orthèse (fémorale et tibiale) en fonction de l'indice de masse corporelle. Les corrélations sont rapportées si significative ( $p < 0,05$ )



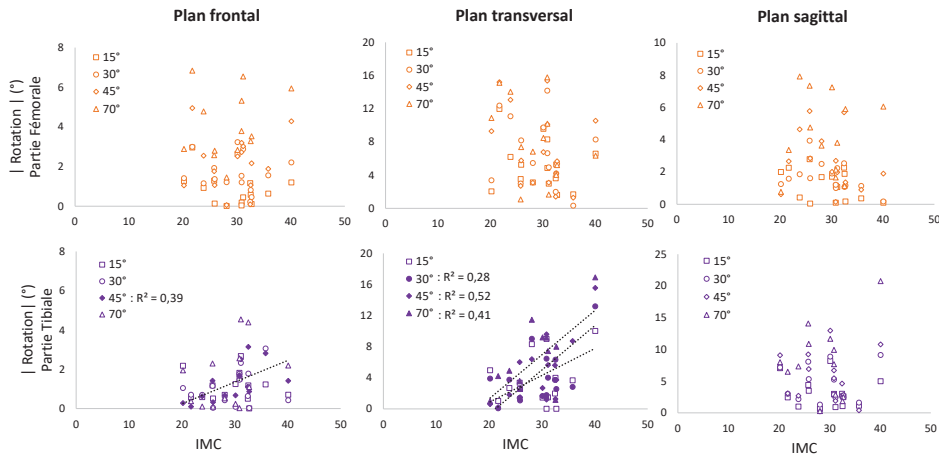


Figure 27 : Rotations  $\theta$  des deux parties de l'orthèse (fémorale et tibiale) en fonction de l'indice de masse corporelle. Les corrélations sont rapportées si significative ( $p < 0.05$ )

### 3.4.3.2 Chargement à l'interface

Le chargement initial de l'orthèse appliqué au membre inférieur, calculé à partir des corrections appliquées lors de la fabrication de l'orthèse ( $\vartheta_0 = 5^\circ$ ,  $d_0 = 4\text{mm}$ ), est égal à 3,4N et 1,0Nm. Le chargement modulé en fonction des mouvements de l'orthèse à chaque posture de squat statique, est représenté Figure 28 sur tous les degrés de liberté. Une forte variabilité entre les sujets est observée et particulièrement pour les forces. Les forces supplémentaires dues au mouvement de l'orthèse par rapport au squelette augmentent avec la flexion mais reste généralement faibles, atteignant en moyenne 12,8N, 14,7N, 9,8N, à 70° de flexion dans les directions antérieure-postérieure, supérieure-inférieure et latérale-médiale, respectivement. Les moments supplémentaires dans les plans transversal et sagittal augmentent également avec la flexion, atteignant 1,4Nm et 4,8Nm, respectivement. Enfin, le moment d'abduction appliqué sur le tibia diminue lors de forts angles de flexion, jusqu'à devenir un moment d'adduction pour quelques sujets. Le chargement présenté ici (et utilisé par la suite) est celui calculé après l'étape de contrôle, assurant l'équilibre du système. Le chargement avant cette étape est rapporté dans l'Annexe 9. Il est à noter que ce contrôle semble être très important dans le calcul des forces, tandis que les moments initialement calculés à partir des mouvements relatifs de l'orthèse semblaient déjà plutôt bien équilibrés.

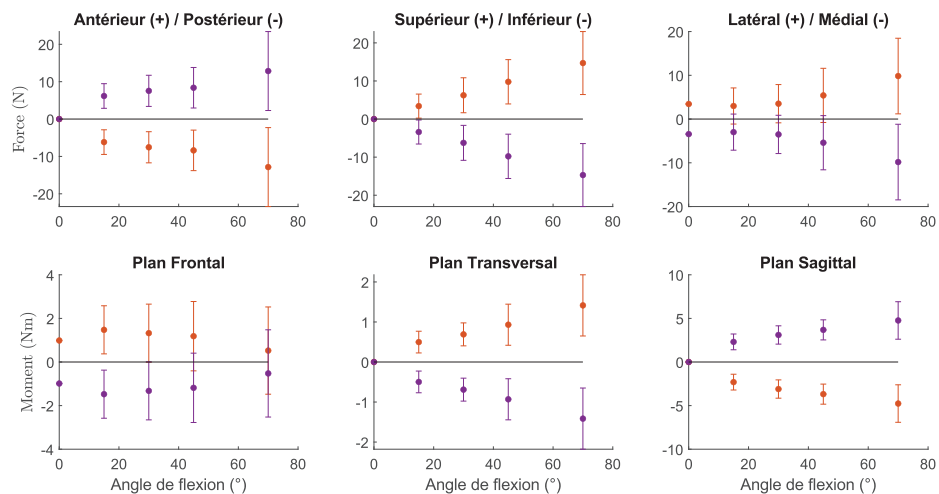


Figure 28 : Chargement exercé par l'orthèse au niveau du genou appliqué aux segments osseux tibia (violet) et fémur (orange) et exprimé dans le repère articulaire du genou défini selon l'ISB. Les lignes verticales représentent l'écart type et les points représentent les moyennes.

### 3.4.3.3 Dynamique inverse

Les forces et moments intersegmentaires calculés sans modélisation de l'orthèse (*Sans modèle*) et pour chaque approche de modélisation (*Constant* ou *Sur mesure*) sont représentés dans la Figure 29. Les chargements intersegmentaires calculés en prenant en compte le chargement externe appliqué par l'orthèse sont ainsi comparés avec ceux calculés sans application de chargement externe. Prendre en compte le chargement exercé par l'orthèse entraîne une modification de la force intersegmentaire latérale-médiale : plus l'angle de flexion du genou est important, plus cette force est augmentée. En position debout, la force intersegmentaire latérale-médiale calculée sans chargement externe est en moyenne augmentée de 11.5%, tandis qu'à un angle de flexion du genou de 70°, cette augmentation atteint en moyenne 127% et 364% pour les modèles *Constant* et *Sur Mesure*, respectivement. L'application d'une charge externe lors de la flexion n'influence que très légèrement les forces intersegmentaires dans les directions antérieure-postérieure et supérieure-inférieure. L'approche par modélisation d'un chargement externe constant entraîne l'ajout d'un moment d'adduction intersegmentaire de 1,0Nm au moment d'abduction intersegmentaire estimé à -5,8Nm en position debout. La modulation de ce chargement externe avec l'angle de flexion réduit cette différence à forte flexion. A 70° de flexion, le modèle *Sur Mesure* augmente fortement le moment intersegmentaire de rotation interne-externe et diminue en moyenne le moment d'extension de 9,1%.

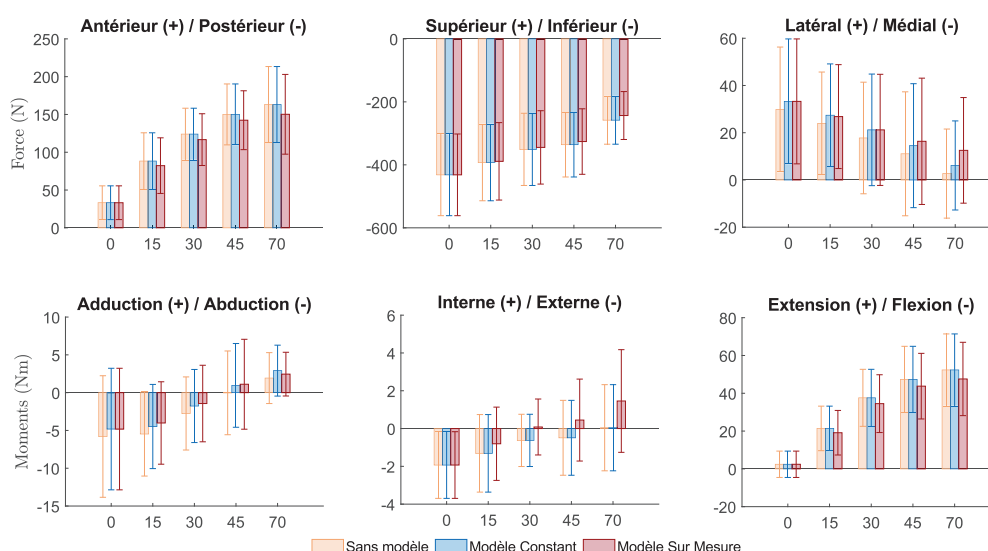


Figure 29 : Forces et moments intersegmentaires au niveau du genou selon les différentes approches de modélisation de l'orthèse.

### 3.4.4 Discussion

Les résultats de notre étude rapportent les mouvements relatifs d'une orthèse de genou par rapport au squelette du membre inférieur, qui n'ont été que peu explorés jusqu'à présent. Comme précédemment observés (Clément et al., 2018; Reneaud et al., 2021), les artefacts de tissus mous augmentent lorsque la flexion de genou augmente, dans la plupart des degrés de liberté, à la fois au niveau de la cuisse et de la jambe. Selon le segment observé, ces déformations varient également (Benoit et al., 2015; Clément et al., 2018). Le déplacement supérieur-inférieur de la partie fémorale de l'orthèse semble cohérent avec la migration rapportée par Pierrat et al. (2015) : en moyenne un déplacement linéaire de 5,1mm a été observé au niveau de l'attache de l'orthèse par rapport à 18,6mm rapporté par Pierrat et al. (2015) entre la position debout et 45° de flexion du genou. Dans l'étude de Pierrat et al. (2015), il a été observé que l'amplitude de la migration de l'orthèse diminuait entre 45°

et 90° de flexion du genou. Ce résultat est cohérent avec les observations effectuées dans notre étude, qui ont montré un point d'inflexion du déplacement supérieur-inférieur autour de 45° de flexion. Les rotations décrites dans le plan transversal du genou pour les deux parties de l'orthèse entre la position debout et les positions fléchies peuvent être expliquées par le mécanisme connu de rotation interne automatique du genou (Hallén and Lindahl, 1966). Les rotations observées dans le plan sagittal de l'articulation semblent cohérentes avec la littérature. En effet, une déviation 3D de plus de 10° entre l'axe de flexion-extension du genou et l'axe d'une orthèse a été rapportée lors de l'étude de la flexion du genou en position assise (Mallat et al., 2020). De plus, en étudiant une orthèse en tissu, Reneaud et al. (2021) ont constaté une erreur quadratique moyenne de 8,3°, 2,3° et 3,8° pour les angles de flexion-extension, de rotation interne-externe et d'abduction-adduction, respectivement, entre la cinématique de l'orthèse et celle du squelette au cours d'un mouvement de flexion de genou de 100°. Bien que les différences entre les groupes obèses et non obèses n'aient pas été significatives, il a été noté que certains mouvements de l'orthèse, tels que les déplacements latéraux-médiaux ou la rotation interne-externe entre l'orthèse et le fémur, étaient plus grands pour le groupe non obèse. Cette observation a été rapportée précédemment (Clément et al., 2018) pour les déplacements antérieurs-postérieurs et latéraux-médiaux, ainsi que pour les rotations dans les plans transversal et frontal. En outre, il convient de noter que les mouvements de l'orthèse ne sont pas systématiquement corrélés avec l'indice de masse corporelle des sujets. De plus, les quelques corrélations constatées sont faibles ( $R^2 < 0.4$ ), suggérant que l'indice de masse corporelle ne semble pas être principalement responsable de la variance des mouvements relatifs observés. Par conséquent, l'évaluation des performances de l'orthèse sur un groupe de sujets présentant divers profils anthropométriques semblerait prometteuse.

Notre étude propose une méthode innovante pour calculer les forces et moments appliqués par une orthèse de genou sur les segments osseux du membre inférieur, dans les six degrés de liberté de l'espace. Deux approches de modélisation sont proposées et comparées selon leur impact sur le chargement intersegmentaire au niveau du genou. Ces modèles incluent les coefficients de raideurs des tissus mous du membre inférieur rapportés dans la littérature dans tous les degrés de liberté (Shafiei and Behzadipour, 2020), ce qui permet de prendre en compte l'influence de l'interface dans la modélisation. Dans la littérature (Brandon et al., 2019; Cusin et al., 2018; Della Croce et al., 2013; Fantini Pagani et al., 2010a; Pollo et al., 2002; Schmalz et al., 2010), des moments de valgus exercés par des orthèses allant de 2,2Nm à 15Nm ont été rapportés lors de la marche. La variation de ce moment lors d'un cycle de marche pourrait atteindre jusqu'à 11,3Nm (Cusin et al., 2018). Nos travaux ont également montré une variation, plus faible, du moment d'abduction-adduction variant entre 0,52Nm à 1,5Nm selon la position de squat adoptée. De plus, en calculant le chargement de l'orthèse pour tous les degrés de liberté, il a été mis en évidence l'existence de moments de rotation interne-externe et de flexion-extension, variant au cours de la flexion du genou. Ici aussi, le moment d'extension moyen calculé à 70° de flexion (4,8Nm) est inférieur à ceux rapportés dans la littérature (Bishop et al., 2023; McGibbon et al., 2021). Enfin, il convient de noter la forte variabilité inter-sujet, en particulier en ce qui concerne les forces exercées par l'orthèse.

Certaines limites de ce travail peuvent être soulignées. Tout d'abord, un support de positionnement avec une hauteur réglable a aidé les participants à maintenir la posture dans la cabine EOS et les patients étaient autorisés à se tenir aux parois de la cabine lorsqu'ils se sentaient mal à l'aise ou déséquilibrés. Cette consigne était indispensable car certains patients éprouvaient de l'inconfort lors de positions de fortes flexions, susceptibles de causer de la douleur. Néanmoins, certaines forces

mesurées sous le pied et donc certains moments intersegmentaires calculés au genou peuvent être altérés dans les positions en grande flexion. De plus, chaque partie de l'orthèse a été considérée comme un corps rigide afin de définir son mouvement par rapport au squelette. Le glissement de l'orthèse n'a pas été pris en compte dans notre étude. Cependant, selon les résultats de Pierrat et al. (2015), ce phénomène reste limité par rapport aux déformations des tissus mous. Le serrage de l'orthèse sur le membre inférieur pourrait également être un facteur important à considérer pour calculer le chargement. En effet des études antérieures ont montré une relation entre le moment externe d'abduction appliqué par l'orthèse et le serrage (Cusin et al., 2018) ainsi qu'entre la raideur des tissus mous et la profondeur d'indentation (Fougeron et al., 2020). Les coefficients de raideur des tissus mous utilisés dans cette étude ont été obtenus à partir de la littérature existante et ne sont donc pas spécifiques à chacun des sujets étudiés. L'ensemble de ces hypothèses de modélisation conduit à des chargements externes qui ne sont pas toujours complètement réalistes. En effet, afin de garantir l'équilibre statique de l'orthèse, une étape de contrôle a dû être effectuée. Il est important de noter que cet équilibre était déjà presque respecté pour les moments. Enfin, les erreurs de reconstructions multi-acquisitions peuvent également influencer la justesse des mouvements relatifs mesurés, affectant par conséquent le calcul des chargements. Néanmoins ces erreurs ont été quantifiées dans la thèse d'Ali Zeighami sur un sujet et restent inférieures à 1,1° et 1,2mm en rotations et translations, respectivement.

En conclusion, le chargement intersegmentaire diffère selon l'approche de modélisation de l'orthèse adoptée. Ainsi, afin d'améliorer l'évaluation des performances des orthèses, cette étude suggère de prendre en compte les orthèses dans les modèles numériques. Il est tout à fait envisageable que cette approche de modélisation soit intégrée à une modélisation musculosquelettique dans des travaux futurs, en vue d'optimiser l'estimation des forces de contact chez les patients atteints d'arthrose et analyser des activités dynamiques du quotidien tel que la marche.

### 3.5 Conclusion

Ce chapitre a permis de développer une méthode numérique (SOD, recalage) et des protocoles expérimentaux pour définir l'interface entre un dispositif externe, tel qu'une orthèse de genou, et le système musculosquelettique du membre inférieur.

Dans un premier temps, nos travaux ont tenté de caractériser les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe et de la cuisse. Bien que des résultats prometteurs aient été observés pour les raideurs en translations, des incertitudes sur les raideurs en rotations et des difficultés de mise en œuvre ont conduit à sélectionner les coefficients rapportés par la littérature pour la suite des travaux.

Les propriétés mécaniques des tissus mous rapportées dans la littérature nous ont ainsi permis de définir les chargements appliqués par une orthèse de genou sur l'articulation tibio-fémorale. Ces chargements ont été comparés aux valeurs d'études antérieures, bien que peu nombreuses, et des similitudes ont été observées. Ces travaux proposent une modélisation d'une orthèse de genou, prenant en compte les propriétés mécaniques des tissus mous et les mouvements relatifs entre l'orthèse et le squelette. Tout d'abord implémentés lors de calculs de dynamique inverse, ces chargements semblent influencer notablement le chargement intersegmentaire au niveau du genou.

Ce modèle de chargement peut alors être implémenté dans un modèle musculosquelettique du membre inférieur. Il sera intéressant de quantifier l'effet de cette modélisation sur le chargement tibio-fémoral, paramètre primordial dans l'étude d'une population arthrosique. Grâce à une estimation plus

réaliste du chargement articulaire, cette modélisation permettra de comparer des situations avec et sans orthèse, offrant ainsi une évaluation plus fiable des performances d'une orthèse de genou. Ces perspectives sont l'objet du quatrième chapitre de ce manuscrit.

## 4 Chapitre IV : Performances d'une orthèse de genou

Ce chapitre applique une analyse musculosquelettique, basée sur les travaux du chapitre II et y ajoute la modélisation de l'orthèse proposée dans le chapitre III afin d'étudier les mécanismes de (dé)chargement articulaire chez des sujets arthrosiques portant une orthèse de genou. Dans un premier temps, ces analyses seront effectuées sur plusieurs postures de squat statique, puis la dynamique à la marche et au squat dynamique sera étudiée.

## 4.1 Introduction

Les orthèses de genou valgissantes sont recommandées pour améliorer la qualité de vie des patients atteints d'arthrose et retarder une éventuelle chirurgie. La compagnie Médicus, en partenariat avec Osskin, a mis au point une orthèse (Evoke) avec un matériau flexible et ajustable à la morphologie du participant et un axe polycentrique capable d'engendrer un couplage articulaire entre la flexion-extension et la rotation interne-externe proche de la cinématique articulaire du genou normal (Walker et al., 1985). Cette orthèse a déjà été mentionnée dans le protocole expérimental de la partie 3.4 du Chapitre III. Ce dispositif est destiné à réaligner, stabiliser et soulager l'articulation du genou. Afin d'évaluer l'efficacité des orthèses, des paramètres biomécaniques importants pour la détection et le suivi de la progression de l'arthrose, tels que l'espacement et les moments articulaires, doivent être examinés (Yan et al., 2022).

Des travaux antérieurs ont tenté d'évaluer l'efficacité des orthèses, majoritairement pendant la marche, en examinant d'abord la douleur articulaire (Komistek et al., 1999; Matsuno et al., 1997), les paramètres spatio-temporels tels que la vitesse et/ou la cadence ainsi que l'amplitude de mouvement (Arazpour et al., 2014; Fesharaki et al., 2020; Kutzner et al., 2011; Lamberg et al., 2016; Laroche et al., 2014; Schmalz et al., 2010) et certains aspects morphologiques tels que l'espacement articulaire, l'alignement frontal du genou ou la position des points de contact articulaire (Brand et al., 2017; Esrafilian et al., 2012; Komistek et al., 1999; Zeighami et al., 2020). Une réduction de la douleur a été observée chez une majorité de patients (Komistek et al., 1999; Matsuno et al., 1997). Une augmentation de l'espace articulaire a été révélée (Komistek et al., 1999; Zeighami et al., 2020). L'angle varus-valgus de l'articulation tibio-fémorale semble aussi réduit en position debout et pendant la marche avec une orthèse valgissante (Brand et al., 2017; Esrafilian et al., 2012). Un déplacement latéral et antérieur des points de contact médiaux a été observé pour différentes postures de squat statique (Zeighami et al., 2020). Enfin, les études d'Arazpour et al. (2014) et de Fesharaki et al. (2020) ont toutes deux rapporté une augmentation de la vitesse de marche et de la longueur des pas, une diminution de l'amplitude de mouvement du genou et aucune différence de cadence. D'un point de vue dynamique, le moment d'adduction externe du genou (KAM) est l'un des paramètres biomécaniques les plus couramment utilisés dans l'évaluation des performances d'une orthèse de genou (Moyer et al., 2015; Yan et al., 2022). La littérature fait état d'une réduction significative du KAM pendant la marche (Arazpour et al., 2014; Bhawe, 2013; Brand et al., 2017; Della Croce et al., 2013; Esrafilian et al., 2012; Fantini Pagani et al., 2010a; Fesharaki et al., 2020; Gaasbeek et al., 2007; Hall et al., 2019; Lamberg et al., 2016; Laroche et al., 2014; Pollo et al., 2002; Toriyama et al., 2011). A l'inverse, l'évolution du moment de flexion-extension ne semble pas bien définie (Schmalz et al., 2010; Toriyama et al., 2011). Enfin, une réduction des forces de contact médiales a été rapportée par des mesures in vivo (Kutzner et al., 2011) et par l'utilisation de modèles musculosquelettiques, bien que l'action mécanique de l'orthèse n'ait pas été modélisée ou bien simplement considérée sous la forme d'un moment d'adduction externe pur (Yan et al., 2022). Les modèles musculosquelettiques ont également montré que la force de contact médiale chez les patients atteints d'arthrose est corrélée aux moments intersegmentaires et aux positions des points de contact articulaire (Amiri et al., 2023; Dumas et al., 2020). Ces paramètres peuvent typiquement être altérés avec le port d'une orthèse de genou.

Ce chapitre a pour objectif d'évaluer de manière quantitative les performances immédiates de l'orthèse Evoke et notamment son influence sur le chargement articulaire. La morphologie, les paramètres dynamiques, les zones de contact au niveau tibio-fémoral et la cinématique 3D seront les



paramètres évalués au cours de cette étude. L'interface entre l'orthèse et le membre inférieur sera prise en compte lors de cette étude. Une première partie s'intéresse à l'étude de postures statiques de flexion de genou effectuées « sous charge » (squat statique) dans la cabine EOS puis les activités dynamiques du quotidien telles que la marche et le squat sont analysées.

## 4.2 Etude Statique

Il est important de noter qu'un des codes Matlab, permettant de déterminer les positions des points de contact tibio-fémoraux lors de postures statiques à partir de reconstructions osseuses issues d'images EOS, a été développé par Ali Zeighami lors de ses travaux de thèse. Il sera expliqué en détail et utilisé dans cette étude.

### 4.2.1 Protocole expérimental et post traitement

Les données expérimentales traitées dans cette étude sont les mêmes que celles utilisées dans la partie 3.4 du Chapitre III : 16 patients arthrosiques ont effectué dix acquisitions EOS sous charge incluant cinq postures de squat statique (0°, 15°, 30°, 45° et 70°) dans deux conditions avec et sans orthèse de genou. Des reconstructions osseuses des segments fémur et tibia ont été réalisées et les points anatomiques remarquables des autres segments du membre inférieur (pied, patella, pelvis) ont été identifiés sur les images radiographiques. Deux participants (id=07, id =5) ont été exclus de l'étude dès le début en raison d'une collecte de données incomplète.

#### Points de contact articulaires

Les points de contact tibio-fémoraux ont été définis comme étant les points les plus proches entre le plateau tibial et les condyles fémoraux (Zeighami et al., 2017). Pour ce faire, les maillages des reconstructions osseuses aux niveaux des condyles fémoraux et du plateau tibial sont utilisés. Les cartes de distances entre tous les nœuds des condyles et du plateau tibial sont définies, et la plus petite distance est identifiée. Le nœud correspondant à cette distance minimale est sélectionné, ainsi que les nœuds ayant une distance dépassant jusqu'à 2mm la distance minimale. La position du point de contact est alors déterminée en pondérant les positions de tous ces nœuds selon leur distance interosseuse associée (Figure 30). Les positions des contacts médial et latéral sont déterminées sur les surfaces du plateau tibial et des condyles fémoraux et sont exprimées dans les repères anatomiques locaux des segments osseux afin d'être utilisées dans le modèle musculosquelettique.

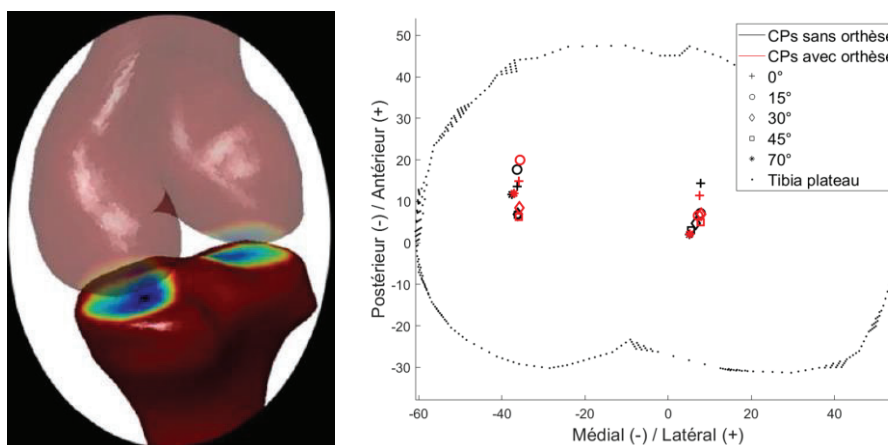


Figure 30 : Cartographie des points de contact (CPs) basée sur la distance os-à-os : cas particulier d'un patient lors des différentes postures de flexion, avec (rouge) et sans (noir) orthèse

### Efforts de réaction au sol

Une plateforme de force AMTI (ORS-6) associée à un plancher en bois, spécialement conçu pour cette étude, a permis de mesurer les forces et moments de réaction au sol uniquement sous le pied du membre inférieur étudié. La force de réaction au sol ainsi que la position du centre de pression (CoP) pour toutes les postures de squat statique avec et sans orthèse ont été analysées. Pour ce faire l'évolution de la force verticale de réaction au sol ainsi que son orientation dans les plans sagittal et frontal ont été examinées. Le déplacement du CoP, défini sous le pied, avec le port de l'orthèse a également été étudié pour chaque posture.

#### 4.2.2 Résultats sur l'ensemble de la population

Des analyses préliminaires sur les paramètres morphologiques et dynamiques ont été réalisées de manière globale sur l'ensemble de la population. Les évolutions moyennes des paramètres d'intérêt avec le port d'une orthèse de genou sont présentées dans le Tableau 14.

#### Paramètres morphologiques

L'étude des paramètres morphologiques a été réalisée à partir des reconstructions osseuses 3D du fémur et du tibia. L'espacement articulaire est défini comme la distance 3D moyenne os à os dans chacun des compartiments du genou et l'angle de varus-valgus est défini suivant les axes de l'ISB en utilisant la séquence de rotation ZXY (X : antérieur-postérieur, Y : supérieur-inférieur, Z : extension-flexion). Une augmentation générale de l'espacement articulaire a été observée avec le port de l'orthèse dans la plupart des postures adoptées (Figure 31), pouvant atteindre jusqu'à 25% de l'espacement initial en position debout. Cependant, aucune différence majeure n'a été constatée en ce qui concerne l'alignement frontal de l'articulation (angle de varus) ou la localisation des points de contact entre les conditions avec et sans orthèse (Figure 30 et Figure 32).

Il convient également de noter que l'axe de l'orthèse se trouve systématiquement au-dessus de l'axe des épicondyles, entre 25mm et 33mm en moyenne et ce positionnement, qui semble inadéquat, tend à s'intensifier avec la flexion du genou.

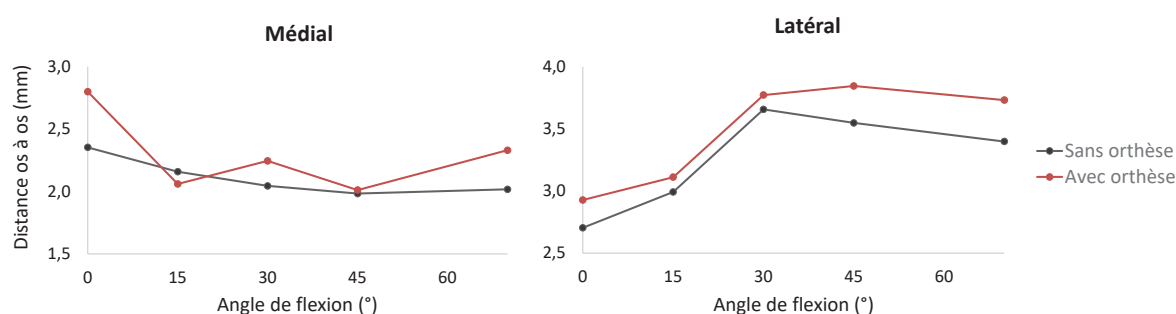


Figure 31 : Distance os-à-os moyenne dans chacun des compartiments médial et latéral de l'articulation tibio-fémorale avec (rouge) et sans (noir) orthèse, pour chaque posture de flexion

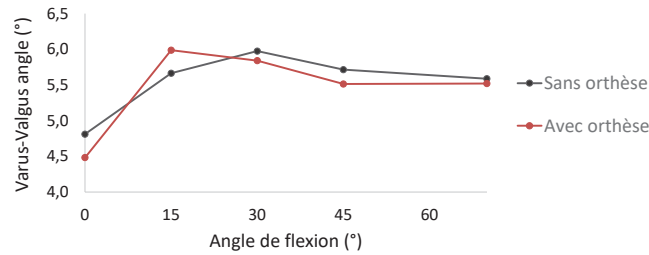


Figure 32 : Alignement frontal moyen de l'articulation tibio-fémoral avec (rouge) et sans (noir) orthèse, pour chaque posture de flexion

**Paramètres statiques**

L'analyse de la force de réaction au sol a été réalisée en comparant les trois composantes mesurées avec et sans orthèse (Figure 33). Aucune variation majeure de la force exercée au sol n'a été observée. En ce qui concerne la position du centre de pression (CoP), de légers déplacements ont été remarqués ; un déplacement avec une tendance générale antérieure et latérale du CoP est particulièrement notable lors de la posture de flexion à 30° (Figure 34). Il faut noter ici que, bien que le genou soit fléchi exactement à 30° dans les deux configurations avec et sans orthèse, la position de la hanche qui soutient le tronc peut varier. Ceci peut entraîner un déplacement du centre de gravité et ainsi expliquer le déplacement du centre de pression.

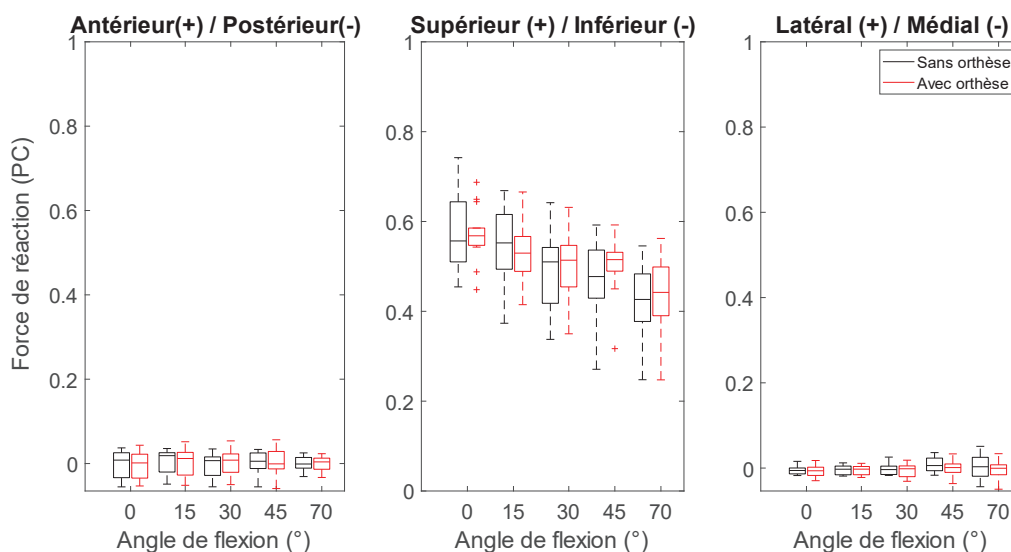
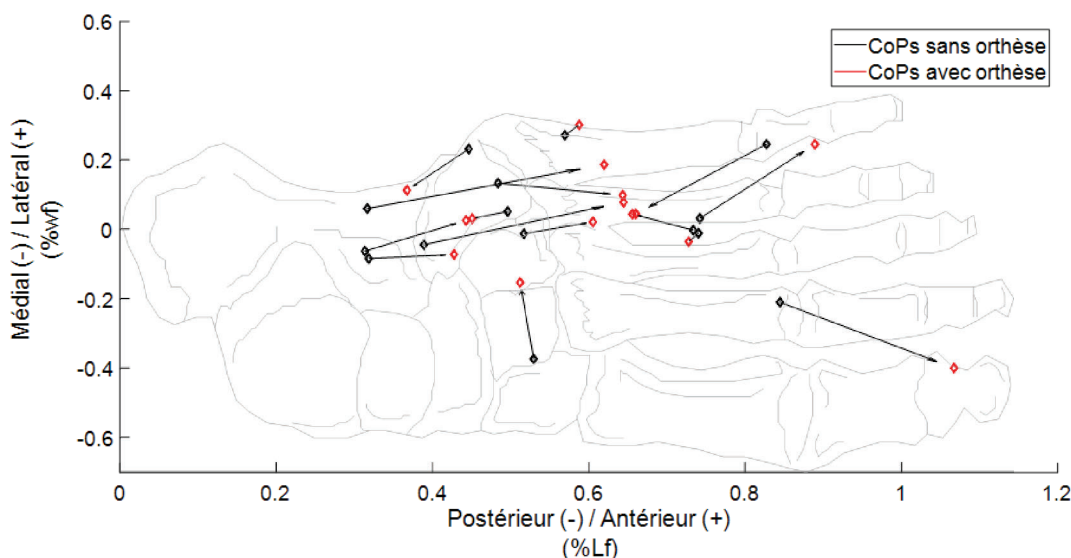


Figure 33 : Composantes de la force de réaction au sol pour tous les patients à chaque posture de flexion, avec (rouge) et sans (noir) orthèse



Lf : longueur du pied définie entre le calcaneus et le milieu des têtes métatarsiennes 1 et 5 ; wf : largeur du pied.

Figure 34 : Localisation du centre de pression (CoP) sous le pied avec (rouge) et sans (noir) orthèse pour une flexion de genou de 30°. Les flèches noires représentent le déplacement du CoP entre les deux conditions, pour chaque sujet.

		0°	15°	30°	45°	70°
<b>Evolutions morphologiques</b>						
Distance os a os		+21,5%	-6,3%	+15,3%	+10,7%	+11,7%
Angle varus-valgus		-0,3°	+0,3°	-0,1°	-0,2°	-0,3°
<b>Déplacement des points de contact (mm)</b>						
Médial	AP	+0,3mm	-0,1mm	+0,3mm	-0,4mm	-1,1mm
	LM	+0,4mm	-0,5mm	-0,2mm	+0,2mm	-0,5mm
Latéral	AP	-0,2mm	-0,1mm	+0,2mm	-0,1mm	-0,9mm
	LM	-0,7mm	+0,1mm	+1,8mm	+0,8mm	-0,7mm
<b>Evolution Force de réaction du sol</b>						
Verticale		-1,0%	-0,5%	+0,2%	+5,2%	+3,3%
<b>Déplacement du CoP</b>						
AP (%longueur du pied)		-0,3%	+2,9	+5,8%	+1,9%	-6,7%
		(0,4mm)	(4,8mm)	(9,1mm)	(2,8mm)	(10,9mm)
LM (%largeur du pied)		-3,6%	+1,2%	+3,5%	+1,1%	+1,7%
		(1,8mm)	(0,6mm)	(1,5mm)	(0,2mm)	(0,6mm)

AP : antérieur – postérieur ; LM : latéral – médial ; CoP : centre de pression

Tableau 14 : Évolution et déplacement moyen des paramètres morphologiques et statiques avec le port de l'orthèse

### 4.2.3 Modèle musculosquelettique

Dans cette étude, un modèle du membre inférieur à cinq segments comprenant 5 degrés de liberté articulaires et 43 lignes d'action musculaires a été utilisé. La géométrie des segments osseux, des articulations et des muscles a été mise à l'échelle en fonction de l'anthropométrie du sujet. Tous les segments ont été positionnés de manière à ce que les repères anatomiques et les articulations correspondent aux images radiographiques EOS. Chaque segment a été localisé et orienté dans le système de coordonnées global en utilisant les coordonnées naturelles (De Jalón et al., 1986; Dumas and Chèze, 2007). Les contraintes de l'articulation tibio-fémorale ont été décrites par les positions des

points de contact (Zeighami et al., 2018) à chaque posture statique (voir partie 2.1 du Chapitre II). L'insertion tibiale du tendon patellaire a été définie au niveau de la tubérosité tibiale et la longueur du tendon, supposée isométrique, est égale à la distance entre l'insertion du tendon sur le tibia et l'apex distal de la patella, issues des images EOS. L'orthèse a été modélisée selon différentes approches définies dans le chapitre III : *Constant* et *Sur mesure*. Les forces et moments tridimensionnels ( $j=1$  à 3) appliqués par les orthèses sur l'articulation tibio-fémorale ont été calculés à partir des matrices de raideurs des tissus mous ( $\mathbf{K}^i$ ), définies par (Shafiei and Behzadipour, 2020), pour chaque segment  $i$  ( $i=2,4$  pour le tibia et le fémur respectivement) :

$$\begin{pmatrix} F^i \\ M^i \end{pmatrix} = \mathbf{K}^i \begin{pmatrix} d^i - d_0^i \\ \vartheta^i - \vartheta_0^i \end{pmatrix} \quad (13)$$

$(d_0, \vartheta_0) = (-4mm, -5^\circ)$  sont les valeurs de corrections appliquées en position debout entre les parties fémorale et tibiale de l'orthèse. La modélisation de l'orthèse a été personnalisée avec le mouvement de l'orthèse  $(d, \vartheta)$  mesuré sur les radiographies biplanes entre la posture debout et les postures fléchies. Afin de satisfaire l'équilibre statique de l'orthèse, les forces et moments sur chaque axe ont été révisés comme suit :

$$\begin{cases} |F| \\ |M| \end{cases} = \begin{cases} |(F^2 - F^4)/2| \\ |(M^2 - M^4)/2| \end{cases} \quad (14)$$

Pour toutes les postures de flexion et les différentes modélisations de l'orthèse, les forces de contact et les forces musculo-tendineuses ont été calculées à l'aide de la dynamique inverse et de l'optimisation statique en minimisant simultanément les forces musculo-tendineuses et les forces de contact articulaire (voir Chapitre II).

#### 4.2.4 Résultats : Force articulaires – généralités et classification

La Figure 35 présente la force de contact totale ainsi que sa distribution entre les compartiments médial et latéral de l'articulation tibio-fémorale, en montrant le rapport entre les deux conditions avec et sans orthèse pour tous les sujets à chaque posture de squat statique. Le Tableau 15 rapporte l'évolution moyenne du chargement avec le port de l'orthèse, exprimée en pourcentage du chargement moyen sans orthèse et prédite selon les différentes approches de modélisation de l'orthèse pour chaque posture de flexion.

En position debout, toutes les approches de modélisation de l'orthèse (y compris lorsqu'aucun chargement externe n'est appliqué) ont prédit un déchargement du compartiment médial, avec un transfert de charge vers le compartiment latéral ; la force totale semble inchangée. La modélisation *Sur Mesure* prédit une diminution médiale de 9,1% et une augmentation latérale de 26,4%. En position fléchie, lorsqu'aucun chargement externe n'est appliqué (*Sans modèle*), le modèle n'a montré aucune modification des forces de contact, sauf lors de la flexion profonde ( $70^\circ$ ), où un chargement plus important a été trouvé dans le compartiment médial, avec une augmentation moyenne de 6,6%. En utilisant soit l'approche de modélisation *Constant* ou *Sur Mesure*, une diminution générale de la force médiale a été observée en position fléchie, la diminution maximale atteignant en moyenne 15,2% à  $15^\circ$  de flexion. Enfin, une diminution des forces de contact totales a été observée pour les positions fléchies avec la modélisation *Sur Mesure*, atteignant en moyenne 10,8% à  $15^\circ$  de flexion. Il faut noter que l'orthèse se comporte différemment selon les sujets ; on remarque une grande variabilité dans les résultats.

Pour les résultats issus de la modélisation *Sur Mesure*, la Figure 36 étudie les corrélations entre les forces de contact médiale et totale et les moments intersegmentaires d’abduction (KAM) et de flexion (KFM) ainsi que la position médiale-latérale des points de contact du compartiment médial. Des relations ont été observées entre la force médiale et le moment d’abduction ( $R^2 = 0,15$  et  $R^2 = 0,18$ ,  $p < 0,05$  avec et sans orthèse, respectivement) et le moment de flexion ( $R^2 = 0,23$  et  $R^2 = 0,23$ ,  $p < 0,05$  avec et sans orthèse, respectivement). Le port de l’orthèse altère légèrement la pente de ces courbes. Enfin une relation a été observée entre la force totale et le moment de flexion ( $R^2 = 0,82$  et  $R^2 = 0,83$ ,  $p < 0,05$  avec et sans orthèse, respectivement). Aucune corrélation n’a été trouvée entre la force médiale et la position des points de contact.

Force de contact	Modèle d’orthèse	0°	15°	30°	45°	70°	Nbr. déchargements
Médial	Sans modèle	-5,5%	-1,0%	-1,8%	-0,5%	+6,7%	Entre 6 et 9
	Constant	-9,1%	-8,5%	-8,4%	-6,1%	+0,7%	Entre 8 et 10
	Sur Mesure	-9,1%	-15,2%	-15,2%	-12,9%	-6,6%	Entre 9 et 10
Latéral	Sans modèle	+17,9%	-7,9%	-2,5%	-0,5%	7,6%	Entre 3 et 8
	Constant	+26,4%	-0,2%	+3,15%	+3,5%	+11,2%	Entre 2 et 6
	Sur Mesure	+26,4%	-6,2%	-3,9%	-3,6%	+0,7%	Entre 2 et 8
Total	Sans modèle	+1,4%	-4,4%	-2,1%	-0,5%	+8,4%	Entre 4 et 9
	Constant	+1,3%	-4,4%	-2,2%	-0,4%	+8,4%	Entre 5 et 9
	Sur Mesure	+1,3%	-10,8%	-9,1%	-7,3%	-2,3%	Entre 7 et 11

Tableau 15 : Évolutions moyennes du chargement tibio-fémoral avec orthèse – Comparaison des modélisations. La dernière colonne rapporte le nombre de patients pour lesquels la force articulaire a diminué avec l’orthèse ; un interval est rapporté car dépendant de la posture de flexion.

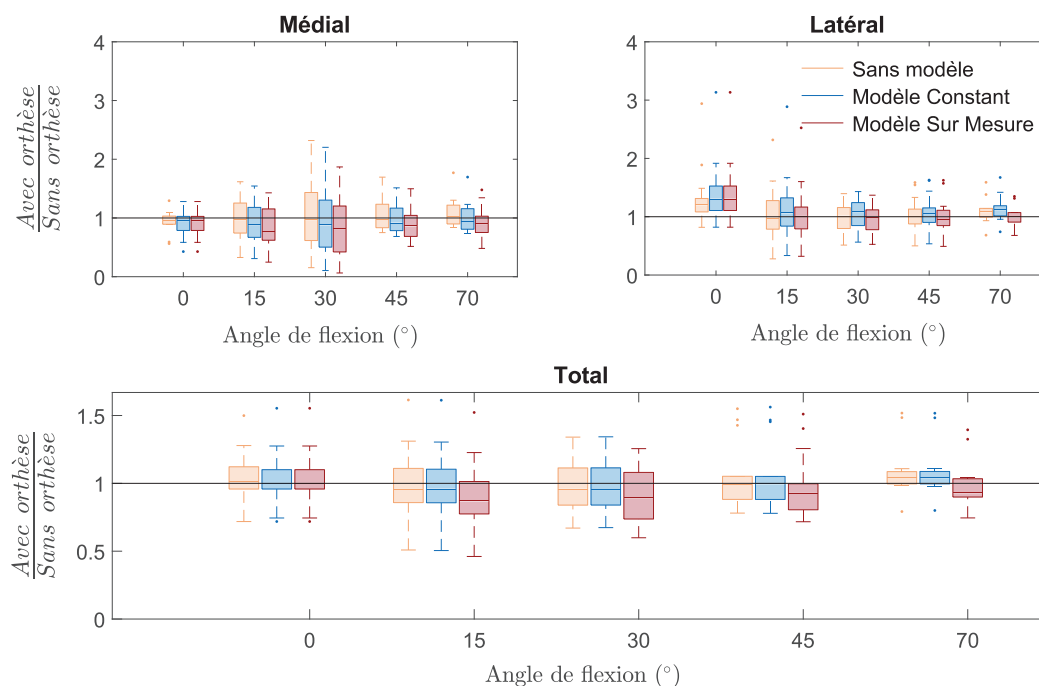
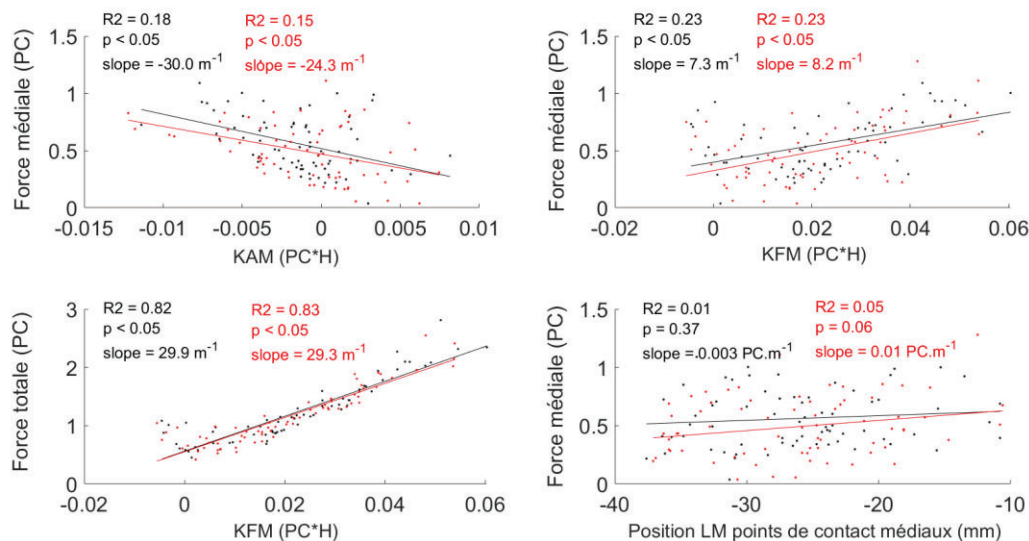


Figure 35 : Ratio du chargement tibio-fémoral avec et sans orthèse pour chaque posture de flexion - Force totale et distribution entre les compartiments



KAM : moment interne d'adduction-abduction ; KFM : moment interne de flexion-extension ; LM : latéral-médial ; PC : poids du corps ; H : taille (hauteur)

Figure 36 : Corrélations entre les forces de contact médiale, totale et les moments d'abduction, de flexion ainsi que la position latérale-médiale des points de contact médiaux. Sans orthèse (points noirs) et avec orthèse (points rouges) – Résultats issus de la modélisation Sur Mesure

Une étude de classification a été réalisée en utilisant la méthode *k-means*. Cette approche permet de regrouper les données en différents groupes, selon les similarités identifiées dans les paramètres sélectionnés en minimisant la somme des distances euclidiennes au carré. Dans cette étude, nous avons appliqué la méthode *k-means* à l'ensemble des paramètres suivants, paramètres jugés pertinents dans l'étude des performances d'une orthèse de genou :

- Angle de flexion – extension externe (0°, 15°, 30°, 45°, 70°)
- Angle de varus - valgus sans orthèse
- Ratio entre les forces de contact médiale et totale sans orthèse
- Moment d'abduction sans orthèse
- Déplacement latéral-médial des points de contact médiaux avec orthèse
- Evolution de l'angle de varus – valgus avec orthèse
- Evolution du ratio entre les forces de contact médiale et totale avec orthèse
- Evolution du moment d'abduction avec orthèse

Il est important de noter que la première moitié - à l'exception de l'angle de flexion-extension - de ces paramètres sont issus des données acquises sans orthèse et la deuxième partie correspondent aux variations de paramètres biomécaniques avec l'orthèse. Les résultats issus de la modélisation *Sur Mesure* sont utilisés. En étudiant les paramètres tels que la distribution de la force de contact, le moment intersegmentaire d'abduction (KAM) ainsi que la position médiale-latérale des points de contact, l'objectif est de regrouper les sujets et leurs résultats en différents groupes. Les données de 69 essais ont été examinées - provenant de 14 sujets ayant effectué 5 positions de flexion (4 pour l'un des sujets).

Trois groupes, de taille équivalente, ont été identifiés et les résultats de cette classification sont présentés dans la Figure 37 et le Tableau 16. Le groupe n°1 rassemble la majorité des postures les plus fléchies. Lors de ces postures, l'orthèse ne semble pas impacter les différents paramètres



biomécaniques. Les caractéristiques communes du groupe n°3, issues des données sans orthèse, sont les suivantes : un angle de varus-valgus supérieur à 5°, une force de contact médial supérieure à 0,5 fois la force totale et un moment d’abduction élevé. Dans ce groupe, une réduction moyenne de 11,2% du ratio de la force de contact dans le compartiment médial a été observée avec le port de l’orthèse. Le groupe n°2 présente des caractéristiques sans orthèse opposée à celles du groupe n°3, et le chargement articulaire semble inchangé avec le port de l’orthèse.

En outre, un déplacement moyen médial (16,4% de la largeur du pied) et antérieur (36,0% de la longueur du pied) du centre de pression (CoP), ainsi qu’une augmentation moyenne de 0,03PC de la composante verticale de la force de réaction au sol ont été observés dans le groupe n°2. A l’inverse une diminution moyenne de 0,03PC de la force de réaction au sol a été observée dans le groupe n°3.

Groupe	Nbr. mesures	Sans orthèse					Evolution			
		Angle FE (°)	Angle AA (°)	Distribution KCF (PC)	KAM (PC*H)	Déplacement LM CPs (mm)	Angle AA (°)	Distribution KCF (PC)	KAM (PC*H)	
1	29	55	6,0	0,38	0,3 <sup>e-3</sup>	-0,3	-0,2	-0,03	+0,7 <sup>e-3</sup>	
2	20	18	3,6	0,43	-1,3 <sup>e-3</sup>	+1,8	0,0	+0,04	-0,9 <sup>e-3</sup>	
3	20	11	6,6	0,67	-4,2 <sup>e-3</sup>	-1,3	-0,1	-0,13	+1,3 <sup>e-3</sup>	

FE : flexion – extension ; KCF : force de contact du genou ; KAM : moment d’abduction du genou ; PC : poids corporel ; H : taille ; LM : latéral – médial ; AA : adduction – abduction ; CPs : points de contacts

Tableau 16 : Moyennes des paramètres selon la classification k-means

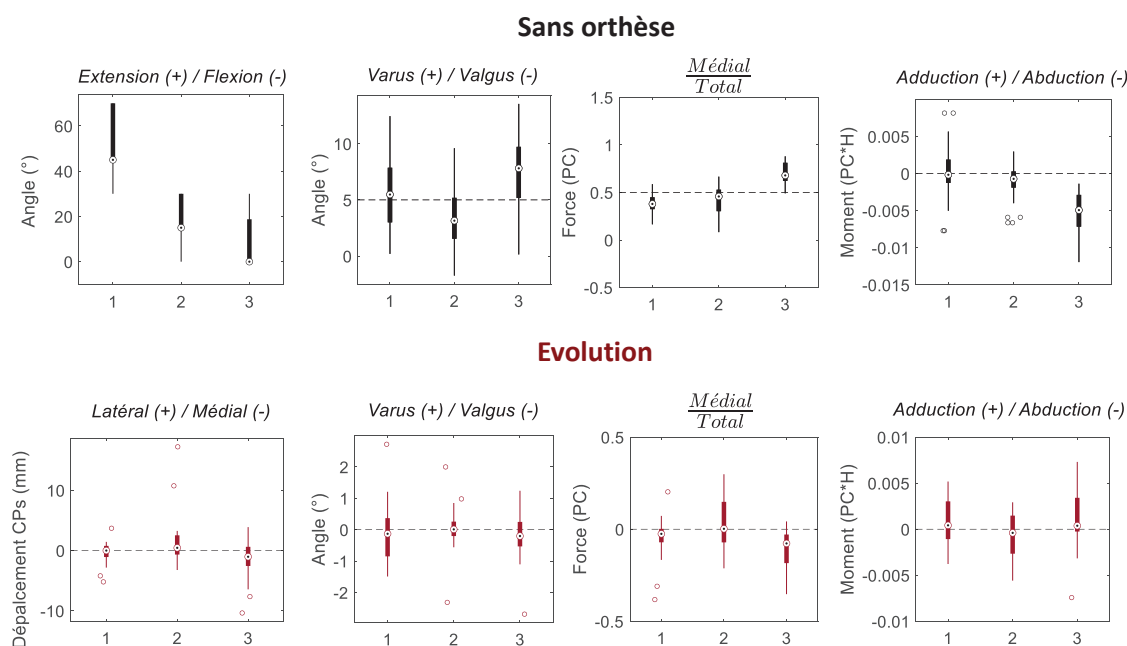


Figure 37 : Paramètres biomécaniques évalués pour les différents groupes de la classification k-means : paramètres issus des essais sans orthèse (1<sup>ère</sup> ligne) et variations des paramètres avec orthèse (2<sup>ème</sup> ligne)

#### 4.2.5 Discussion

Cette étude vise à évaluer l'impact d'une orthèse valgisante de genou sur les paramètres biomécaniques de l'articulation en utilisant la radiographie biplane et un modèle musculosquelettique personnalisé au sujet. Cette étude intègre l'orthèse dans l'approche numérique et prend ainsi en compte le comportement mécanique des tissus mous du membre inférieur. Notre étude rapporte un déchargement du compartiment médial du genou lors du port de l'orthèse dépendant de l'angle de flexion du genou, comme observé dans des études antérieures (Yan et al., 2022). Un transfert de charge vers le compartiment latéral a été observé en position debout, comme le montrent également des études précédentes (Brandon et al., 2019; Kutzner et al., 2011; Pollo et al., 2002). Il est important de noter que ces études n'ont pas rapporté de modifications de la force articulaire totale, contrairement à notre étude. En effet, contrairement à la présente étude, les travaux précédents n'ont pas pris en compte le chargement appliqué par l'orthèse dans les degrés de liberté autres que le moment d'abduction-adduction et ne modélisent notamment pas le moment de flexion - extension. Comme observé dans notre étude, il a été révélé qu'un moment d'extension appliqué par une orthèse pouvait entraîner un déchargement de l'articulation tibio-fémorale (Bishop et al., 2023). Notre étude a ainsi démontré la pertinence de modéliser le chargement externe appliqué par l'orthèse dans tous les degrés de liberté.

Notre étude confirme les mécanismes de déchargement du genou, suggérant que le moment d'abduction du genou (KAM) et le moment de flexion (KFM) sont associés respectivement à la distribution et à l'intensité du chargement articulaire (Amiri et al., 2023; Holder et al., 2022; Kumar et al., 2013; Zeighami et al., 2021). Contrairement à ce qui a été observé précédemment (Dumas et al., 2020), aucune corrélation n'a été trouvée entre la force médiale et la position des points de contact. Selon Dumas et al. (2020), pour réduire la force de contact médiale, la position des points de contact doit être déplacée vers la direction médiale. Cependant, il semble que les points de contact soient déjà situés plus médialement chez les patients arthrosiques (Zeighami et al., 2017). Cela n'est peut-être donc pas nécessairement l'objectif à atteindre avec l'orthèse. De plus, dans notre étude, le déplacement des points de contact reste très faible pour de nombreux patients et postures. En outre, la méthode de classification *k-means* a permis de regrouper les sujets en différents groupes présentant des similitudes dans leurs moments intersegmentaires et leur chargement de contact articulaire. En analysant les caractéristiques distinctives de chaque groupe et les différences observées dans leurs réponses biomécaniques, les effets de l'orthèse ont pu être examinés plus en détail. Comme l'indique la littérature (Clouthier et al., 2017), l'efficacité des orthèses semble dépendre de la sévérité de la maladie et doit être évaluée au cas par cas.

Enfin, il convient de noter que l'orthèse est conçue pour fonctionner en position jambe tendue et non fléchie, tout comme cela est décrit dans la littérature (Cusin et al., 2018; Huber et al., 2021; Laroche et al., 2014). Ici, le moment d'abduction externe appliqué par l'orthèse diminue avec la flexion du genou, ce qui semble donc cohérent. On peut également noter qu'un des groupes issus de la classification comprenait essentiellement les postures avec une plus grande flexion et présentant des effets de l'orthèse limités.

Néanmoins, notre étude présente certaines limitations qui doivent être soulignées. Les mêmes limites que celles mentionnées dans le chapitre III partie 3.4 restent pertinentes (présence d'un support de positionnement à l'intérieur de la cabine EOS, hypothèse de modélisation de l'orthèse, raideur des tissus mous basée sur les données de la littérature). Il convient aussi de souligner que les images

radiographiques ont indiqué que l'axe de l'orthèse ne coïncidait pas avec l'axe anatomique des épicondyles dans la plupart des cas, ce qui implique un mauvais positionnement de l'orthèse. Ce mauvais positionnement pourrait ainsi influencer l'efficacité de l'orthèse.

Des pistes d'amélioration pour de futures recherches incluent la personnalisation des paramètres musculaires du modèle tels que les forces isométriques maximales et/ou la localisation des insertions et origines musculaires. Ces altérations permettraient d'améliorer les prédictions du modèle, notamment lors de fortes flexions de genou. L'évaluation des performances de l'orthèse lors d'activités dynamiques du quotidien telles que la marche et le squat fera l'objet de la section suivante et permettra d'approfondir davantage nos connaissances.

### 4.3 Etude dynamique

Etant donné que le protocole expérimental suivant a été élaboré et mis en place dans le cadre de ces travaux de thèse, il sera davantage détaillé que les protocoles précédents. Il est important de noter que les reconstructions osseuses des segments fémur et tibia issues des images radiographiques ont été effectuées par Victor Baisamy, étudiant à la maîtrise au sein du LIO. C'est également Victor Baisamy qui a collecté les points anatomiques nécessaires pour décrire les positions anatomiques des autres segments du membre inférieur (le pelvis, le pied et la patella). Victor Baisamy, Camille Lenormand (étudiante au doctorat au LIO), Ali Zeighami (Post-doctorant au LIO), Boubacar Fof (radiologue au CHUM) et Jacinte Bleau (orthésiste et présidente du laboratoire d'orthopédie Médicus) ont apporté une aide précieuse afin de réaliser les expérimentations de cette étude.

#### 4.3.1 Protocole expérimental

Les données expérimentales utilisées dans cette étude sont le résultat d'un protocole expérimental mis en œuvre auprès de 45 patients. Les 11 premiers patients ont été réalisés lors de mon séjour de 6 mois au LIO. Seules les données de 5 de ces patients ont pu être traitées et analysées lors de ces travaux de doctorat par souci de temps. Ces 5 patients sont 2 hommes et 3 femmes, âgés de  $53 \pm 6$  ans, pesant  $93,6 \pm 20,3$  kg et mesurant  $1,7 \pm 0,1$  m, atteints d'arthrose prépondérante au niveau du compartiment médial en attente d'une opération chirurgicale. Les critères d'exclusions lors du recrutement des patients sont listés en Annexe 10.

Une orthèse valgisante personnalisée, Evoke (Osskin, Ortho Inc., Montréal, Canada), a été fabriquée pour chaque participant. Grâce à la technologie de scan 3D (*Ipad + Structure Sensor*), la morphologie de chacun des patients a été enregistrée. Cette procédure permet d'obtenir un modèle de l'enveloppe externe précis du membre inférieur, lequel sera ensuite utilisé pour la fabrication de quatre orthèses personnalisées (Figure 38). Dans cette étude, quatre conditions de corrections seront étudiées. Une médialisation maximale de 6mm et un angle de valgus maximum de  $11^\circ$  de correction seront imposés entre les structures tibiale et fémorale de l'orthèse. Les 4 conditions sont : 4mm/ $7^\circ$  (orthèse noire), 4mm/ $11^\circ$  (rouge), 6mm/ $7^\circ$  (bleue) et 6mm/ $11^\circ$  (blanche). Des recommandations pour placer, porter et utiliser l'orthèse correctement ont été données aux patients par l'orthésiste. L'ordre du port des quatre orthèses est randomisé lors des tests expérimentaux réalisés par la suite (imagerie EOS et analyse du mouvement) pour limiter l'effet séquence. Durant les tests expérimentaux, les orthèses

sont placées par une orthésiste afin d'éviter le mauvais positionnement de ces orthèses qui a pu être observé dans l'étude précédente.

Tous les patients ont bénéficié d'une période d'adaptation au port de l'orthèse de 2 semaines minimum avant de participer aux tests expérimentaux. Une évaluation clinique et radiologique a été effectuée par un chirurgien orthopédiste du département orthopédique du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Tous les sujets ont rempli un formulaire de consentement approuvé par les comités éthiques du centre de recherche du CHUM et de l'Ecole de Technologie Supérieur (ETS). Un premier questionnaire KOOS est complété par les participants lors du recrutement (avant le port de l'orthèse) puis un second est complété après les 2 semaines d'adaptation.



Figure 38 : Création sur mesure de l'orthèse à partir des données de numérisation 3D (Ipad + Structure Sensor) de la morphologie du membre inférieur du patient. (Illustrations fournies par le laboratoire Médicus)

### Imagerie EOS

Deux postures « en charge » sont adoptées par les patients - la position debout et une position de flexion de 25° - pour lesquelles une paire d'images radiographiques biplans à faibles doses (EOS) est acquise (durée d'environ ~10s/acquisition). Le radiologue s'assure ici que la partie haute du bassin ainsi que l'ensemble du membre inférieur (fémur, tibia, pied) étudié soient visibles sur l'acquisition. Chaque posture est répétée avec chacun des 4 designs d'orthèse et sans orthèse. Un temps de pause de quelques minutes est accordé au participant entre chaque orthèse. Un goniomètre biaxial électrique (Penny & Giles, Noraxon) est placé dans le plan sagittal de la jambe et de la cuisse afin de contrôler l'angle de flexion-extension du genou en temps réel et s'assurer que le participant effectue les mêmes angles de flexion entre les différentes conditions (avec et sans orthèse). Une plateforme de force AMTI (ORS-6) est fixée à l'intérieur de la cabine EOS et un plancher en bois a été conçu pour isoler les forces de réaction au sol sous le pied étudié, tandis que les deux pieds sont maintenus au même niveau. Un capteur inertiel de type Noraxon inc. est placé au niveau des épines iliaques postérieures afin de suivre l'orientation du pelvis entre la position debout et la position fléchie. Dix capteurs de type Noraxon inc. sont aussi placés de manière bilatérale sur le membre inférieur afin de mesurer l'activité EMG des muscles suivants : le vaste médial, le semi-tendineux, le droit fémoral, le gastrocnémien latéral et le tibial antérieur. La disposition des capteurs EMGs sur les muscles est réalisée selon les normes proposées par le SENIAM (voir Annexe 10). En raison d'un encombrement important des membres inférieurs, seuls cinq muscles ont été sélectionnés ici. Les critères de sélection incluent les muscles

entourant le genou, dont l'activité musculaire peut être correctement mesurée en surface (gros muscles) et étant accessibles avec l'orthèse (exclusion du biceps fémoral par exemple). Dans cette étude, l'activité musculaire sera utilisée principalement pour vérifier la cohérence du modèle musculosquelettique (paramètre de concordance défini par Giroux et al. (2013)). Les muscles sélectionnés sont donc ceux jouant un rôle important dans les mouvements étudiés ; en particulier ici la flexion-extension du genou. Enfin, six marqueurs réfléchissants sont collés sur chaque partie, tibiale et fémorale, de l'orthèse.

### Analyse du mouvement

A leur arrivée dans la salle d'analyse du mouvement du LIO, les patients revêtent un short afin de ne pas gêner l'enregistrement des données. Les données anthropométriques comprenant l'âge, la taille et le poids ont été collectées. Ensuite, le mouvement de chacun des patients est enregistré au laboratoire d'analyse du mouvement pour trois activités : la marche sur tapis roulant (pendant 2 minutes), le squat (3 descentes-ascensions), le lever de chaise (3 répétitions). Chaque patient bénéficie d'une période d'adaptation de 10 minutes à la marche sur tapis roulant. Ce temps permet également de déterminer la vitesse de marche confortable de chacun des patients afin que l'essai se rapproche le plus possible de la réalité. Pour cela, le patient commence à marcher sur le tapis à une vitesse de 1,4km/h considérée comme faible (Bohannon and Williams Andrews, 2011), puis l'opérateur augmente la vitesse par incréments de 0,3km/h jusqu'à ce qu'elle soit jugée trop rapide par le patient. L'opérateur diminue ensuite la vitesse d'un incrément et vérifie si celle-ci convient au patient. Cette vitesse est collectée pour chacun des sujets et est utilisée pour toutes les conditions, avec et sans orthèse. L'assise de chaise n'est pas étudiée dans ces travaux. Un essai statique de 5 secondes en position debout, les bras en forme de « T » (Figure 39) est également réalisé. Un tapis roulant instrumenté (AMTI) à deux voies a permis l'enregistrement des forces et des moments de réaction sous chacun des pieds indépendamment durant tous les essais. Un système optoélectronique à 12 caméras vidéo de type VICON (Nexus) a permis l'acquisition de la cinématique 3D des deux membres inférieurs (en détail) et des membres supérieurs (plus grossièrement) durant les trois activités. Chaque activité est répétée avec chacun des 4 designs d'orthèse et sans orthèse. La configuration des marqueurs réfléchissants utilisée afin de collecter la cinématique des patients lors des trois activités est représentée Figure 40 pour la condition avec orthèse du côté droit. Comme on peut le voir, des marqueurs cutanés ont été directement collés sur la peau et localisés sur certains points anatomiques palpables. D'autres marqueurs sont collés sur des plaques rigides, dites plaques ancillaires, elles-mêmes attachées sur un support flexible permettant de s'adapter à la forme des membres inférieurs. Chaque plaque ancillaire est équipée de quatre marqueurs. De plus, cinq marqueurs sont aussi disposés sur chaque partie fémorale et tibiale de l'orthèse. Enfin des essais de « pointage » sont effectués afin de repérer les points anatomiques pour lesquels il n'est pas envisageable, par souci de confort et de faisabilité, de coller des marqueurs sur la peau. En effet aucun marqueur cutané n'a été collé au niveau du pelvis afin d'éviter tout inconfort pour les patients. Les épines iliaques supérieures antérieures et postérieures sont donc « pointées » avec une sonde Optotrack instrumentée de quatre marqueurs, lors d'essais statiques de 5s. De même, lors des conditions avec orthèse, les marqueurs initialement positionnés sur les épicondyles lors du passage sans orthèse ne peuvent plus rester collés sur la peau. Par conséquent, des essais de « pointage » sont réalisés pour ces deux points. Enfin, des électrodes (capteur Noraxons inc.) sont disposées de la même manière que lors des sessions d'imagerie médicale afin de mesurer l'activité EMG.



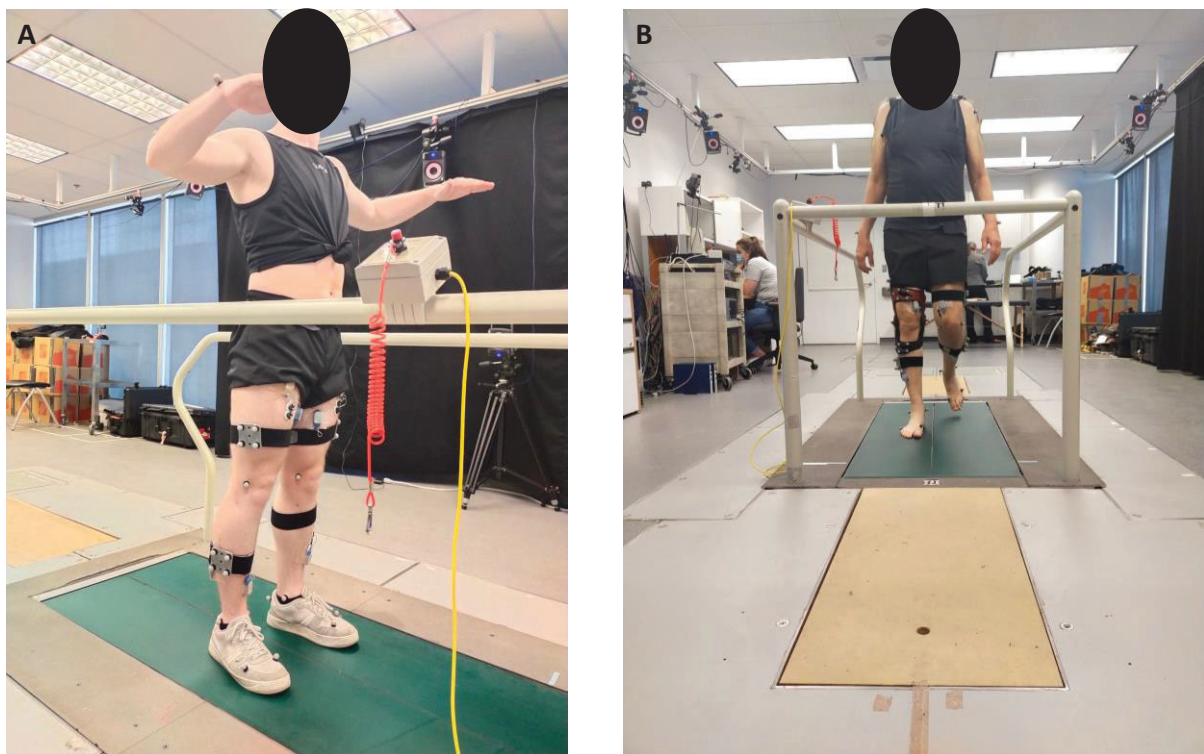
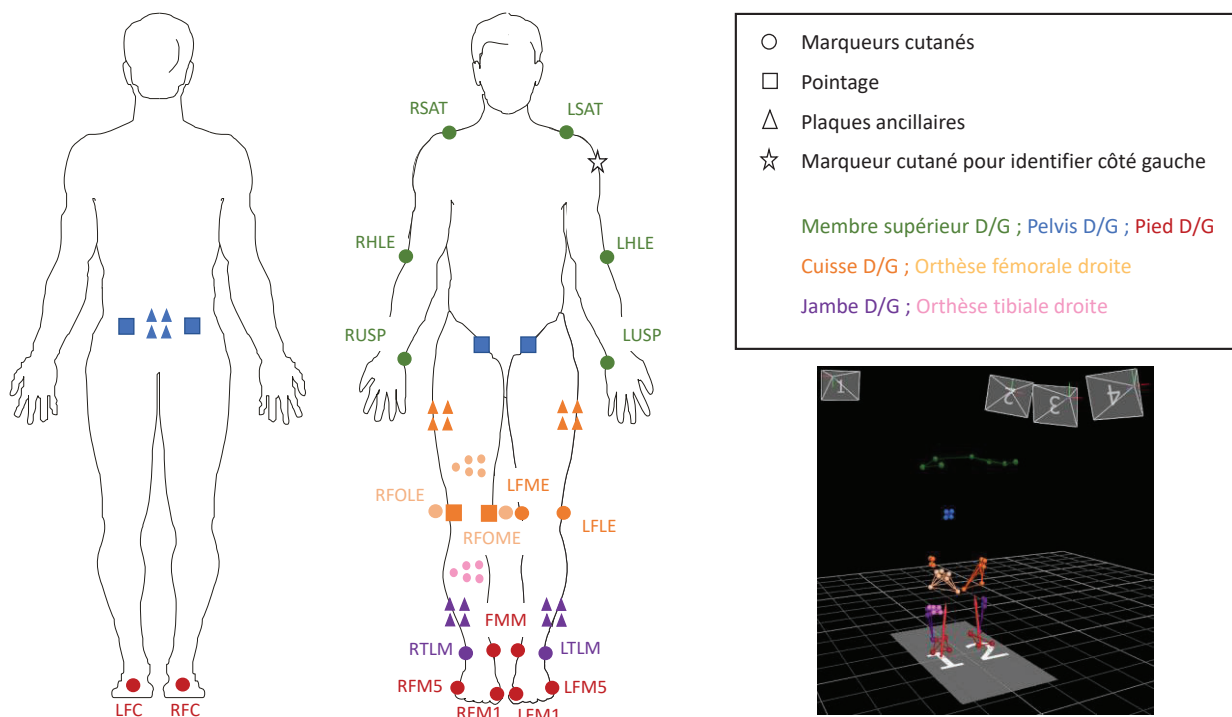


Figure 39 : Capture du mouvement avec système Vicon : A) Essai de calibration statique « pose en T », B) Essai de marche sur tapis roulant.



Les acronymes des noms des marqueurs sont définis dans l'Annexe 10. D : droite, G : gauche

Figure 40 : Configuration de l'ensemble des marqueurs réfléchissants placés sur le patient pour l'analyse du mouvement. Post-traitement sur le logiciel Nexus.

### 4.3.2 Post traitement

#### Imagerie EOS

Les images radiographiques ont permis de construire les reconstructions 3D des segments osseux du fémur et du tibia. Les mêmes points anatomiques caractéristiques que ceux décrits dans le Chapitre III partie 3.4 ont été pointés sur les autres segments du membre inférieur.

Aucune analyse musculosquelettique n'a été menée sur les essais statiques des acquisitions d'imagerie qui ne comportent que deux postures (0° et 25° de flexion). Les activités EMG ainsi que les forces de réaction du sol mesurées lors de l'acquisition d'imagerie n'ont donc pas été étudiées. Les données inertielles du capteur placé sur le pelvis pourraient permettre de définir l'orientation 3D relative du pelvis entre la position debout et la position fléchie. Cette orientation peut être définie à l'aide du quaternion unitaire donné par le capteur ; une méthode a été explorée dans ces travaux de thèse et est présentée en Annexe 11. Il serait en effet intéressant d'inclure cette donnée, qui était absente lors de l'analyse des données statiques acquises en 2017-2019, afin de prendre en compte la rotation du bassin lors de la flexion dans le modèle musculosquelettique. Enfin, il serait pertinent de s'intéresser à l'activité musculaire notamment du côté controlatéral lors de ces postures de squat statique pour étudier les effets compensatoires par exemple.

#### Analyse du mouvement

Les captures d'analyse du mouvement des essais statiques et dynamiques ont d'abord été labélisées sur le logiciel Nexus selon un modèle décrivant la configuration des marqueurs (Figure 40). Afin de résoudre le problème des occultations, une étape de remplissage des trous dans les trajectoires des marqueurs est ensuite réalisée sur le logiciel Nexus en utilisant des méthodes d'interpolation par courbe et de suivi de la trajectoire de corps rigides. En effet, lorsqu'au moins trois marqueurs du même segment rigides restent visibles, cette dernière méthode est préférée.

Les coordonnées des points anatomiques du pelvis (épinos iliaques supérieures antérieures et postérieures) et du fémur (épicondyles médial et fémoral) pointés lors d'essais statiques sont exprimées dans le repère global du laboratoire. Afin de les ajouter aux essais dynamiques, la matrice de transformation entre le repère global et le repère local du pelvis (ou du fémur) est calculée dans chacun des essais (statique et dynamique). Une fois les positions des points anatomiques définies dans les repères anatomiques osseux locaux, il est ainsi possible de connaître leur position, à chaque instant, exprimée dans le repère global du laboratoire associé à l'essai dynamique étudié.

Les forces de réaction au sol ainsi que les activations musculaires sont directement synchronisées avec les données d'analyses du mouvement grâce à l'acquisition réalisée sur le logiciel Nexus. Pour traiter les données *.c3d* dans Matlab, la boîte à outils *Matlab BTK* est utilisée (Barre and Armand, 2014). Le centre de pression est calculé à partir des données de réaction au sol. Les données du sujet S008 avec orthèse rouge n'ont pas été traitées car les forces de réaction au sol n'ont pas été collectées. Les données de squat du sujet S005 avec orthèse rouge n'ont pas été étudiées car le patient n'est pas revenu suffisamment en extension entre les squats de cette série.

Les données de lever de chaise n'ont pas été étudiées dans ces travaux de thèse par souci de temps.

### 4.3.3 Modèle musculosquelettique

Le modèle musculosquelettique décrit précédemment dans ces travaux de thèse est utilisé dans cette étude : cinq segments (pied, tibia/fibula, patella, fémur et pelvis), quatre articulations et quarante-trois lignes d'action musculaires sont modélisés. La seule différence dans cette partie concerne la



modélisation de l'articulation tibio-fémorale. Les segments et leurs géométries musculaires associées sont mis à l'échelle individuellement selon l'anthropométrie du sujet ; plus précisément selon les longueurs des segments issues de l'imagerie médicale. Plusieurs paramètres, initialement issus du modèle générique de Delp et al. (1990) ont été personnalisés grâce à l'imagerie médicale : les positions des centres articulaires de la cheville et de la hanche, l'angle entre l'axe de flexion-extension de la cheville et l'axe subtalaire ainsi que les angles entre l'axe du pivot de la liaison patello-fémorale et les axes antérieur-postérieur et latéral-médial du fémur. Le centre et l'axe de la liaison patello-fémoral, modélisée par une liaison pivot, sont définis à partir de la reconstruction osseuse de la trochlée fémorale. La tubérosité tibiale est utilisée pour définir l'insertion du tendon patellaire, et la longueur du tendon est définie telle la distance entre la tubérosité tibiale et l'apex de la patella, identifié sur les images radiographiques.

### Articulation tibio-fémorale

Le modèle de l'articulation tibio-fémorale a dû être modifié dans cette étude car les trajectoires des points de contact au cours du mouvement n'étaient pas connues (car définies par seulement deux postures EOS à 0° et 25° de flexion du genou). Le choix s'est porté sur l'utilisation d'un mécanisme parallèle sphères sur plans avec ligaments ACL, PCL, MCL et LCL déformables (Gasparutto et al., 2015). Les paramètres de ce modèle, c'est-à-dire les centres et les rayons des condyles fémoraux, les insertions et origines des ligaments ainsi que les points et normales des plateaux tibiaux, sont personnalisés grâce aux reconstructions osseuses issues de l'imagerie médicale (Figure 41) (Clément et al., 2015). Tous ces paramètres sont exprimés dans les repères anatomiques locaux des segments osseux tibia et fémur. Les déformations des quatre ligaments modélisés ici sont minimisées à l'aide de la méthode de pénalisation, et les contraintes cinématiques associées au contact sphères sur plans sont les suivantes :

$$\Phi_{TF}^k = \begin{pmatrix} (\mathbf{N}_4^{V_4^1} \mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^4} \mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{n_2^1} \mathbf{Q}_2 - d^1 \\ (\mathbf{N}_4^{V_4^2} \mathbf{Q}_4 - \mathbf{N}_2^{V_2^5} \mathbf{Q}_2) \cdot \mathbf{N}_2^{n_2^2} \mathbf{Q}_2 - d^2 \end{pmatrix}$$

avec  $\mathbf{N}_i^{V_i^j}$ , la matrice d'interpolation pour le marqueur  $j$  du segment  $i$  ;  $\mathbf{Q}_i$ , le vecteur des coordonnées naturelles du segment  $i$  ;  $\mathbf{N}_2^{n_2^j}$ , la matrice d'interpolation des normales des plans tibiaux et  $d$ , les rayons des condyles.

### Orthèse de genou

L'orthèse de genou est intégrée au modèle cinématique via les marqueurs disposés sur chacune des parties fémorale et tibiale. Ces deux ensembles de marqueurs sont associés aux segments osseux sous-jacents lors de l'optimisation cinématique. Le chargement de l'orthèse est ensuite modélisé comme expliqué dans le Chapitre III. Pour cela, la position initiale de l'orthèse par rapport aux segments osseux est définie en utilisant les données collectées lors de l'essai statique en position debout. Ensuite, la position des marqueurs collés sur l'orthèse à chaque instant est utilisée pour déterminer, selon la méthode décrite dans le Chapitre III, leurs mouvements relatifs par rapport aux segments osseux. Il est à noter que le calcul du mouvement relatif après l'étape d'optimisation multi-segmentaire minimise le mouvement relatif calculé, mais permet de se baser sur la cinématique osseuse la plus réaliste possible. Le chargement externe appliqué par l'orthèse au niveau du genou peut alors être calculé en utilisant les raideurs des tissus mous (Shafiei and Behzadipour, 2020).

### Points de contact et optimisation statique

La position et l'orientation des segments ont été estimées pendant les mouvements de marche et de squat par cinématique inverse. La cinématique tibio-fémorale décrite avec le mécanisme parallèle a été appliquée aux reconstructions osseuses afin de déterminer les trajectoires des points de contact (méthode expliquée dans la première partie de ce chapitre) au cours du mouvement étudié (Figure 41). Dans la littérature, des résultats similaires ont été observés entre les points de contact issus du modèle de mécanisme parallèle personnalisé et ceux provenant directement de l'imagerie médicale lors d'un squat (Clément et al., 2015). Les contraintes cinématiques de l'articulation tibio-fémorale et la jacobienne des contraintes sont alors recalculées (en fonction des points de contact) telles que présentées dans le premier chapitre (conditions de contact). Les forces de contact du genou dans les compartiments médial et latéral de l'articulation tibio-fémorale ainsi que les forces musculo-tendineuses ont été calculées par dynamique inverse et optimisation statique en minimisant simultanément les forces musculo-tendineuses et les forces de contact articulaire (voir Chapitre II).

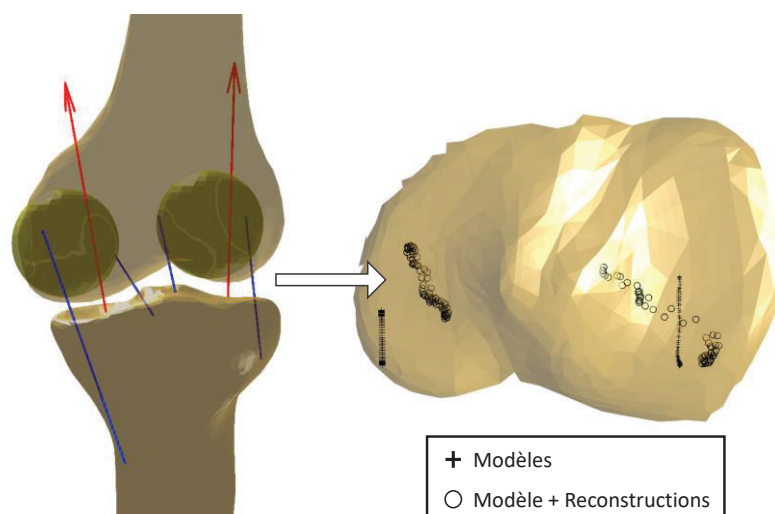


Figure 41 : Trajectoires des points de contact médiale et latérale définies directement par les positions des sphères sur les plans (croix) et issues de la cinématique prédite par le mécanisme parallèle et appliquée aux reconstructions osseuses du fémur et du tibia (ronds).

#### 4.3.4 Résultats

La cinématique tibio-fémorale issue du modèle de mécanisme parallèle et la position des points de contact à 0° et 25° de flexion du genou ont été comparées aux mesures obtenues par imagerie médicale (EOS) afin d'évaluer les prédictions de ce modèle cinématique personnalisé. Par la suite, les efforts appliqués par les orthèses sont analysés et comparés aux efforts trouvés lors de l'étude statique de la partie 3.4 du Chapitre III. Enfin, les performances des différents designs d'orthèse sont évaluées en termes de cinématique tibio-fémorale et de forces de contact. Les différents designs d'orthèses sont identifiés par des couleurs distinctes (blanche, rouge, bleue et noire) et seront donc désignés par leur couleur respective dans les analyses suivantes. L'orthèse blanche sera représentée par la couleur jaune dans les figures de cette partie.

##### 4.3.4.1 Evaluation du mécanisme parallèle personnalisé

Afin d'évaluer le modèle de mécanisme parallèle utilisé pour représenter l'articulation tibio-fémorale, les acquisitions EOS et les essais de squat sans orthèse ont été analysés.

Le modèle de mécanisme parallèle personnalisé a été utilisé pour prédire la cinématique de l'articulation tibio-fémorale. Lors d'un squat dynamique, les postures de flexion les plus proches de celles capturées par l'imagerie EOS (flexion externe de 0° et 25°) ont été identifiées en sélectionnant les postures où les angles de flexion anatomiques (entre les segments osseux) étaient les plus proches. Les cinématiques 3D prédites lors de ces postures sont ainsi récupérées et comparées à la position relative des segments osseux du fémur et du tibia dans chacune de ces postures dans la cabine EOS. Pour chaque degré de liberté, l'erreur quadratique moyenne a été calculée (Tableau 17). Les résultats obtenus sont comparables à ceux rapportés par la littérature évaluant les modèles cinématiques de genou (Barzan et al., 2019; Clément et al., 2015; Gasparutto et al., 2015; Richard et al., 2017). Des erreurs maximales sont retrouvées sur la translation antérieure-postérieure et la rotation interne-externe.

Les cartes de distance entre les surfaces osseuses ont été calculées à partir des reconstructions obtenues par imagerie EOS pour chaque posture. De la même manière les cartes de distances ont été calculées à partir des positions des segments osseux prédites par le modèle cinématique personnalisé. Ces cartes ont été comparées qualitativement pour chaque patient (Figure 42 et Annexe 12). L'estimation de la position des points de contact a été évaluée quantitativement en calculant la distance tridimensionnelle entre les points de contact issus directement des reconstructions osseuses et ceux déduits de la cinématique prédite par le modèle. Il a été observé une augmentation de l'erreur sur la position des points de contact médiaux en posture fléchie. Des différences atteignant 9,7mm et 10,9mm ont été constatées dans les compartiments latéral et médial, respectivement.

<b>RMSE [Min ; Max]</b>		<b>0°</b>	<b>25°</b>
Rotations (°)	Extension (+) / Flexion (-)	5,1 [-7,5 ; -3,3]	0,2 [-0,3 ; 0,3]
	Adduction (+) / Abduction (-)	0,7 [-0,8 ; 0,7]	2,6 [-5,4 ; 0,8]
	Interne (+) / Externe (-)	3,3 [-2,9 ; 5,0]	6,9 [-10,6 ; -1,4]
Translations (mm)	Antérieur (+) / Postérieur (-)	3,1 [1,4 ; 4,3]	4,6 [-0,9 ; 7,1]
	Supérieur (+) / Inférieur (-)	0,8 [-0,7 ; 1,6]	2,2 [-3,8 ; 1,8]
	Latéral (+) / Médial (-)	1,7 [-2,8 ; 0,7]	1,7 [-2,5 ; 1,3]
Distance 3D - Points de contact (mm)	Médial	1,9 [0,9 ; 2,5]	6,1 [1,7 ; 10,9]
	Latéral	5,4 [0,8 ; 9,7]	3,6 [0,5 ; 7,5]

Tableau 17 : Erreurs quadratiques moyennes (RMSE) entre la cinématique de l'articulation tibio-fémorale prédite par le modèle et mesurée sur les reconstructions osseuses issues des acquisitions EOS, à 0° et 25° de flexion.

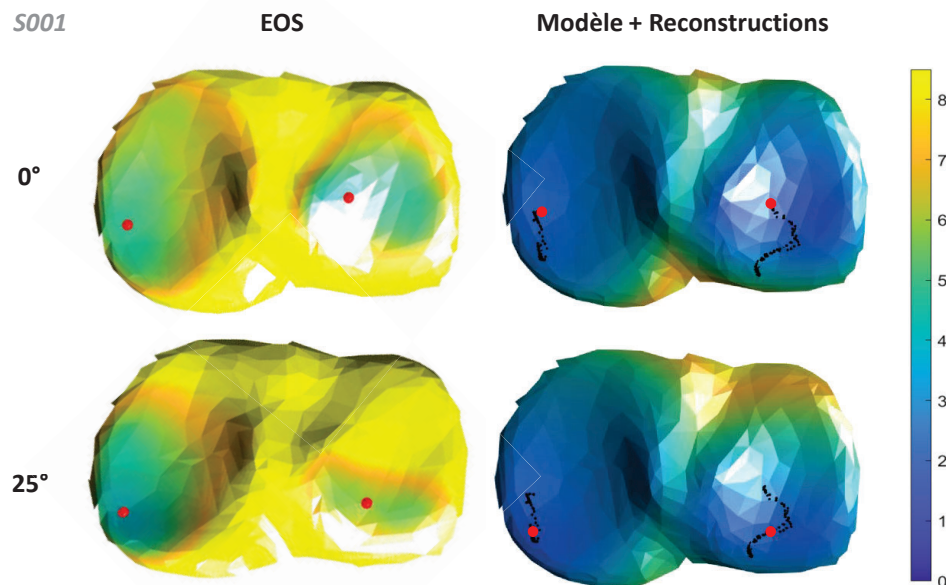


Figure 42: Cartes des distances os-à-os (en mm) entre le fémur et le tibia, mesurées à partir des acquisitions EOS (1<sup>ère</sup> colonne) et du modèle cinématique (2<sup>ème</sup> colonne)

#### 4.3.4.2 Efforts des orthèses

La Figure 43 et la Figure 44 représentent les forces et moments appliqués par l'orthèse sur le segment tibia, lors du squat et de la marche, respectivement. Les figures de l'Annexe 13 présentent la variabilité entre les sujets.

Dans un premier temps, les résultats au squat ont été analysés afin de les comparer à ceux obtenus lors de postures de squat statique, étudiées dans le Chapitre III. Les forces antérieure-postérieure et supérieure-inférieure appliquées par l'orthèse lors d'un squat dynamique semblent être du même ordre de grandeur que celles rapportées dans l'étude statique (<20N). Il faut rappeler ici que le déplacement de l'orthèse par rapport au squelette provient du calcul de cinématique inverse. La position réelle du fémur et du tibia pendant le squat dynamique n'est pas connue, juste estimée à l'aide du modèle cinématique personnalisé. Néanmoins, une force distale est observée lors du squat dynamique, similaire à celle observée lors des postures de squat statique. De plus, une force médiale appliquée par l'orthèse, augmentant avec la flexion, est également retrouvée, avec une augmentation plus prononcée pouvant atteindre 28N en moyenne à forte flexion lors du squat dynamique. On observe une diminution du moment d'abduction avec la flexion, pouvant atteindre jusqu'à 2,2Nm d'adduction et une augmentation du moment d'extension pouvant atteindre 5,4Nm, tout comme lors des postures de squat statique. Par contre, la force antérieure-postérieure ne semble pas évoluer de la même manière avec la flexion entre ces deux études, mais il convient de noter une grande variabilité inter-sujets pour cette force.

La méthodologie adoptée dans notre étude révèle aussi les variations des forces et des moments appliqués par l'orthèse au cours d'un cycle de marche (Figure 44). Les variations les plus élevées sont observées au pic de flexion lors de la phase oscillante. A cet instant, des forces postérieures, distales et médiales atteignant 17N, 13N, 18N, respectivement ainsi que des moments d'adduction et d'extension atteignant 1,4Nm et 5,6Nm, respectivement sont observés. Le moment de rotation interne-externe appliqué reste quant à lui très faible tout au long du cycle de marche.

Que ce soit lors du squat dynamique ou de la marche, toutes les orthèses ont des patterns de forces et de moments similaires. Les différences initiales dans les forces médiales entre les orthèses, issues des différences de corrections de médialisation, sont relativement faibles par rapport aux variations observées lors du mouvement. Tant lors du squat dynamique que pendant la marche, un moment d'abduction plus élevé est observé avec les orthèses rouge et jaune (ce qui reflète la différence de correction initiale) tandis qu'un moment d'extension plus élevée est observé avec l'orthèse bleue lors des fortes flexions pour tous les sujets. Là encore, il convient de rappeler que le déplacement de l'orthèse par rapport au squelette provient du calcul de cinématique inverse. La position réelle du fémur et du tibia pendant la marche est estimée à l'aide du modèle cinématique personnalisé.

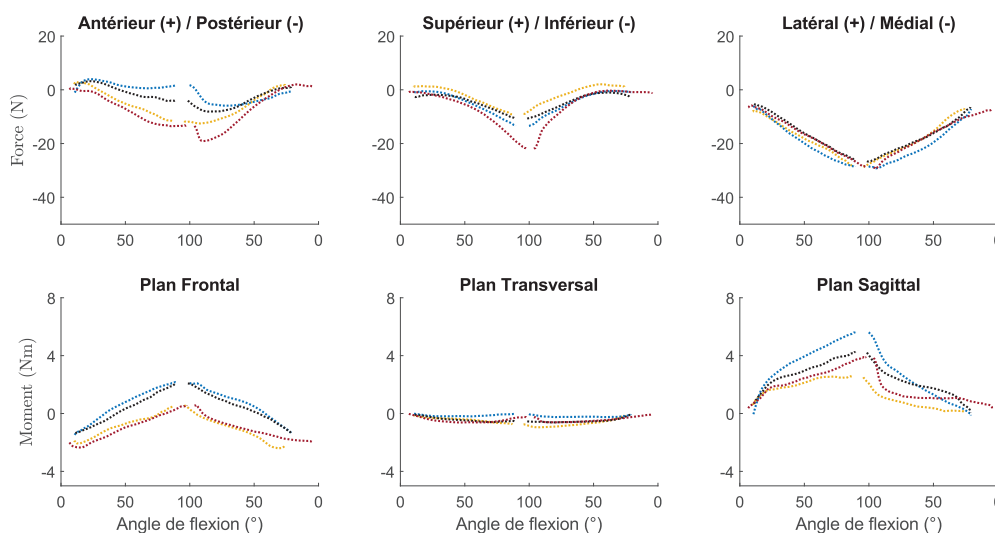


Figure 43 : Forces et moments moyens appliqués par les orthèses sur le segment tibia lors du squat. Le chargement est exprimé au niveau du genou et dans le repère de l'ISB. Les différentes couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse avec les corrections suivantes : 4mm/7° (orthèse noire), 4mm/11° (rouge), 6mm/7° (bleue) et 6mm/11° (blanche).

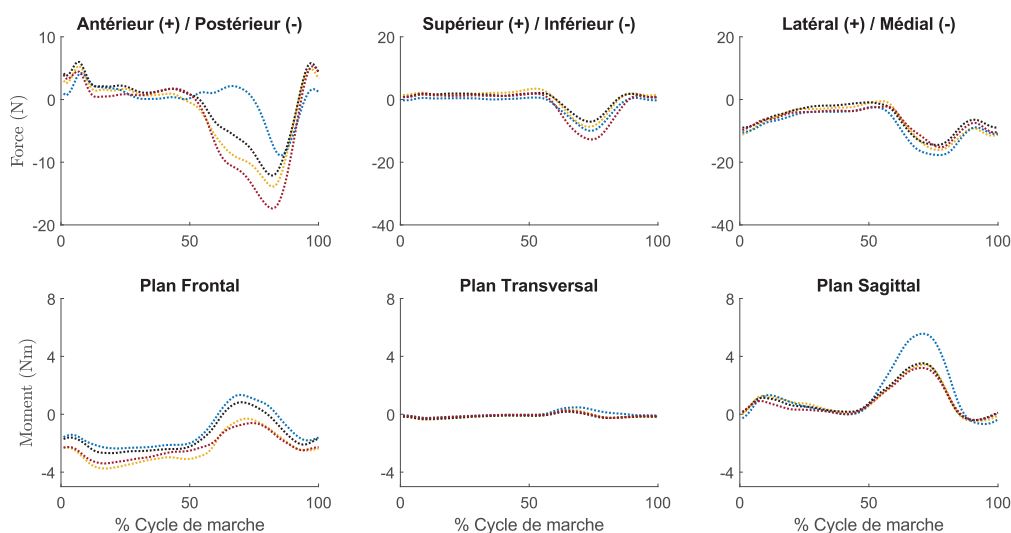


Figure 44 : Forces et moments moyens appliqués par les orthèses sur le segment tibia lors de la marche. Le chargement est exprimé au niveau du genou et dans le repère de l'ISB. Les différentes couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse avec les corrections suivantes : 4mm/7° (orthèse noire), 4mm/11° (rouge), 6mm/7° (bleue) et 6mm/11° (blanche).

#### 4.3.4.3 Performances des orthèses à la marche

Dans cette partie, des résultats visant essentiellement à démontrer la faisabilité de la démarche sont présentés. Afin d'évaluer les performances des différents designs d'orthèse, la cinématique et le chargement articulaire estimés pendant la marche ont été étudiés.

##### Cinématique tibio-fémorale

Les courbes cinématiques de l'articulation tibio-fémorale pendant la marche pour chaque sujet sont disponibles en Annexe 14. Un exemple est donné par la Figure 45 (sujet S001). En moyenne, l'angle de flexion lors de la pose du talon a diminué de 1,7°, 0,9°, 2,1°, 3,1° et l'angle maximal pendant la phase oscillante a également diminué de 3,9°, 5,1°, 5,3°, 4,9° avec le port des orthèses blanche, bleu, noir et rouge, respectivement. Ainsi, les patients adoptent une posture plus étendue lors de l'initiation de la marche lorsqu'ils portent une orthèse, mais semblent rencontrer une gêne avec l'orthèse lorsqu'il s'agit d'atteindre une flexion élevée pendant la phase oscillante. Cela entraîne une réduction de l'amplitude de mouvement de 2,8°, 6,0°, 4,4° et 2,9° en moyenne avec le port des orthèses blanche, bleu, noir et rouge, respectivement.

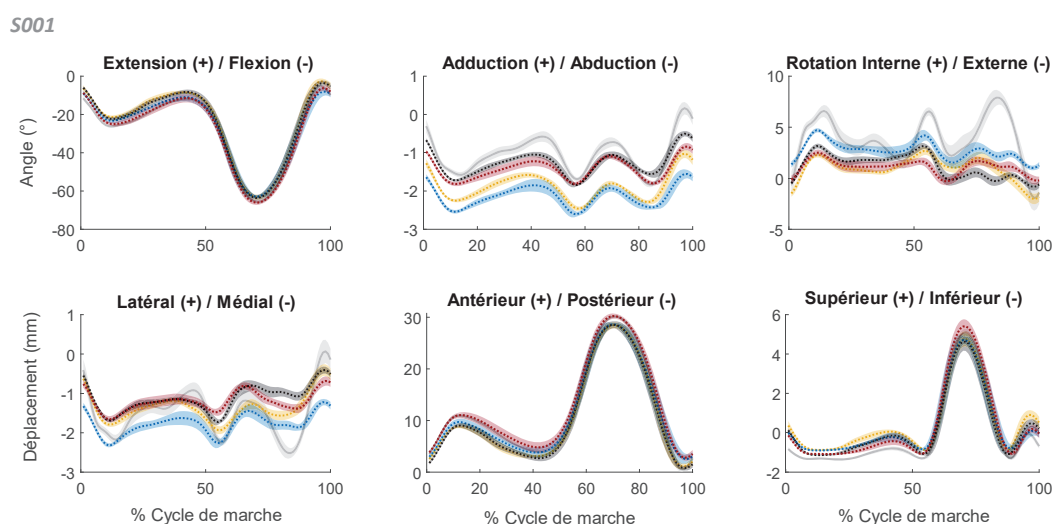


Figure 45 : Cinématique de l'articulation tibio-fémorale estimée au cours d'un cycle de marche sans (ligne grise) et avec (pointillés en couleurs) orthèse – Exemple pour le sujet S001

##### Forces de contact tibio-fémorales

La Figure 46 représente le chargement articulaire moyen et sa distribution dans les compartiments médial et latéral, avec et sans orthèse, au cours d'un cycle de marche. Le Tableau 18 rapporte les valeurs moyennes aux pics des forces médiale, latérale et totale, avec et sans orthèse, lors de la marche. Les figures de l'Annexe 15 présentent la variabilité entre les sujets ainsi que les prédictions du chargement articulaire lors du squat.

Dans un premier temps, la Figure 46 et le Tableau 18 indiquent un chargement médial moyen plus élevé, indépendamment de l'orthèse utilisée. Plus précisément, au 1<sup>er</sup> pic, le chargement médial moyen est augmenté tandis que le chargement latéral est diminué ; la force totale est inchangée ou légèrement diminuée selon l'orthèse étudiée. Lors du 2<sup>ème</sup> pic, le chargement médial moyen est

toujours augmenté, le chargement latéral est également légèrement diminué ou inchangé selon l'orthèse étudiée ; le chargement total est augmenté.

Les variations du chargement articulaire individuelles ont été analysées (Tableau 19). Lors du 2<sup>ème</sup> pic, les observations précédentes restent valables pour chacun des patients. Cependant, au 1<sup>er</sup> pic, les variations du chargement articulaire dépendent du patient. Par exemple, un déchargement du compartiment médial est observé chez les patients S006 et S008. Enfin, il convient de noter que toutes les orthèses agissent dans le même sens pour un sujet particulier, mais leur influence peut varier en intensité.

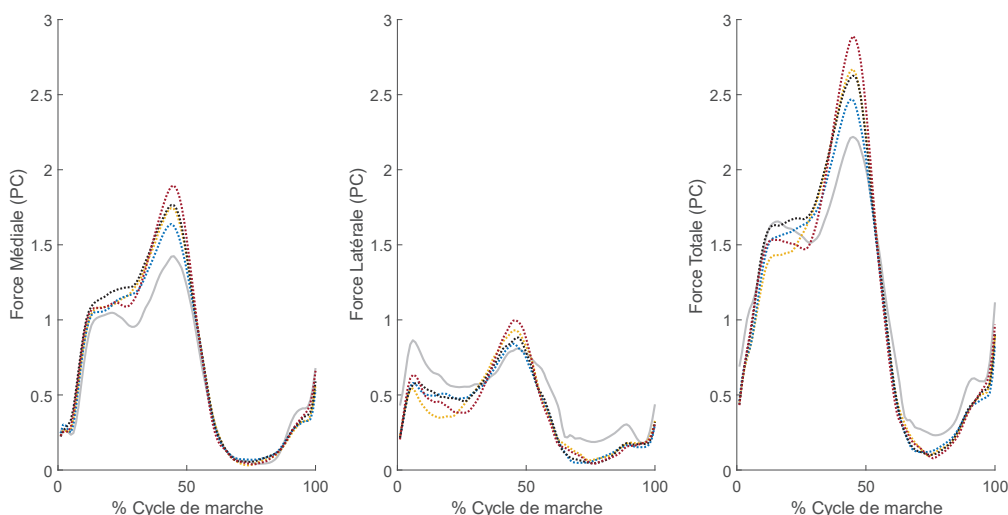


Figure 46 : Forces de contact verticales moyennes prédites lors de la marche sans (ligne grise) et avec (pointillés en couleurs) orthèse.

		Médial (PC)		Latéral (PC)		Total (PC)	
		1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic	1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic	1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic
<b>Sans orthèse</b>		1,0	1,4	0,9	0,8	1,7	2,2
	<b>Blanche</b>	n/a	1,7	0,5	0,9	1,4	2,6
<b>Avec orthèse</b>	<b>Bleue</b>	1,1	1,6	0,6	0,8	n/a	2,5
	<b>Noire</b>	1,2	1,8	0,6	0,9	1,7	2,6
	<b>Rouge</b>	1,1	1,9	0,6	1,0	1,5	2,8

Tableau 18 : Pics du chargement tibio-fémoral au cours d'un cycle de marche, avec et sans orthèse. Moyenne sur l'ensemble des sujets

		Médial (PC)		Latéral (PC)		Total (PC)	
		1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic	1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic	1 <sup>er</sup> pic	2 <sup>nd</sup> pic
<b>S001</b>	<b>Sans orthèse</b>	0,7	1,5	1,5	1,3	1,9	2,8
	<b>Avec orthèse</b>	1,0	1,8	1,2	1,6	1,8	3,4
<b>S002</b>	<b>Sans orthèse</b>	1,0	1,2	1,4	1,0	2,1	2,0
	<b>Avec orthèse</b>	1,7	2,1	0,8	0,9	2,4	2,9
<b>S005</b>	<b>Sans orthèse</b>	1,6	n/a	n/a	0,5	1,8	1,7
	<b>Avec orthèse</b>	1,5	n/a	n/a	0,5	1,8	1,7
<b>S006</b>	<b>Sans orthèse</b>	1,5	2,2	n/a	1,0	n/a	3,1
	<b>Avec orthèse</b>	1,1	2,4	n/a	1,1	n/a	3,5
<b>S008</b>	<b>Sans orthèse</b>	1,4	1,1	0,8	0,6	2,1	1,7



<b>Avec orthèse</b>	1,3	1,2	0,7	0,6	1,9	1,9
---------------------	-----	-----	-----	-----	-----	-----

Tableau 19 : Pics du chargement tibio-fémoral au cours d'un cycle de marche pour chacun des sujets, avec et sans orthèse. Moyenne sur l'ensemble des orthèses.

#### 4.3.5 Discussion

Cette étude décrit des travaux exploratoires qui visent à déterminer l'évolution du chargement articulaire tibio-fémoral au cours de la marche lors du port de différents types d'orthèse de genou. Une approche expérimentale et une modélisation musculosquelettique sont présentées et permettent d'obtenir une compréhension approfondie des mécanismes de (dé)chargement de l'articulation.

Dans cette approche par modélisation musculosquelettique, le modèle cinématique du genou est décrit par un mécanisme parallèle avec des ligaments dont la variation de longueur est minimisée (Gasparutto et al., 2015). Pour évaluer ce modèle cinématique, la cinématique articulaire estimée à partir de données issues de squats dynamiques a été comparée avec les positions relatives des reconstructions osseuses obtenues à partir d'images EOS acquises lors de postures de squat statique. Cette comparaison est justifiée par le fait que le squat statique et le squat dynamique produisent des cinématiques similaires (Clément et al. 2014). Cette évaluation du mécanisme parallèle personnalisé avait d'ailleurs déjà été mise en œuvre précédemment pour des sujets arthrosiques (Clément et al. 2015). Ainsi, comme l'avait démontré Clément et al. (2015) pour la première fois, des similitudes entre les cinématiques et entre les cartes de distances os-à-os ont été observées, conduisant à une estimation des positions des points de contact également similaires. Les résultats de ces évaluations appuient l'utilisation des trajectoires des points de contact obtenues à partir du mécanisme parallèle personnalisé dans l'analyse dynamique réalisée par la suite. Il faut cependant noter de fortes erreurs de prédiction sur la position de rotation interne-externe à partir du mécanisme parallèle.

Lors de la phase d'appui de la marche, les variations des forces externes exercées par l'orthèse semblent minimales. Seul le moment d'abduction, initialement présent en raison de la correction de l'orthèse, semble non nul. L'étude réalisée par Brandon et al. (2019) rapporte un moment d'abduction du même ordre de grandeur mais plus élevé que celui calculé dans notre étude ce qui peut s'expliquer par une correction initiale plus importante appliquée par leurs orthèses. Le moment d'abduction reste relativement constant lors de la phase d'appui, mais une variation de ce moment est rapportée lors de la phase oscillante, ce qui est également observé dans notre étude. Une variation de 10% à 20% du moment d'abduction avait été observée en début de phase d'appui (Schmalz et al., 2010), ce qui correspond également aux résultats obtenus ici. En revanche, les résultats diffèrent de l'étude menée par Cusin et al. (2018), qui rapportait une évolution du moment d'abduction lors de la marche très différente des autres auteurs avec notamment une variation en fin d'appui.

Cette étude s'intéresse à la répartition du chargement tibio-fémoral et observe une augmentation du chargement dans le compartiment médial lors de la marche. Cette observation est contraire à ce qui a été précédemment constaté en statique (partie 4.2) ou dans la littérature (Brandon et al., 2019; Hall et al., 2019). Pour expliquer cela, il est important de noter que ces résultats sont basés sur l'étude de seulement 5 sujets et, comme déjà constaté, des comportements très différents peuvent être observés entre les patients (Clouthier et al., 2017). Ces résultats présentent les chargements aux pics lors de la phase d'appui de la marche. Bien que le deuxième pic semble systématiquement augmenté, l'évolution du premier pic varie davantage selon les sujets. Ces résultats diffèrent des résultats présentés dans la première partie de ce chapitre, qui portait sur des données de squats statiques. Cependant, le moment

d'abduction intersegmentaire au niveau du genou est beaucoup plus fort lors de la marche que lors de postures de squat statique. Par conséquent, il est possible que l'effet de l'orthèse sur ce degré de liberté soit minime face aux autres efforts externes liés au mouvement dynamique. Enfin, bien que la corrélation n'ait pas été significative dans l'étude statique, il a été observé que plus les points de contact sont latéraux, plus la force médiale est forte (Dumas et al., 2020). Ce déplacement latéral pourrait être causé par l'orthèse et peut être nécessaire pour rétablir une configuration articulaire plus saine chez les patients arthrosiques (Zeighami et al., 2017). Cela permettrait notamment de charger une zone du cartilage propice à soutenir un tel chargement. Plus précisément, il est intéressant de noter que les points de contact estimés à la marche avec le modèle cinématique personnalisé du sujet S002 semblent plutôt être latéralisés avec l'orthèse, tandis que ceux du sujet S006 semblent médialisés. Comme attendu, les 1<sup>ers</sup> pics du chargement médiaux de ces deux sujets sont respectivement augmentés et diminués.

En plus des limitations déjà mentionnées concernant la modélisation de l'orthèse, ici, le déplacement relatif de l'orthèse par rapport au squelette est calculé à partir des positions des osseuses après optimisation cinématique. Les marqueurs collés sur l'orthèse étant associés au segment osseux sous-jacent lors de l'optimisation, le déplacement relatif avec le squelette est donc nécessairement limité. De plus, la personnalisation du modèle du genou via les trajectoires des points de contact n'a pas pu être directement utilisée dans cette étude, et le mécanisme parallèle utilisé n'a pu être validé que pour deux postures de flexion sous charge (0° et 25°). De plus, ce modèle cinématique nécessite l'utilisation de pondérations des pénalités relatives aux déformations des ligaments, ce qui rend le modèle plus difficilement reproductible et fiable. Certaines limitations expérimentales précédemment identifiées ont néanmoins été résolues dans cette étude : aucun support de positionnement dans la cabine EOS n'a été utilisé et une orthésiste était présente lors des essais afin de positionner l'orthèse sur le patient limitant ainsi les biais liés à un mauvais positionnement de l'orthèse. Enfin, des électrodes EMGs ont été ajoutées, mais seules les activités de quelques muscles ont pu être mesurées en raison d'un encombrement important des membres inférieurs. Il aurait été également intéressant de mesurer l'activité des muscles adducteurs et/ou des muscles importants pour l'équilibre, dans une perspective d'évaluation plus approfondie des performances de l'orthèse (tels que le muscle glutéal, le tenseur du fascia lata, l'adducteur ou le sartorius).

Malheureusement, en raison de contraintes de temps liées à la fin de thèse, il n'a pas été possible d'apporter des améliorations supplémentaires au modèle et de poursuivre les analyses. Cependant, des perspectives intéressantes peuvent être envisagées pour des travaux futurs. Tout d'abord, une analyse approfondie des 45 patients ainsi qu'une étude détaillée patient par patient et orthèse par orthèse pourraient être réalisées. Selon les travaux de (Kinney et al., 2013), les alignements dans les plans frontal et transversal de l'articulation jouent un rôle prépondérant dans la distribution du chargement dans le compartiment médial. Il serait pertinent d'examiner plus précisément la cinématique de l'articulation de chaque patient et éventuellement effectuer une classification afin de déterminer quelles caractéristiques conduisent à quelles évolutions du chargement, répondant ainsi à la question : « Quel type d'orthèse est le plus adapté à chaque groupe de patients ? ». Pour cela, il pourrait être également intéressant d'analyser la position des points de contact et les moments intersegmentaires, tel que fait dans l'étude statique (Partie 4.2). En outre, une analyse des résultats lors du squat dynamique (calculés mais non analysés ici) et du lever de chaise, une étude des forces musculo-tendineuses, une analyse des effets compensatoires au niveau de la jambe controlatérale, ainsi qu'une étude des variables globales d'analyse de la marche telles que l'accélération du centre de

masse, la position du centre de pression, la répartition gauche/droite de la force de réaction au sol ou encore la marge de stabilité pourrait faire l'objet de travaux futurs. Ces perspectives offriraient une compréhension plus approfondie du comportement biomécanique des patients et permettraient d'affiner les recommandations lors du choix des orthèses en fonction des caractéristiques spécifiques de chaque patient.

#### 4.4 Conclusion

Bien que cette étude soit en partie exploratoire, elle offre un aperçu d'une méthode intéressante à utiliser pour étudier les performances d'une orthèse de genou. En utilisant un modèle musculosquelettique personnalisé incluant une modélisation de l'orthèse de genou, le chargement articulaire tibio-fémoral a été caractérisé lors de postures de squat statique et lors de la marche sur tapis roulant. Alors que le chargement externe appliqué par l'orthèse semble similaire lors de postures de squat statique et lors du squat dynamique et montre des variations cohérentes pendant la phase oscillante de la marche, l'évolution du chargement articulaire prédit avec orthèse à la marche apparaît contraire à l'évolution générale observée lors de postures de squat statique. La méthodologie adoptée dans cette étude semble prometteuse, et les paramètres identifiés et analysés semblent pertinents pour l'étude des performances d'une orthèse de genou. Cependant, une variabilité inter-individuelle importante semble être la raison des différences observées. Une étude au cas par cas semble donc inévitable pour l'étude des performances de tels dispositifs médicaux.

## 5 Conclusion générale

### 5.1 Rappel des objectifs généraux

L'objectif principal de cette étude était de développer une stratégie d'analyse musculosquelettique personnalisée afin d'étudier les mécanismes de déchargement de l'articulation tibio-fémorale chez les personnes atteintes d'arthrose. Dans un premier temps, ces travaux visaient à évaluer comment le développement et l'utilisation d'un modèle personnalisé, en particulier au niveau des points de contact articulaire, qui sont altérés avec l'arthrose, peut améliorer la prédiction des forces et des moments de contact 3D. Dans ce cas, le modèle a été adapté à la géométrie d'une prothèse totale de genou. L'impact du port d'une orthèse de genou dans le traitement de l'arthrose a ensuite été étudié, nécessitant une réflexion sur l'intégration de ce dispositif externe dans la modélisation musculosquelettique. Une fois une stratégie établie pour répondre à cette problématique, des protocoles expérimentaux ont été mis en place afin de collecter des données, qui ont ensuite été analysées dans le but d'évaluer les performances de différentes orthèses de genou, notamment en termes de déchargement articulaire tibio-fémoral.

### 5.2 Synthèses des études

Chaque chapitre de ce manuscrit présente plusieurs résultats clés qui apportent des éléments de réponses aux objectifs énoncés précédemment et qui jouent un rôle essentiel dans la continuité des travaux effectués. Les paragraphes suivants reprennent ces résultats majeurs.

**La personnalisation du modèle musculosquelettique** – Dans la première partie de ces travaux de doctorat, nous avons comparé les forces et moments de contact articulaire en 3D entre une version générique et une version personnalisée du modèle musculosquelettique du LBMC aux mesures de références obtenues à partir d'un implant instrumenté pour 6 sujets avec une prothèse totale de genou. La personnalisation du modèle concerne l'articulation du genou et consiste principalement à définir les contraintes cinématiques par les trajectoires des points de contact personnalisés pour chaque sujet au cours du mouvement. Les lignes d'action musculaires entourant le genou, la position de l'articulation patello-fémorale, la longueur et la position du tendon patellaire ont également été modifiées. Les mouvements de marche et de squat ont été analysés. Le modèle générique ne permet pas de décrire la cinématique 3D de l'articulation hors du plan sagittal. Le modèle personnalisé semble prédire une cinématique très proche de la cinématique réelle (les points de contact définis pendant le squat sont donc cohérents avec le mouvement des implants pendant la marche). Les performances du modèle personnalisé dans l'estimation du chargement tibio-fémoral dépendent des mouvements étudiés ainsi que des degrés de liberté considérés. Dans l'ensemble, cette étude fournit des informations pour de futures améliorations des prédictions du chargement articulaire.

**La modélisation de l'interface avec un dispositif externe** – Cette deuxième partie aborde dans une première étude la problématique de la prise en compte du comportement mécanique des tissus mous dans les modèles multi-corps. Pour cela, ces travaux se sont appuyés sur l'utilisation d'une méthode par analyse vibrationnelle afin d'estimer les coefficients de raideurs tridimensionnelles des tissus mous des segments cuisse et jambe. Nous nous sommes intéressés aux propriétés des tissus mous lors de quatre activités effectuées par 6 sujets avec une prothèse totale de genou (les mêmes que dans la première partie) : la marche, la descente d'escalier, le squat et le lever de chaise. Des similitudes ont été observées entre les coefficients de raideurs en translations calculés dans notre étude et ceux rapportés par d'anciens travaux. Cependant les raideurs en rotations se sont révélées plus élevées.

Une dépendance entre les raideurs et les sujets, les activités, les segments ainsi que les degrés de liberté étudiés a été montrée. Cette étude propose une méthode numérique innovante pour la caractérisation mécanique des tissus mous à l'interface avec un dispositif externe tel qu'une orthèse de genou.

Dans une seconde étude, une méthodologie pour caractériser le chargement appliqué par une orthèse de genou sur le squelette du membre inférieur est proposée basée sur la radiographie biplane (système EOS). Les orthèses étudiées sont des orthèses valgusantes dotées d'une correction supplémentaire de la translation médiale entre le tibia et le fémur. La prise en compte du comportement mécanique des tissus mous permet de caractériser les chargements appliqués directement au niveau de l'articulation (là où les moments intersegmentaires sont aussi calculés par dynamique inverse), contrairement à la majorité des études antérieures. De plus cette étude offre un aperçu des mouvements relatifs de l'orthèse par rapport au squelette, qui peuvent être déterminant quant à son efficacité, pourtant peu étudiés jusqu'à présent. Les chargements résultants de la déformation des tissus à l'interface entre les segments et l'orthèse, étudiés sur 14 sujets arthrosiques, semblent réalistes et peuvent entraîner des modifications importantes des chargements intersegmentaires au niveau de genou. Cette méthodologie semble prometteuse pour améliorer l'étude des performances d'une orthèse.

**Les performances d'une orthèse de genou** – Cette dernière partie des travaux de thèse s'est concentrée sur l'étude des performances d'une orthèse de genou lors de postures de squat statique et lors de la marche. Cette étude s'interroge sur l'effet de ces orthèses sur les forces de contact tibio-fémorales, paramètres déterminant dans la progression de l'arthrose du genou. Par le biais d'une analyse musculosquelettique, d'imagerie radiographique biplane et d'analyse du mouvement par capture d'images cette étude s'intéresse plus précisément à l'effet de la modélisation d'une orthèse de genou sur le chargement articulaire. La contribution scientifique consiste principalement à affiner la modélisation de l'orthèse en prenant en compte la raideur des tissus mous. Les corrélations entre le chargement articulaire et les moments intersegmentaires ainsi qu'avec la position des points de contact sont également examinés sur 14 sujets arthrosiques (les mêmes que dans la deuxième partie du chapitre III). Les résultats ont montré que l'application de moments d'abduction et d'extension par l'orthèse peut entraîner un déchargement de l'articulation tibio-fémorale. Cette étude souligne donc l'importance de modéliser le chargement externe appliqué par l'orthèse. Alors que les effets du moment d'abduction sont largement étudiés aujourd'hui, cette étude suggère que les futures recherches s'intéressent davantage au moment d'extension dans le développement et la conception de tels dispositifs médicaux. Cette étude suggère également l'identification de caractéristiques biomécaniques permettant de classer la population arthrosique afin de mieux comprendre et de prédire leur réaction face au port d'une orthèse de genou. Pour l'étude de la marche, sur 5 sujets arthrosiques d'une campagne expérimentale en cours, les résultats controversés entre les sujets mettent en évidence l'importance d'étudier l'influence de l'orthèse sur le chargement de chaque patient de manière individuelle.

### 5.3 Limitations et perspectives

Dans le chapitre II, nous abordons la problématique de la personnalisation d'un modèle musculosquelettique du membre inférieur. Certaines améliorations possibles ont déjà été mentionnées dans la littérature. Notre étude se concentre sur la personnalisation de l'articulation du genou uniquement. Il serait intéressant, par exemple, d'explorer la personnalisation des modèles des articulations de la cheville et de la hanche à partir des géométries osseuses. L'imagerie radiographique

EOS à faible dose présente de grandes promesses dans ce domaine, car elle permet une reconstruction rapide en 3D des segments osseux avec des méthodes semi-automatiques, voire automatiques pour la plupart des parties du corps humain, tout en minimisant l'irradiation. La personnalisation de la cheville avait d'ailleurs été évoquée au début de la thèse, mais n'a pas été réalisée en raison de la complexité des géométries osseuses de cette articulation (talus, calcaneus), qui sont encore difficiles à reconstruire avec précision. L'augmentation du nombre de lignes d'action musculaire et la personnalisation des insertions et des origines musculaires sont également des pistes d'amélioration qui ont été évoquées. Bien que ces pistes n'aient pas été explorées, les outils nécessaires sont déjà en cours de développement et pourraient être mis en œuvre prochainement. Il serait également intéressant de modifier la technique de mise à l'échelle utilisée jusqu'à présent. En effet, bien que nous ayons modifié cette technique dans nos travaux, passant d'une mise à l'échelle globale à une mise à l'échelle locale de chaque segment indépendamment, elle reste linéaire le long des axes longitudinaux des segments. De nouvelles techniques 3D personnalisées commencent pourtant à être développées et publiées dans la littérature. Malgré les avancées technologiques qui facilitent de plus en plus la personnalisation des modèles, sa mise en œuvre reste complexe et nous avons pu constater que ses effets sur les prédictions étaient limités. Il serait bénéfique d'effectuer des analyses de sensibilité pour déterminer quels paramètres de personnalisation ont le plus d'influence. Dans le cas spécifique des implants, une modélisation paramétrique adaptée à la géométrie de l'implant pourrait suffire à améliorer la validité des résultats. Cette personnalisation serait potentiellement suffisante pour aider la conception, le design et le développement de ce type de dispositif médicaux, notamment en permettant une meilleure compréhension des mécanismes de chargement et en fournissant des informations essentielles pour les essais mécaniques de fatigue actuellement réalisés pour valider les performances d'un implant, en termes d'usure ou de descellement, par exemple. Dans le cas particulier de l'étude d'une population arthrosique, cependant, nous avons observé d'importantes variations géométriques entre les patients qui entraînent une grande variabilité inter-sujets dans les trajectoires des points de contact et la cinématique tibio-fémorale. C'est là que la personnalisation, bien que complexe à mettre en place, prend tout son sens. Il est important de garder à l'esprit que ces altérations du modèle amélioreront potentiellement certaines prédictions mais pas d'autres, ce qui nécessite une interprétation appropriée des résultats obtenus.

Le chapitre III propose l'intégration d'un dispositif externe dans la modélisation. Pour cela, les tissus mous de la jambe et de la cuisse ont été caractérisés par leurs raideurs tridimensionnelles rapportées dans la littérature. Cette caractérisation n'est alors pas personnalisée à la population étudiée. En effet, la caractérisation mécanique des tissus mous reste encore un défi important, et il est nécessaire de s'y attarder afin d'améliorer les modélisations multi-corps largement développées et utilisées aujourd'hui. En plus des caractéristiques anatomiques, il serait intéressant d'effectuer une caractérisation mécanique plus précise de l'orthèse et de son interaction avec le membre inférieur, en prenant notamment en compte son comportement déformable, le serrage et le glissement éventuel sur la peau lors des mouvements. Il convient notamment de souligner que le comportement mécanique des tissus mous dépend de la profondeur des tissus étudiés et donc du serrage du dispositif. Cependant, il est important de rappeler que la littérature ne rapporte que peu de glissement d'une orthèse sur la cuisse jusqu'à présent. De plus, les chargements caractérisés par la méthode proposée se sont avérés cohérents avec les quelques valeurs disponibles dans la littérature ainsi qu'avec le comportement attendu de l'orthèse. Afin de valider ces résultats, la mise en place d'un protocole expérimental a été envisagée au cours de cette thèse, mais le recrutement d'un étudiant à la maîtrise sur ce sujet a été



retardé. Des travaux sont actuellement en cours à Montréal, et les résultats de cette thèse peuvent alors contribuer à identifier les chargements prédominants, tels que le moment de flexion, afin de mettre en place un dispositif de mesure permettant de mesurer ces chargements, sans nécessairement essayer de définir le chargement tridimensionnel.

Finalement, le dernier chapitre de cette thèse porte sur l'étude des performances biomécaniques d'une orthèse de genou. Dans ces travaux, afin de quantifier l'efficacité des orthèses, l'attention s'est uniquement portée sur l'estimation des variables biomécaniques. Cependant, comme mentionné précédemment, prendre en compte le confort des patients est devenu incontournable aujourd'hui. La littérature a rapporté des complications dues au glissement, à un mauvais ajustement ou encore à des irritations cutanées. D'autre part, un intérêt majeur de ce type de modélisation est d'aider les thérapeutes dans l'analyse, la prédiction et le traitement des maladies. Pour cela, un diagnostic en temps réel serait optimal. Alors que les systèmes commercialisés permettent aujourd'hui une analyse cinématique en temps réel, la détermination des activités musculaires et des forces de contact en temps réel reste encore limitée. De plus, l'étude des activités quotidiennes qui se sont révélées plus handicapantes pour la population arthrosique, telles que se lever d'une chaise, sortir du lit ou faire ses lacets, serait intéressante à mener. Enfin, l'analyse des efforts musculaires et des compensations au niveau de la jambe controlatérale ou des variables globales (l'accélération du centre de masse, la répartition gauche-droite de la force au sol ou la marge de stabilité) pourrait potentiellement fournir de précieuses informations sur l'initiation et l'évolution de la maladie. Il est important de souligner ici que des compensations excessives peuvent entraîner d'autres problèmes ostéo-articulaires, notamment du côté controlatéral.

## 5.4 Conclusion

La réalisation de ces travaux de thèse a été à la fois stimulante et exigeante, car ils se voulaient traiter des problématiques peu explorées jusqu'à présent telles que l'analyse musculosquelettique d'une population arthrosique lors de mouvement de squat. Dans cette optique, l'amélioration des modèles musculosquelettiques par la personnalisation articulaire semblait cruciale et a donc été une piste analysée. Cependant, les résultats obtenus restent mitigés, car la personnalisation demande beaucoup d'efforts pour une amélioration relativement limitée de la prédiction des variables, du moins pour les variables les plus étudiées aujourd'hui telles que le chargement articulaire supérieur-inférieur. Cependant, pour d'autres aspects tels que l'étude de la fatigue mécanique pour le développement d'implants de genou, cette approche reste prometteuse. D'autre part, l'intégration d'un dispositif externe à cette modélisation a également représenté une étape challengeante lors de ces travaux, et l'approche scientifique proposée en réponse semble prometteuse et mérite d'être approfondie. Enfin, les résultats montrent que la globalité de la méthodologie explorée, basée sur une analyse musculosquelettique et des protocoles expérimentaux, semble pertinente et peut apporter des éléments de réponse dans l'étude des performances d'une orthèse de genou.

En réponse à la question "Que faire lorsque l'on est atteint(e) d'arthrose, en dehors de la chirurgie et des médicaments ?", il semble inévitable de privilégier un traitement individualisé. Les résultats de ces travaux de thèse montrent que, pour améliorer la qualité de vie des patients arthrosiques, le port d'une orthèse peut être adapté à une partie de la population et contribue à influencer positivement certains paramètres biomécaniques liés au développement de l'arthrose. Bien que les performances biomécaniques semblent de plus en plus prometteuses, les limites de ces dispositifs médicaux,



notamment en termes de confort, constituent encore un obstacle à leur utilisation quotidienne. Il reste ainsi encore à trouver un équilibre entre les performances et le confort. Les avancées technologiques et la progression des connaissances sur l'arthrose permettront probablement de relever ce défi dans les années à venir. Des études supplémentaires mises en place sur de longues durées, portant sur des cohortes de patients arthrosiques, sont nécessaires pour analyser l'évolution de l'arthrose avec le port quotidien d'une orthèse. Ceci permettra de confirmer ou non les observations actuelles qui suggèrent que la population arthrosique peut être subdivisée en sous-groupes, définis en fonction de paramètres biomécaniques, réagissant différemment au port de l'orthèse. Cela fournira des informations essentielles pour la prise en charge des patients dès le diagnostic établi et permettra potentiellement de limiter les traitements médicamenteux et les interventions chirurgicales.

## Publications et Communications

Les recherches menées durant ce doctorat ont abouti à plusieurs publications et présentations lors de congrès internationaux, voici la liste :

### Publications soumises à des journaux :

**S. Guitteny**, Y. Lafon, V. Bonnet, R. Aissaoui, R. Dumas. *Dynamic estimation of soft tissues stiffness for use in modelling socket, orthosis or exoskeleton interfaces with lower limb segments*. Journal of Biomechanics. Accepté. 2022

Z. Pomarat, **S. Guitteny**, R. Dumas, A. Muller. *Kinetics influence of multibody kinematics optimization for soft tissue artefact compensation*. Journal of Biomechanics. Accepté. 2023

**S. Guitteny**, R. Aissaoui, R. Dumas. *Can a musculoskeletal model adapted to knee implant geometry improve prediction of 3D contact forces and moments?* Annals of Biomedical Engineering. Accepté. 2023

**S. Guitteny**, R. Aissaoui, J. Bleau, R. Dumas. *Advanced methods for modeling knee orthosis: Impact on Tibiofemoral Intersegmental Moments and Contact Loads*. Springer book Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics. Soumis. 2023

### Conférences nationales :

M. Berger\*, **S. Guitteny**, N. El Abiad, J. Ronné, A. Muller, A. Naaim, T. Robert. *Evaluation de la localisation préférentielle d'un accéléromètre comme outil de mesure de l'activité physique : étude préliminaire*. SOFAMEA. 2022. (Oral)

### Conférences internationales :

**S. Guitteny\***, Y. Lafon, V. Bonnet, R. Aissaoui, R. Dumas. *Dynamic estimation of soft tissues stiffness of lower limb segment during squatting*. The XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics . 2021. (Poster)

**S. Guitteny\***, R. Dumas, Y. Lafon. *A reduced finite element model for virtual prototyping of knee orthosis*. 46<sup>ème</sup> congrès de la Société de Biomécanique. 2021. (Oral)

Z. Pomarat, **S. Guitteny**, R. Dumas, A. Muller\*. *Influence of multibody kinematics optimization on knee intersegmental moments assessment*. 17<sup>th</sup> International Symposium of 3-D Analysis of Human Movement. 2022 (Oral)

**S. Guitteny\***, R. Aissaoui, R. Dumas. *Subject-specific knee joint in musculoskeletal modelling: contact forces and moments during gait for two patients with total knee arthroplasty*. The Virtual Physiological Human conference. 2022. (Oral)

**S. Guitteny\***, R. Aissaoui, A. Zeighami, R. Dumas. *Subject-specific osteoarthritic knee joint modelling for contact forces estimation during squat*. 47<sup>ème</sup> congrès de la Société de Biomécanique. 2022. (Oral)

**S. Guitteny\***, R. Aissaoui, R. Dumas. *How does knee orthosis modelling influence the prediction of contact forces?* The 18<sup>th</sup> International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2023. (Oral)

**S. Guitteny\***, R. Aissaoui, J. Bleau, R. Dumas. *Impact of 3D unload orthosis on tibiofemoral contact forces in relation to adduction moment and contact locations.* 48<sup>ème</sup> congrès de la Société de Biomécanique. 2023. (Oral)

\*: Orateur lors du congrès

## Références

- Akbarshahi, M., Schache, A.G., Fernandez, J.W., Baker, R., Banks, S., Pandy, M.G., 2010. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of Biomechanics* 43, 1292–1301. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.002>
- Alonso, F.J., Del Castillo, J.M., Pintado, P., 2007. Motion data processing and wobbling mass modelling in the inverse dynamics of skeletal models. *Mechanism and Machine Theory* 42, 1153–1169. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2006.08.006>
- Amiri, P., Davis, E.M., Outerleys, J., Miller, R.H., Brandon, S., Astephen Wilson, J.L., 2023. High tibiofemoral contact and muscle forces during gait are associated with radiographic knee OA progression over 3 years. *The Knee* 41, 245–256. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2023.01.012>
- Ancillao, A., Aertbeliën, E., De Schutter, J., 2021. Effect of the soft tissue artifact on marker measurements and on the calculation of the helical axis of the knee during a gait cycle: A study on the CAMS-Knee data set. *Human Movement Science* 80, 102866. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102866>
- Andersen, M.S., Damsgaard, M., MacWilliams, B., Rasmussen, J., 2010. A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13, 171–183. <https://doi.org/10.1080/10255840903067080>
- Andersen, M.S., Damsgaard, M., Rasmussen, J., 2009. Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12, 371–384. <https://doi.org/10.1080/10255840802459412>
- Andriacchi, T.P., Mündermann, A., Smith, R.L., Alexander, E.J., Dyrby, C.O., Koo, S., 2004. A Framework for the in Vivo Pathomechanics of Osteoarthritis at the Knee. *Annals of Biomedical Engineering* 32, 447–457. <https://doi.org/10.1023/B:ABME.0000017541.82498.37>
- Arazpour, M., Hutchins, S.W., Bani, M.A., Curran, S., Aksenov, A., 2014. The influence of a bespoke unloader knee brace on gait in medial compartment osteoarthritis: A pilot study. *Prosthetics & Orthotics International* 38, 379–386. <https://doi.org/10.1177/0309364613504780>
- Arch, E.S., Stanhope, S.J., Higginson, J.S., 2016. Passive-dynamic ankle-foot orthosis replicates soleus but not gastrocnemius muscle function during stance in gait: Insights for orthosis prescription. *Prosthet Orthot Int* 40, 606–616. <https://doi.org/10.1177/0309364615592693>
- Asbeck, A.T., De Rossi, S.M.M., Holt, K.G., Walsh, C.J., 2015. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *The International Journal of Robotics Research* 34, 744–762. <https://doi.org/10.1177/0278364914562476>
- Au, A.G., James Raso, V., Liggins, A.B., Amirfazli, A., 2007. Contribution of loading conditions and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements. *Journal of Biomechanics* 40, 1410–1416. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.020>
- Barré, A., Aissaoui, R., Aminian, K., Dumas, R., 2017. Assessment of the lower limb soft tissue artefact at marker-cluster level with a high-density marker set during walking. *Journal of Biomechanics* 62, 21–26. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.036>
- Barre, A., Armand, S., 2014. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 114, 80–87. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.01.012>
- Barzan, M., Modenese, L., Carty, C.P., Maine, S., Stockton, C.A., Sancisi, N., Lewis, A., Grant, J., Lloyd, D.G., Brito da Luz, S., 2019. Development and validation of subject-specific pediatric multibody knee kinematic models with ligamentous constraints. *Journal of Biomechanics* 93, 194–203. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.001>
- Becanovic, F., Bonnet, V., Dumas, R., Jovanovic, K., Mohammed, S., 2023. Force Sharing Problem During Gait Using Inverse Optimal Control. *IEEE Robot. Autom. Lett.* 8, 872–879. <https://doi.org/10.1109/LRA.2022.3217398>

- Bedo, B.L.S., Catelli, D.S., Lamontagne, M., Santiago, P.R.P., 2020. A custom musculoskeletal model for estimation of medial and lateral tibiofemoral contact forces during tasks with high knee and hip flexions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23, 658–663. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1757662>
- Begon, M., Andersen, M.S., Dumas, R., 2018. Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review. *Journal of Biomechanical Engineering* 140, 030801. <https://doi.org/10.1115/1.4038741>
- Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S., Yang, K.H., 2004. A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanics* 37, 1019–1030. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.022>
- Bennett, K.J., Pizzolato, C., Martelli, S., Bahl, J.S., Sivakumar, A., Atkins, G.J., Bogdan Solomon, L., Thewlis, D., 2022. EMG-Informed\_Neuromusculoskeletal\_Models\_Accurately\_Predict\_Knee>Loading\_Measured\_Using\_Instrumented\_Implants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 69, 2268–2275.
- Benoit, D.L., Damsgaard, M., Andersen, M.S., 2015. Surface marker cluster translation, rotation, scaling and deformation: Their contribution to soft tissue artefact and impact on knee joint kinematics. *Journal of Biomechanics* 48, 2124–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.050>
- Bergmann, G., Bender, A., Graichen, F., Dymke, J., Rohlmann, A., Trepczynski, A., Heller, M.O., Kutzner, I., 2014. Standardized Loads Acting in Knee Implants. *PLoS ONE* 9, e86035. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0086035>
- Bhave, A., 2013. Gait and clinical improvement with a novel knee brace for knee OA. *Osteoarthritis and Cartilage* 21, S276. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.02.578>
- Bishop, E.L., McGibbon, C.A., Kuntze, G., Clark, M.L., Cowper-Smith, C., Ronsky, J.L., 2023. Tricompartement offloader knee brace reduces contact forces in adults with multicompartement knee osteoarthritis. *Journal Orthopaedic Research* jor.25556. <https://doi.org/10.1002/jor.25556>
- Blunn, G.W., Joshi, A.B., Minns, R.J., Lidgren, L., Lilley, P., Ryd, L., Engelbrecht, E., Walker, P.S., 1997. Wear in retrieved condylar knee arthroplasties. *The Journal of Arthroplasty* 12, 281–290. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(97\)90024-3](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(97)90024-3)
- Bohannon, R.W., Williams Andrews, A., 2011. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 97, 182–189. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
- Bonci, T., Camomilla, V., Dumas, R., Chèze, L., Cappozzo, A., 2014. A soft tissue artefact model driven by proximal and distal joint kinematics. *Journal of Biomechanics* 47, 2354–2361. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.029>
- Brand, A., Klöpfer-Krämer, I., Morgenstern, M., Kröger, I., Michel, B., Thannheimer, A., Müßig, J.A., Augat, P., 2017. Effects of knee orthosis adjustment on biomechanical performance and clinical outcome in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics & Orthotics International* 41, 587–594. <https://doi.org/10.1177/0309364617691623>
- Brandon, S.C.E., Brown, M.J., Clouthier, A.L., Campbell, A., Richards, J.D., Deluzio, K.J., 2019. Contributions of muscles and external forces to medial knee load reduction due to osteoarthritis braces. *The Knee* 26, 564–577. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.04.006>
- Brito da Luz, S., Modenese, L., Sancisi, N., Mills, P.M., Kennedy, B., Beck, B.R., Lloyd, D.G., 2017. Feasibility of using MRIs to create subject-specific parallel-mechanism joint models. *Journal of Biomechanics* 53, 45–55. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.018>
- Budarick, A.R., MacKeil, B.E., Fitzgerald, S., Cowper-Smith, C.D., 2020. Design Evaluation of a Novel Multicompartement Unloader Knee Brace. *Journal of Biomechanical Engineering* 142, 014502. <https://doi.org/10.1115/1.4044818>
- Byrapogu, V., Gale, T., Dukens, L., Hamlin, B., Urish, K.L., Anderst, W., 2023. How well does intra-operative contact path predict post-operative contact path during activities of daily living. *Medical Engineering & Physics* 111, 103948.

- Camomilla, V., Dumas, R., Cappozzo, A., 2017. Human movement analysis: The soft tissue artefact issue. *Journal of Biomechanics* 62, 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.001>
- Carbone, V., Fluit, R., Pellikaan, P., Van Der Krogt, M.M., Janssen, D., Damsgaard, M., Vigneron, L., Feilkas, T., Koopman, H.F.J.M., Verdonschot, N., 2015. TLEM 2.0 – A comprehensive musculoskeletal geometry dataset for subject-specific modeling of lower extremity. *Journal of Biomechanics* 48, 734–741. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.034>
- Catelli, D.S., Wesseling, M., Jonkers, I., Lamontagne, M., 2019. A musculoskeletal model customized for squatting task. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22, 21–24. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1523396>
- Cereatti, A., Bonci, T., Akbarshahi, M., Aminian, K., Barré, A., Begon, M., Benoit, D.L., Charbonnier, C., Dal Maso, F., Fantozzi, S., Lin, C.-C., Lu, T.-W., Pandy, M.G., Stagni, R., van den Bogert, A.J., Camomilla, V., 2017. Standardization proposal of soft tissue artefact description for data sharing in human motion measurements. *Journal of Biomechanics* 62, 5–13. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.004>
- Challis, J.H., 1995. A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics* 28, 733–737.
- Chander, D.S., Cavatorta, M.P., n.d. Modelling friction at the mechanical interface between the human and the exoskeleton 18.
- Chen, Z., Zhang, X., Ardestani, M.M., Wang, L., Liu, Y., Lian, Q., He, J., Li, D., Jin, Z., 2014. Prediction of in vivo joint mechanics of an artificial knee implant using rigid multi-body dynamics with elastic contacts. *Proc Inst Mech Eng H* 228, 564–575. <https://doi.org/10.1177/0954411914537476>
- Cherry, M.S., Kota, S., Young, A., Ferris, D.P., 2016. Running With an Elastic Lower Limb Exoskeleton. *Journal of Applied Biomechanics* 32, 269–277. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0155>
- Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J., 1998. Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Human Movement Science* 17, 1–15. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(97\)00018-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(97)00018-3)
- Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics* 28, 879–884.
- Chèze, L., Moissenet, F., Dumas, R., 2015. State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications. *Mov Sport Sci/Sci Mot* 7–17. <https://doi.org/10.1051/sm/2012026>
- Clarys, J.P., Marfell-Jones, M.J., 1986. Anthropometric Prediction of Component Tissue Masses in the Minor Limb Segments of the Human Body. *Human Biology* 58, 761–769.
- Clément, J., de Guise, J.A., Fuentes, A., Hagemester, N., 2018. Comparison of soft tissue artifact and its effects on knee kinematics between non-obese and obese subjects performing a squatting activity recorded using an exoskeleton. *Gait & Posture* 61, 197–203. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.009>
- Clément, J., Dumas, R., Hagemester, N., de Guise, J.A., 2015. Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by multi-body optimization: Performance of subject-specific knee joint models. *Journal of Biomechanics* 48, 3796–3802. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.040>
- Clouthier, A.L., Hassan, E.A., Brandon, S.C.E., Campbell, A., Rainbow, M.J., Deluzio, K.J., 2017. Identification of good candidates for valgus bracing as a treatment for medial knee osteoarthritis: Identification of good candidates for valgus bracing. *J. Orthop. Res.* <https://doi.org/10.1002/jor.23663>
- Conconi, M., Pompili, A., Sancisi, N., Parenti-Castelli, V., 2021. Quantification of the errors associated with marker occlusion in stereophotogrammetric systems and implications on gait analysis. *Journal of Biomechanics* 114, 110162. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110162>
- Curreli, C., Di Puccio, F., Davico, G., Modenese, L., Viceconti, M., 2021. Using Musculoskeletal Models to Estimate in vivo Total Knee Replacement Kinematics and Loads: Effect of Differences



- Between Models. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 9, 703508.  
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.703508>
- Cusin, E., Honeine, J.L., Schieppati, M., Rougier, P.R., 2018. A Simple Method for Measuring the Changeable Mechanical Action of Unloader Knee Braces for Osteoarthritis. *IRBM* 39, 136–142. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.02.003>
- Dahlkvist, N.J., Mayo, P., Seedhom, B.B., 1982. Forces during Squatting and Rising from a Deep Squat. *Engineering in Medicine* 11, 69–76. [https://doi.org/10.1243/EMED\\_JOUR\\_1982\\_011\\_019\\_02](https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1982_011_019_02)
- Daley, B.J., Ralston, J.L., Brown, T.D., Brand, R.A., 1993. A Parametric Design Evaluation of Lateral Prophylactic Knee Braces. *Journal of Biomechanical Engineering* 115, 131–136.  
<https://doi.org/10.1115/1.2894112>
- De Jalón, J.G., Unda, J., Avello, A., 1986. Natural coordinates for the computer analysis of multibody systems. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 56, 309–327.  
[https://doi.org/10.1016/0045-7825\(86\)90044-7](https://doi.org/10.1016/0045-7825(86)90044-7)
- Dejtiar, D.L., Dzialo, C.M., Pedersen, P.H., Jensen, K.K., Fleron, M.K., Andersen, M.S., 2020. Development and Evaluation of a Subject-Specific Lower Limb Model With an Eleven-Degrees-of-Freedom Natural Knee Model Using Magnetic Resonance and Biplanar X-Ray Imaging During a Quasi-Static Lunge. *Journal of Biomechanical Engineering* 142, 061001.  
<https://doi.org/10.1115/1.4044245>
- Della Croce, U., Crapanzano, F., Li, L., Kasi, P.K., Patriitti, B.L., Mancinelli, C., Hunter, D.J., Stamenović, D., Harvey, W.F., Bonato, P., 2013. A Preliminary Assessment of a Novel Pneumatic Unloading Knee Brace on the Gait Mechanics of Patients With Knee Osteoarthritis. *PM&R* 5, 816–824.  
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.06.008>
- Dell’Isola, A., Smith, S.L., Andersen, M.S., Steultjens, M., 2017. Knee internal contact force in a varus malaligned phenotype in knee osteoarthritis (KOA). *Osteoarthritis and Cartilage* 25, 2007–2013. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2017.08.010>
- 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, 1940–1950.  
<https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M., 1990. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37, 757–767. <https://doi.org/10.1109/10.102791>
- DeMers, M.S., Pal, S., Delp, S.L., 2014. Changes in tibiofemoral forces due to variations in muscle activity during walking: tibiofemoral forces and muscle activity. *J. Orthop. Res* 32, 769–776.  
<https://doi.org/10.1002/jor.22601>
- Desailly, E., Sardain, P., Khouri, N., Yepremian, D., Lacouture, P., 2010. The convex wrapping algorithm: A method for identifying muscle paths using the underlying bone mesh. *Journal of Biomechanics* 43, 2601–2607. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.005>
- Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., O’Connor, J.J., Leardini, A., 2007. Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. *Med Bio Eng Comput* 45, 305–313. <https://doi.org/10.1007/s11517-007-0160-7>
- D’Isidoro, F., Brockmann, C., Ferguson, S.J., 2020. Effects of the soft tissue artefact on the hip joint kinematics during unrestricted activities of daily living. *Journal of Biomechanics* 104, 109717.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109717>
- Dorn, T.W., Lin, Y.-C., Pandy, M.G., 2012. Estimates of muscle function in human gait depend on how foot-ground contact is modelled. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15, 657–668. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.554413>
- Dreyer, M.J., Trepczynski, A., Hosseini Nasab, S.H., Kutzner, I., Schütz, P., Weisse, B., Dymke, J., Postolka, B., Moewis, P., Bergmann, G., Duda, G.N., Taylor, W.R., Damm, P., Smith, C.R., 2022. European Society of Biomechanics S.M. Perren Award 2022: Standardized tibio-femoral implant loads and kinematics. *Journal of Biomechanics* 141, 111171.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111171>



- D'Souza, N., Charlton, J., Grayson, J., Kobayashi, S., Hutchison, L., Hunt, M., Simic, M., 2022. Are biomechanics during gait associated with the structural disease onset and progression of lower limb osteoarthritis? A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage* 30, 381–394. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2021.10.010>
- Duffell, L.D., Southgate, D.F.L., Gulati, V., McGregor, A.H., 2014. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 39, 1057–1061. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.005>
- Dumas, R., Barré, A., Moissenet, F., Aissaoui, R., 2019a. Can a reduction approach predict reliable joint contact and musculo-tendon forces? *Journal of Biomechanics* 95, 109329. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109329>
- Dumas, R., Chèze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Med Bio Eng Comput* 45, 315–322. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0156-8>
- Dumas, R., Cheze, L., Moissenet, F., 2019b. Multibody Optimisations: From Kinematic Constraints to Knee Contact Forces and Ligament Forces, in: Venture, G., Laumond, J.-P., Watier, B. (Eds.), *Biomechanics of Anthropomorphic Systems*, Springer Tracts in Advanced Robotics. Springer International Publishing, Cham, pp. 65–89. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-93870-7\\_4](https://doi.org/10.1007/978-3-319-93870-7_4)
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40, 543–553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- Dumas, R., Jacquelin, E., 2017. Stiffness of a wobbling mass models analysed by a smooth orthogonal decomposition of the skin movement relative to the underlying bone. *Journal of Biomechanics* 62, 47–52. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.002>
- Dumas, R., Moissenet, F., 2020. Accuracy of the tibiofemoral contact forces estimated by a subject-specific musculoskeletal model with fluoroscopy-based contact point trajectories. *Journal of Biomechanics* 113, 110117. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110117>
- Dumas, R., Wojtuszczyk, J., 2018. Estimation of the Body Segment Inertial Parameters for the Rigid Body Biomechanical Models Used in Motion Analysis, in: *Handbook of Human Motion*. Springer International Publishing, Cham, pp. 47–77. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4\\_147](https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_147)
- Dumas, R., Zeighami, A., Aissaoui, R., 2020. Knee Medial and Lateral Contact Forces Computed Along Subject-Specific Contact Point Trajectories of Healthy Volunteers and Osteoarthritic Patients, in: Ateshian, G.A., Myers, K.M., Tavares, J.M.R.S. (Eds.), *Computer Methods, Imaging and Visualization in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics. Springer International Publishing, Cham, pp. 457–463. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-43195-2\\_36](https://doi.org/10.1007/978-3-030-43195-2_36)
- Duprey, S., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of Biomechanics* 43, 2858–2862. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.010>
- Dzialo, C.M., Pedersen, P.H., Jensen, K.K., de Zee, M., Andersen, M.S., 2019. Evaluation of predicted patellofemoral joint kinematics with a moving-axis joint model. *Medical Engineering & Physics* 73, 85–91. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.08.001>
- Dzialo, C.M., Pedersen, P.H., Simonsen, C.W., Jensen, K.K., De Zee, M., Andersen, M.S., 2018. Development and validation of a subject-specific moving-axis tibiofemoral joint model using MRI and EOS imaging during a quasi-static lunge. *Journal of Biomechanics* 72, 71–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.032>
- Ebert, J.R., Hambly, K., Joss, B., Ackland, T.R., Donnelly, C.J., 2014. Does an Unloader Brace Reduce Knee Loading in Normally Aligned Knees? *Clin Orthop Relat Res* 472, 915–922. <https://doi.org/10.1007/s11999-013-3297-8>
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2007. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics* 40, 2150–2157. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.026>

- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics* 39, 2798–2809. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics* 22, 131–154. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005>
- Erickson, A.R., Yasuda, K., Beynon, B., Johnson, R., Pope, M., 1993. An in vitro dynamic evaluation of prophylactic knee braces during lateral impact loading. *Am J Sports Med* 21, 26–35. <https://doi.org/10.1177/036354659302100105>
- Esfafilian, A., Karimi, M.T., Eshraghi, A., 2012. Design and Evaluation of a New Type of Knee Orthosis to Align the Mediolateral Angle of the Knee Joint with Osteoarthritis. *Advances in Orthopedics* 2012, 1–6. <https://doi.org/10.1155/2012/104927>
- Falisse, A., Serrancolí, G., Dembia, C.L., Gillis, J., Jonkers, I., De Groot, F., 2019. Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies. *J. R. Soc. Interface*. 16, 20190402. <https://doi.org/10.1098/rsif.2019.0402>
- Fantini Pagani, C.H., Böhle, C., Potthast, W., Brüggemann, G.-P., 2010a. Short-Term Effects of a Dedicated Knee Orthosis on Knee Adduction Moment, Pain, and Function in Patients With Osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 91, 1936–1941. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.09.003>
- Fantini Pagani, C.H., Potthast, W., Brüggemann, G.-P., 2010b. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. *Clinical Biomechanics* 25, 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.010>
- Farrokhi, S., Tashman, S., Gil, A.B., Klatt, B.A., Fitzgerald, G.K., 2012. Are the kinematics of the knee joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-ray study. *Clinical Biomechanics* 27, 384–389. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.009>
- Fesharaki, S.A., Farahmand, F., Saeedi, H., Raeissadat, S.A., Abdollahy, E., Ahmadi, A., Maroufi, N., 2020. The Effects of Knee Orthosis with Two Degrees of Freedom Joint Design on Gait and Sit-to-Stand Task in Patients with Medial Knee Osteoarthritis. *Sultan Qaboos Univ Med J* 20, e324-331. <https://doi.org/10.18295/squmj.2020.20.04.008>
- Fiorentino, N.M., Atkins, P.R., Kutschke, M.J., Bo Foreman, K., Anderson, A.E., 2020. Soft tissue artifact causes underestimation of hip joint kinematics and kinetics in a rigid-body musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics* 108, 109890. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109890>
- Fitzpatrick, C.K., Hemelaar, P., Taylor, M., 2014. Computationally efficient prediction of bone–implant interface micromotion of a cementless tibial tray during gait. *Journal of Biomechanics* 47, 1718–1726. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.02.018>
- Fougeron, N., Rohan, P.-Y., Haering, D., Rose, J.-L., Bonnet, X., Pillet, H., 2020. Combining Freehand Ultrasound-Based Indentation and Inverse Finite Element Modelling for the Identification of Hyperelastic Material Properties of Thigh Soft Tissues 22.
- Fournier, B.N., Lemaire, E.D., Smith, A.J.J., Doumit, M., 2018. Modeling and Simulation of a Lower Extremity Powered Exoskeleton. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 26, 1596–1603. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2854605>
- Fregly, B.J., Besier, T.F., Lloyd, D.G., Delp, S.L., Banks, S.A., Pandy, M.G., D’Lima, D.D., 2012. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads: Grand Challenge competition. *J. Orthop. Res.* 30, 503–513. <https://doi.org/10.1002/jor.22023>
- Gaasbeek, R.D.A., Groen, B.E., Hampsink, B., van Heerwaarden, R.J., Duysens, J., 2007. Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. *Gait & Posture* 26, 3–10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.007>
- Gale, T., Yang, S., McGough, R., Fiedler, G., Anderst, W., 2020. Motion of the residual femur within the socket during gait is associated with patient-reported problems in transfemoral

- amputees. *Journal of Biomechanics* 112, 110050.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110050>
- Gasparutto, X., Moissenet, F., Lafon, Y., Chèze, L., Dumas, R., 2017. Kinematics of the Normal Knee during Dynamic Activities: A Synthesis of Data from Intracortical Pins and Biplane Imaging. *Applied Bionics and Biomechanics* 2017, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2017/1908618>
- Gasparutto, X., Sancisi, N., Jacquelin, E., Parenti-Castelli, V., Dumas, R., 2015. Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints. *Journal of Biomechanics* 48, 1141–1146. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.010>
- Gerus, P., Sartori, M., Besier, T.F., Fregly, B.J., Delp, S.L., Banks, S.A., Pandy, M.G., D’Lima, D.D., Lloyd, D.G., 2013. Subject-specific knee joint geometry improves predictions of medial tibiofemoral contact forces. *Journal of Biomechanics* 46, 2778–2786.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.005>
- Giroux, M., Moissenet, F., Dumas, R., 2013. EMG-based validation of musculo-skeletal models for gait analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16, 152–154.  
<https://doi.org/10.1080/10255842.2013.815878>
- Gittoes, M.J.R., Brewin, M.A., Kerwin, D.G., 2006. Soft tissue contributions to impact forces simulated using a four-segment wobbling mass model of forefoot–heel landings. *Human Movement Science* 25, 775–787. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2006.04.003>
- Gordon, D.F.N., Henderson, G., Vijayakumar, S., 2018. Effectively Quantifying the Performance of Lower-Limb Exoskeletons Over a Range of Walking Conditions. *Front. Robot. AI* 5, 61.  
<https://doi.org/10.3389/frobt.2018.00061>
- Grabke, E.P., Masani, K., Andrysek, J., 2019. Lower Limb Assistive Device Design Optimization Using Musculoskeletal Modeling: A Review. *Journal of Medical Devices* 13, 040801.  
<https://doi.org/10.1115/1.4044739>
- Gray, H.A., Guan, S., Young, T., Dowsey, M., Choong, P., Pandy, M., 2020. Comparison of posterior-stabilized cruciate-retaining and medial-stabilized. *Journal of Orthopaedic Research* 38, 1753–1768.
- Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., Schneider, K., 1998. A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics* 6.
- Guan, S., Gray, H.A., Thomeer, L.T., Pandy, M.G., 2023. A Two-Degree-of-Freedom Knee Model Predicts Full Three-Dimensional Tibiofemoral and Patellofemoral Joint Motion During Functional Activity. *Ann Biomed Eng* 51, 493–505. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03048-2>
- Guitteny, S., Aissaoui, R., Dumas, R., 2023. Can a Musculoskeletal Model Adapted to Knee Implant Geometry Improve Prediction of 3D Contact Forces and Moments? *Ann Biomed Eng*.  
<https://doi.org/10.1007/s10439-023-03216-y>
- Guitteny, S., Lafon, Y., Bonnet, V., Aissaoui, R., Dumas, R., 2022. Dynamic estimation of soft tissue stiffness for use in modeling socket, orthosis or exoskeleton interfaces with lower limb segments. *Journal of Biomechanics* 134, 110987.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110987>
- Guo, L., Luo, Y., Zhou, L., Zhang, Z., Zhao, Y., Li, J., Wu, D., Wang, S., 2023. Kinematic study of the overall unloading brace for the knee. *Heliyon* 9, e13116.  
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e13116>
- Hall, M., Diamond, L.E., Lenton, G.K., Pizzolato, C., Saxby, D.J., 2019. Immediate effects of valgus knee bracing on tibiofemoral contact forces and knee muscle forces. *Gait & Posture* 68, 55–62.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.009>
- Hallén, L.G., Lindahl, O., 1966. The Screw-home movement in the knee joint 37, 97–106.
- Hara, R., McGinley, J., Briggs, C., Baker, R., Sangeux, M., 2016. Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. *Sci Rep* 6, 37707. <https://doi.org/10.1038/srep37707>
- Harrington, M.E., Zavatsky, A.B., Lawson, S.E.M., Yuan, Z., Theologis, T.N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance

- imaging. *Journal of Biomechanics* 40, 595–602.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>
- Hast, M.W., Piazza, S.J., 2013. Dual-Joint Modeling for Estimation of Total Knee Replacement Contact Forces During Locomotion. *Journal of Biomechanical Engineering* 135, 021013.  
<https://doi.org/10.1115/1.4023320>
- Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Dürselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N.P., Duda, G.N., 2001. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics* 34, 883–893. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00039-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00039-2)
- Holder, J., Drongelen, S., Uhlrich, S.D., Herrmann, E., Meurer, A., Stief, F., 2022. Knee Joint Moments Can Accurately Predict Medial and Lateral Knee Contact Forces in Patients With Valgus Malalignment (preprint). In Review. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-1366268/v1>
- Hosseini Nasab, S.H., Smith, C.R., Maas, A., Vollenweider, A., Dymke, J., Schütz, P., Damm, P., Trepczynski, A., Taylor, W.R., 2022. Uncertainty in Muscle–Tendon Parameters can Greatly Influence the Accuracy of Knee Contact Force Estimates of Musculoskeletal Models. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 10, 808027. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.808027>
- Huber, M., Eschbach, M., Kazerounian, K., Ilies, H., 2021. Functional Evaluation of a Personalized Orthosis for Knee Osteoarthritis: A Motion Capture Analysis. *Journal of Medical Devices* 15, 041003. <https://doi.org/10.1115/1.4051626>
- Hurwitz, D.E., Ryals, A.R., Block, J.A., Sharma, L., Schnitzer, T.J., Andriacchi, T.P., 2000. Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. *J. Orthop. Res.* 18, 572–579.  
<https://doi.org/10.1002/jor.1100180409>
- Imani Nejad, Z., Khalili, K., Hosseini Nasab, S.H., Schütz, P., Damm, P., Trepczynski, A., Taylor, W.R., Smith, C.R., 2020. The Capacity of Generic Musculoskeletal Simulations to Predict Knee Joint Loading Using the CAMS-Knee Datasets. *Ann Biomed Eng* 48, 1430–1440.  
<https://doi.org/10.1007/s10439-020-02465-5>
- Kadaba, M.P., RarnakrishnanM, H.K., Wootten, E., Gaine, J., Gorton, G., Cochran, G.V.B., 1989. Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait 7, 849–860.
- Karimi, M., Saljoghian, P., Fatoye, F., 2015. The Effectiveness of a Newly Designed Orthosis on Knee Contact Forces in Subjects with Knee Osteoarthritis. *Ortop Traumatol Rehabil* 17, 259–263.  
<https://doi.org/10.5604/15093492.1162425>
- Karlsson, D., Tranberg, R., 1999. On skin movement artefact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg. *Human Movement Science* 18, 627–635. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00025-1)
- Kebbach, M., Darowski, M., Krueger, S., Schilling, C., Grupp, T.M., Bader, R., Geier, A., 2020. Musculoskeletal Multibody Simulation Analysis on the Impact of Patellar Component Design and Positioning on Joint Dynamics after Unconstrained Total Knee Arthroplasty. *Materials* 13, 2365. <https://doi.org/10.3390/ma13102365>
- Kia, M., Stylianou, A.P., Guess, T.M., 2014. Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials. *Medical Engineering & Physics* 36, 335–344.  
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.12.007>
- Kinney, A.L., Besier, T.F., Silder, A., Delp, S.L., D’Lima, D.D., Fregly, B.J., 2013. Changes in in vivo knee contact forces through gait modification. *J. Orthop. Res.* 31, 434–440.  
<https://doi.org/10.1002/jor.22240>
- Klein Horsman, M.D., Koopman, H.F.J.M., van der Helm, F.C.T., Prosé, L.P., Veeger, H.E.J., 2007. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics* 22, 239–247.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003>
- Knarr, B.A., Higginson, J.S., 2015. Practical approach to subject-specific estimation of knee joint contact force. *Journal of Biomechanics* 48, 2897–2902.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.020>



- Koller, W., Baca, A., Kainz, H., 2021. Impact of scaling errors of the thigh and shank segments on musculoskeletal simulation results. *Gait & Posture* 87, 65–74. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.016>
- Komistek, R.D., Dennis, D.A., Northcut, E.J., Wood, A., Parker, A.W., Traina, S.M., 1999. An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *The Journal of Arthroplasty* 14, 738–742. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90230-9](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90230-9)
- Kothurkar, R., Lekurwale, R., 2022. Techniques to determine knee joint contact forces during squat: A systematic review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 236, 775–784. <https://doi.org/10.1177/09544119221091609>
- Kothurkar, R., Lekurwale, R., Gad, M., 2023. Comparison of Methods for Predicting Muscle Activations and Knee Joint Contact Forces During Squatting Using OpenSim, in: Vasudevan, H., Kottur, V.K.N., Raina, A.A. (Eds.), *Proceedings of International Conference on Intelligent Manufacturing and Automation, Lecture Notes in Mechanical Engineering*. Springer Nature Singapore, Singapore, pp. 533–540. [https://doi.org/10.1007/978-981-19-7971-2\\_51](https://doi.org/10.1007/978-981-19-7971-2_51)
- Kour, R.Y.N., Guan, S., Dowsey, M.M., Choong, P.F., Pandey, M.G., 2023. Kinematic function of knee implant designs across a range of daily activities. *Journal Orthopaedic Research* 41, 1217–1227. <https://doi.org/10.1002/jor.25476>
- Kozanek, M., Hosseini, A., Liu, F., Van de Velde, S.K., Gill, T.J., Rubash, H.E., Li, G., 2009. Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *Journal of Biomechanics* 42, 1877–1884. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.003>
- Kuiken, T.A., Fey, N.P., Reissman, T., Finucane, S.B., Dumanian, G.A., 2018. Innovative Use of Thighplasty to Improve Prosthesis Fit and Function in a Transfemoral Amputee: Plastic and Reconstructive Surgery - *Global Open* 6, e1632. <https://doi.org/10.1097/GOX.0000000000001632>
- Kumar, D., Manal, K.T., Rudolph, K.S., 2013. Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 21, 298–305. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.11.008>
- Kuo, M.-Y., Tsai, T.-Y., Lin, C.-C., Lu, T.-W., Hsu, H.-C., Shen, W.-C., 2011. Influence of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of total knee replacements during sit-to-stand. *Gait & Posture* 33, 379–384. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.007>
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., Bergmann, G., 2010. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics* 43, 2164–2173. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.046>
- Kutzner, I., Küther, S., Heinlein, B., Dymke, J., Bender, A., Halder, A.M., Bergmann, G., 2011. The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint – in vivo load measurements in three subjects. *Journal of Biomechanics* 44, 1354–1360. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.014>
- Lafortune, M.A., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J., Kalenak, A., 1992. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics* 25, 347–357. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90254-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-X)
- Lamberg, E.M., Streb, R., Werner, M., Kremenic, I., Penna, J., 2016. The 2- and 8-week effects of decompressive brace use in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Prosthetics & Orthotics International* 40, 447–453. <https://doi.org/10.1177/0309364615589537>
- Langlois, K., 2016. Contribution à la modélisation du genou arthrosique. Application à l'étude d'une orthèse de décharge.
- LaPrè, A.K., Price, M.A., Wedge, R.D., Umberger, B.R., Sup, F.C., 2018. Approach for gait analysis in persons with limb loss including residuum and prosthesis socket dynamics. *Int J Numer Meth Biomed Engng* 34, e2936. <https://doi.org/10.1002/cnm.2936>

- Laroche, D., Morisset, C., Fortunet, C., Gremeaux, V., Maillefert, J.-F., Ornetti, P., 2014. Biomechanical effectiveness of a distraction–rotation knee brace in medial knee osteoarthritis: Preliminary results. *The Knee* 21, 710–716. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.02.015>
- Laz, P.J., Pal, S., Fields, A., Petrella, A.J., Rullkoetter, P.J., 2006. Effects of knee simulator loading and alignment variability on predicted implant mechanics: A probabilistic study. *J. Orthop. Res.* 24, 2212–2221. <https://doi.org/10.1002/jor.20254>
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., Giannini, S., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics* 32, 99–103. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00148-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00148-1)
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait & Posture* 21, 212–225. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002>
- Lenhart, R.L., Kaiser, J., Smith, C.R., Thelen, D.G., 2015. Prediction and Validation of Load-Dependent Behavior of the Tibiofemoral and Patellofemoral Joints During Movement. *Ann Biomed Eng* 43, 2675–2685. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1326-3>
- Lerner, Z.F., DeMers, M.S., Delp, S.L., Browning, R.C., 2015. How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. *Journal of Biomechanics* 48, 644–650. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.049>
- Li, C., Hosseini, A., Tsai, T.-Y., Kwon, Y.-M., Li, G., 2015. Articular contact kinematics of the knee before and after a cruciate retaining total knee arthroplasty: CR-TKA contact kinematics. *J. Orthop. Res.* 33, 349–358. <https://doi.org/10.1002/jor.22764>
- Li, G., Kozanek, M., Hosseini, A., Liu, F., Van de Velde, S.K., Rubash, H.E., 2009. New fluoroscopic imaging technique for investigation of 6DOF knee kinematics during treadmill gait. *J Orthop Surg Res* 4, 6. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-4-6>
- Li, J., Tsai, T., Clancy, M.M., Lewis, C.L., Felson, D.T., Li, G., 2022. Cartilage contact characteristics of the knee during gait in individuals with obesity. *Journal Orthopaedic Research* 40, 2480–2487. <https://doi.org/10.1002/jor.25288>
- Liau, J.-J., Cheng, C.-K., Huang, C.-H., Lo, W.-H., 2002. The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses – a finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 17, 140–146. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00109-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00109-7)
- Lim, B., Hyung, S., Kim, K., Lee, J., Jang, J., Shim, Y., 2016. Simulating gait assistance of a hip exoskeleton: Feasibility studies for ankle muscle weaknesses, in: 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Presented at the 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE, Daejeon, South Korea, pp. 5664–5669. <https://doi.org/10.1109/IROS.2016.7759833>
- Lin, Y., Walter, J., Banks, S., Pandy, M., Fregly, B.J., 2010. Simultaneously prediction of muscle and contact forces in the knee during gait. *Journal of biomechanics* 43, 945–952.
- Liu, S., Daluiski, A., Kabo, M., 1995. The effect of thigh soft-tissue stiffness on the control of anterior tibial displacement by function knee orthosis.pdf. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 32, 135–140.
- Lloyd, D.G., Besier, T.F., 2003. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics* 36, 765–776. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00010-1)
- Loncaric, J., 1987. Normal forms of stiffness and compliance matrices. *IEEE J. Robot. Automat.* 3, 567–572. <https://doi.org/10.1109/JRA.1987.1087148>
- Lund, M.E., Andersen, M.S., de Zee, M., Rasmussen, J., 2015. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics* 2, 1–11. <https://doi.org/10.1080/23335432.2014.993706>
- Mallat, R., Bonnet, V., Venture, G., Dumas, R., Khalil, M., Mohammed, S., 2020. Dynamics Assessment and Minimal Model of an Orthosis-Assisted Knee Motion, in: 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). Presented at the 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and

- Biomechatronics (BioRob), IEEE, New York City, NY, USA, pp. 352–357.  
<https://doi.org/10.1109/BioRob49111.2020.9224432>
- Manal, K., Buchanan, T.S., 2022. An Efficient One-Step Moment Balancing Algorithm for Computing Medial and Lateral Knee Compartment Contact Forces. *Journal of Biomechanical Engineering* 144, 034501. <https://doi.org/10.1115/1.4052494>
- Manal, K., Buchanan, T.S., 2013. An Electromyogram-Driven Musculoskeletal Model of the Knee to Predict in Vivo Joint Contact Forces During Normal and Novel Gait Patterns. *Journal of Biomechanical Engineering* 135, 021014. <https://doi.org/10.1115/1.4023457>
- Marra, M.A., Vanheule, V., Fluit, R., Koopman, B.H.F.J.M., Rasmussen, J., Verdonschot, N., Andersen, M.S., 2015. A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict In Vivo Mechanics of Total Knee Arthroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering* 137, 020904. <https://doi.org/10.1115/1.4029258>
- Martelli, S., Sancisi, N., Conconi, M., Pandy, M.G., Kersh, M.E., Parenti-Castelli, V., Reynolds, K.J., 2020. The relationship between tibiofemoral geometry and musculoskeletal function during normal activity. *Gait & Posture* 80, 374–382. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.022>
- Matsuno, H., Kadowaki, K.M., Tsuji, H., 1997. Generation II knee bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78, 745–749. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90083-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90083-6)
- McEwen, H.M.J., Barnett, P.I., Bell, C.J., Farrar, R., Auger, D.D., Stone, M.H., Fisher, J., 2005. The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *Journal of Biomechanics* 38, 357–365. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.015>
- McGeehan, M.A., Adamczyk, P.G., Nichols, K.M., Hahn, M.E., 2021. A Computational Gait Model With a Below-Knee Amputation and a Semi-Active Variable-Stiffness Foot Prosthesis. *Journal of Biomechanical Engineering* 143, 124502. <https://doi.org/10.1115/1.4052108>
- McGibbon, C.A., Brandon, S., Bishop, E.L., Cowper-Smith, C., Biden, E.N., 2021. Biomechanical Study of a Tricompartmental Unloader Brace for Patellofemoral or Multicompartment Knee Osteoarthritis. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 8, 604860. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.604860>
- Meireles, S., De Groote, F., Reeves, N.D., Verschueren, S., Maganaris, C., Luyten, F., Jonkers, I., 2016. Knee contact forces are not altered in early knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 45, 115–120. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.016>
- Meireles, S., Wesseling, M., Smith, C.R., Thelen, D.G., Verschueren, S., Jonkers, I., 2017. Medial knee loading is altered in subjects with early osteoarthritis during gait but not during step-up-and-over task. *PLoS ONE* 12, e0187583. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0187583>
- Moissenet, F., 2011. Modélisation musculo-squelettique: vers un modèle plus proche de la clinique.
- Moissenet, F., Chèze, L., Dumas, R., 2017a. Individual muscle contributions to ground reaction and to joint contact, ligament and bone forces during normal gait. *Multibody Syst Dyn* 40, 193–211. <https://doi.org/10.1007/s11044-017-9564-9>
- Moissenet, F., Chèze, L., Dumas, R., 2016. Influence of the Level of Muscular Redundancy on the Validity of a Musculoskeletal Model. *Journal of Biomechanical Engineering* 138, 021019. <https://doi.org/10.1115/1.4032127>
- Moissenet, F., Chèze, L., Dumas, R., 2014. A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *Journal of Biomechanics* 47, 50–58. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.015>
- Moissenet, F., Modenese, L., Dumas, R., 2017b. Alterations of musculoskeletal models for a more accurate estimation of lower limb joint contact forces during normal gait: A systematic review. *Journal of Biomechanics* 63, 8–20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.025>
- Mouzo, F., Michaud, F., Lugris, U., Cuadrado, J., 2020. Leg-orthosis contact force estimation from gait analysis. *Mechanism and Machine Theory* 148, 103800. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2020.103800>



- Moyer, R.F., Birmingham, T.B., Bryant, D.M., Giffin, J.R., Marriott, K.A., Leitch, K.M., 2015. Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage* 23, 178–188. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.11.018>
- Murphy, M.C., 1990. Geometry and the kinematics of the normal human knee.
- Nagai, K., Yang, S., Fu, F.H., Anderst, W., 2019. Unloader knee brace increases medial compartment joint space during gait in knee osteoarthritis patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27, 2354–2360. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5274-y>
- Navacchia, A., Myers, C.A., Rullkoetter, P.J., Shelburne, K.B., 2016. Prediction of In Vivo Knee Joint Loads Using a Global Probabilistic Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering* 138, 031002. <https://doi.org/10.1115/1.4032379>
- Pain, M.T.G., Challis, J.H., 2004. Wobbling Mass Influence on Impact Ground Reaction Forces: A Simulation Model Sensitivity Analysis. *Journal of Applied Biomechanics* 20, 309–316. <https://doi.org/10.1123/jab.20.3.309>
- Pandy, M.G., 2001. Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 3, 245–273. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.3.1.245>
- Pandy, M.G., Andriacchi, T.P., 2010. Muscle and Joint Function in Human Locomotion. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 12, 401–433. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-070909-105259>
- Papaioannou, G., Mitrogiannis, C., Nianios, G., Fiedler, G., 2010. Assessment of amputee socket–stump–residual bone kinematics during strenuous activities using Dynamic Roentgen Stereogrammetric Analysis. *Journal of Biomechanics* 8.
- Parween, R., Shriram, D., Mohan, R.E., Lee, Y.H.D., Subburaj, K., 2019. Methods for evaluating effects of unloader knee braces on joint health: a review. *Biomed. Eng. Lett.* 9, 153–168. <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00094-z>
- Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M., Baker, R., 2010. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review 8.
- Petersen, E.T., Rytter, S., Koppens, D., Dalsgaard, J., Hansen, T.B., Larsen, N.E., Andersen, M.S., Stilling, M., 2022. Patients with knee osteoarthritis can be divided into subgroups based on tibiofemoral joint kinematics of gait – an exploratory and dynamic radiostereometric study. *Osteoarthritis and Cartilage* 30, 249–259. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2021.10.011>
- Pew, C.A., Roelker, S.A., Klute, G.K., Neptune, R.R., 2021. Analysis of the Relative Motion Between the Socket and Residual Limb in Transtibial Amputees While Wearing a Transverse Rotation Adapter. *Journal of Applied Biomechanics* 37, 21–29. <https://doi.org/10.1123/jab.2019-0362>
- Pierrat, B., Millot, C., Molimard, J., Navarro, L., Calmels, P., Edouard, P., Avril, S., 2015. Characterisation of Knee Brace Migration and Associated Skin Deformation During Flexion by Full-Field Measurements. *Exp Mech* 55, 349–360. <https://doi.org/10.1007/s11340-014-9947-2>
- Pollo, F.E., Otis, J.C., Backus, S.I., Warren, R.F., Wickiewicz, T.L., 2002. Reduction of Medial Compartment Loads with Valgus Bracing of the Osteoarthritic Knee. *Am J Sports Med* 30, 414–421. <https://doi.org/10.1177/03635465020300031801>
- Pomarat, Z., Guitteny, S., Dumas, R., Muller, A., 2023. Kinetics influence of multibody kinematics optimisation for soft tissue artefact compensation. *Journal of Biomechanics* 150, 111514. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111514>
- Rajagopal, A., Dembia, C.L., DeMers, M.S., Delp, D.D., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2016. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 63, 2068–2079. <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891>
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A.J., Lundberg, A., Nigg, B.M., Murphy, N., Stacoff, A., Stano, A., 1997. Tibiofemoral and tibioalcalneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait & Posture* 6, 98–109. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)01110-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)01110-7)
- Reneaud, N., Pierre, E., Zory, R., Chorin, F., Thomas, T., Chavet, P., Coyle, T., Truchet, E., Puech, S., Ollivier, M., Chabrand, P., Gerus, P., 2021. Validity of an instrumented knee brace compared to 3D motion navigation: A cadaveric investigation. *Measurement* 173, 108590. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108590>

- Richard, V., Cappozzo, A., Dumas, R., 2017. Comparative assessment of knee joint models used in multi-body kinematics optimisation for soft tissue artefact compensation. *Journal of Biomechanics* 62, 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.030>
- Richard, V., Lamberto, G., Lu, T.-W., Cappozzo, A., Dumas, R., 2016. Knee Kinematics Estimation Using Multi-Body Optimisation Embedding a Knee Joint Stiffness Matrix: A Feasibility Study. *PLoS ONE* 11, e0157010. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157010>
- Robert-Lachaine, X., Dessery, Y., Belzile, E., Turmel, S., Corbeil, P., 2020. Three-month efficacy of three knee braces in the treatment of medial knee osteoarthritis in a randomized crossover trial.pdf. *Journal of Orthopaedic Research* 38, 2262–2271.
- Sancisi, N., Gasparutto, X., Parenti-Castelli, V., Dumas, R., 2017. A multi-body optimization framework with a knee kinematic model including articular contacts and ligaments. *Meccanica* 52, 695–711. <https://doi.org/10.1007/s11012-016-0532-x>
- Sartori, M., Farina, D., Lloyd, D.G., 2014. Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *Journal of Biomechanics* 47, 3613–3621. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.009>
- Saxby, D.J., Lloyd, D.G., 2017. Osteoarthritis year in review 2016: mechanics. *Osteoarthritis and Cartilage* 25, 190–198. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2016.09.023>
- Schellenberg, F., Taylor, W.R., Trepczynski, A., List, R., Kutzner, I., Schütz, P., Duda, G.N., Lorenzetti, S., 2018. Evaluation of the accuracy of musculoskeletal simulation during squats by means of instrumented knee prostheses. *Medical Engineering & Physics* 61, 95–99. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.09.004>
- Schmalz, T., Knopf, E., Drewitz, H., Blumentritt, S., 2010. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. *JRRD* 47, 419. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2009.05.0067>
- Segal, N.A., Stockman, T.J., Findlay, C.M., Kern, A.M., Ohashi, K., Anderson, D.D., 2015. Effect of a Realignment Brace on Tibiofemoral Contact Stress: Joint Contact Stress Using a Realignment Brace. *Arthritis Care & Research* 67, 1112–1118. <https://doi.org/10.1002/acr.22578>
- Self, B.P., Greenwald, R.M., Pflaste, D.S., 2000. A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee. *Arthritis & Rheumatism* 13, 191–197. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200008\)13:4<191::AID-ANR3>3.0.CO;2-C](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200008)13:4<191::AID-ANR3>3.0.CO;2-C)
- Serrancoli, G., Falisse, A., Dembia, C., Vantilt, J., Tanghe, K., Lefeber, D., Jonkers, I., De Schutter, J., De Groote, F., 2019. Subject-Exoskeleton Contact Model Calibration Leads to Accurate Interaction Force Predictions. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 27, 1597–1605. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2924536>
- Serrancolí, G., Kinney, A.L., Fregly, B.J., Font-Llagunes, J.M., 2016. Neuromusculoskeletal Model Calibration Significantly Affects Predicted Knee Contact Forces for Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 138, 081001. <https://doi.org/10.1115/1.4033673>
- Shafiei, M., Behzadipour, S., 2020. The Effects of the Connection Stiffness of Robotic Exoskeletons on the Gait Quality and Comfort. *Journal of Mechanisms and Robotics* 12, 011007. <https://doi.org/10.1115/1.4044841>
- Shriram, D., Yamako, G., Chosa, E., Lee, Y.H.D., Subburaj, K., 2019. Effects of a valgus unloader brace in the medial meniscectomized knee joint: a biomechanical study. *J Orthop Surg Res* 14, 44. <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1085-1>
- Silva, M., Freitas, B., Andrade, R., Carvalho, Ó., Renjewski, D., Flores, P., Espregueira-Mendes, J., 2021. Current Perspectives on the Biomechanical Modelling of the Human Lower Limb: A Systematic Review. *Arch Computat Methods Eng* 28, 601–636. <https://doi.org/10.1007/s11831-019-09393-1>
- Smith, C., Lenhart, R., Kaiser, J., Vignos, M., Thelen, D., 2015. Influence of Ligament Properties on Tibiofemoral Mechanics in Walking. *J Knee Surg* 29, 099–106. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1558858>

- Söderkvist, I., Wedin, P.-Å., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics* 26, 1473–1477. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90098-Y](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90098-Y)
- Sritharan, P., Lin, Y.-C., Richardson, S.E., Crossley, K.M., Birmingham, T.B., Pandy, M.G., 2017. Musculoskeletal loading in the symptomatic and asymptomatic knees of middle-aged osteoarthritis patients: Force contributions in osteoarthritic knees. *J. Orthop. Res.* 35, 321–330. <https://doi.org/10.1002/jor.23264>
- Steele, K.M., DeMers, M.S., Schwartz, M.H., Delp, S.L., 2012. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait & Posture* 35, 556–560. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.023>
- Stylianou, A.P., Guess, T.M., Kia, M., 2013. Multibody Muscle Driven Model of an Instrumented Prosthetic Knee During Squat and Toe Rise Motions. *Journal of Biomechanical Engineering* 135, 041008. <https://doi.org/10.1115/1.4023982>
- Taylor, W.R., Schütz, P., Bergmann, G., List, R., Postolka, B., Hitz, M., Dymke, J., Damm, P., Duda, G., Gerber, H., Schwachmeyer, V., Hosseini Nasab, S.H., Trepczynski, A., Kutzner, I., 2017. A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: The CAMS-Knee data set. *Journal of Biomechanics* 65, 32–39. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.022>
- Thelen, D.G., Won Choi, K., Schmitz, A.M., 2014. Co-Simulation of Neuromuscular Dynamics and Knee Mechanics During Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 136, 021033. <https://doi.org/10.1115/1.4026358>
- Thomeer, L., Guan, S., Gray, H., Schache, A., De Steiger, R., Pandy, M., 2021. Six-Degree-of-Freedom Tibiofemoral and Patellofemoral Joint Motion During Activities of Daily Living. *Ann Biomed Eng* 49, 1183–1198. <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02646-2>
- Toriyama, M., Deie, M., Shimada, N., Otani, T., Shidahara, H., Maejima, H., Moriyama, H., Shibuya, H., Okuhara, A., Ochi, M., 2011. Effects of unloading bracing on knee and hip joints for patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 26, 497–503. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.003>
- Torricelli, D., Cortés, C., Lete, N., Bertelsen, Á., Gonzalez-Vargas, J.E., del-Ama, A.J., Dimbwadyo, I., Moreno, J.C., Florez, J., Pons, J.L., 2018. A Subject-Specific Kinematic Model to Predict Human Motion in Exoskeleton-Assisted Gait. *Front. Neurobot.* 12, 18. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00018>
- Trepczynski, A., Kutzner, I., Kornaropoulos, E., Taylor, W.R., Duda, G.N., Bergmann, G., Heller, M.O., 2012. Patellofemoral joint contact forces during activities with high knee flexion. *J. Orthop. Res.* 30, 408–415. <https://doi.org/10.1002/jor.21540>
- Trepczynski, A., Kutzner, I., Schütz, P., Dymke, J., List, R., von Roth, P., Moewis, P., Bergmann, G., Taylor, W.R., Duda, G.N., 2019. Tibio-Femoral Contact Force Distribution is Not the Only Factor Governing Pivot Location after Total Knee Arthroplasty. *Sci Rep* 9, 182. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-37189-z>
- Trinler, U., Hollands, K., Jones, R., Baker, R., 2018. A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait & Posture* 61, 353–361. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.005>
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y., Hsu, H.-C., 2009. Quantification of three-dimensional movement of skin markers relative to the underlying bones during functional activities. *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.* 21, 223–232. <https://doi.org/10.4015/S1016237209001283>
- Uchida, T.K., Seth, A., Pouya, S., Dembia, C.L., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2016. Simulating Ideal Assistive Devices to Reduce the Metabolic Cost of Running. *PLoS ONE* 11, e0163417. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0163417>
- Van Den Bogert, A.J., Blana, D., Heinrich, D., 2011. Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. *Procedia IUTAM* 2, 297–316. <https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.027>
- van den Bogert, A.J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., Hardin, E.C., 2013. A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Med Biol Eng Comput* 51, 1069–1077. <https://doi.org/10.1007/s11517-013-1076-z>

- Van Rossom, S., Khatib, N., Holt, C., Van Assche, D., Jonkers, I., 2018. Subjects with medial and lateral tibiofemoral articular cartilage defects do not alter compartmental loading during walking. *Clinical Biomechanics* 60, 149–156. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.10.015>
- Varadarajan, K.M., Moynihan, A.L., D’Lima, D., Colwell, C.W., Li, G., 2008. In vivo contact kinematics and contact forces of the knee after total knee arthroplasty during dynamic weight-bearing activities. *Journal of Biomechanics* 41, 2159–2168. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.021>
- Wakeling, J.M., Liphardt, A.-M., Nigg, B.M., 2003. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *Journal of Biomechanics* 36, 1761–1769. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00216-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00216-1)
- Walck, C., Victor, H., Daryl, O., Todd, F., Tyler, F., 2020. A patient-specific lower extremity biomechanical analysis of a knee orthotic during a deep squat movement. *Medical Engineering & Physics* 80, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.04.007>
- Walker, P.S., Kurosawa, H., Rovick, J.S., Zimmerman, R.A., 1985. External Knee Joint Design Based on Normal Motion. *JRRD* 22, 9. <https://doi.org/10.1682/JRRD.1985.01.0009>
- Walter, J.P., Kinney, A.L., Banks, S.A., D’Lima, D.D., Besier, T.F., Lloyd, D.G., Fregly, B.J., 2014. Muscle Synergies May Improve Optimization Prediction of Knee Contact Forces During Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 136, 021031. <https://doi.org/10.1115/1.4026428>
- Wu, G., Cavanagh, P., n.d. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics* 35, 543–548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Yamaguchi, G.T., Moran, D.W., Sit, J., 1995. A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics. *Journal of Biomechanics* 28, 999–1005.
- Yan, Y., Liu, G., Zhang, L., Gong, R., Fu, P., Han, B., Li, H., 2022. Biomechanical Effect of Valgus Knee Braces on the Treatment of Medial Gonarthrosis: A Systematic Review. *Applied Bionics and Biomechanics* 2022, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2022/4194472>
- Yandell, M.B., Quinlivan, B.T., Popov, D., Walsh, C., Zelik, K.E., 2017. Physical interface dynamics alter how robotic exosuits augment human movement: implications for optimizing wearable assistive devices. *J NeuroEngineering Rehabil* 14, 40. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0247-9>
- Zargham, A., Afschrift, M., De Schutter, J., Jonkers, I., De Groot, F., 2019. Inverse dynamic estimates of muscles recruitment and joint contact forces are more realistic when minimizing muscle activity rather than metabolic energy or contact forces. *Gait & Posture* 74, 223–230.
- Zeighami, A., Aissaoui, R., Dumas, R., 2018. Knee medial and lateral contact forces in a musculoskeletal model with subject-specific contact point trajectories. *Journal of Biomechanics* 69, 138–145. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.021>
- Zeighami, A., Dumas, R., Aissaoui, R., 2021. Knee loading in OA subjects is correlated to flexion and adduction moments. *Scientific Reports*.
- Zeighami, A., Dumas, R., Bleau, J., Lavoie, F., Guise, J. de, Aissaoui, R., 2020. A method for quantitative evaluation of a valgus knee orthosis using biplane x-ray images, in: 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Presented at the 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) in conjunction with the 43rd Annual Conference of the Canadian Medical and Biological Engineering Society, IEEE, Montreal, QC, Canada, pp. 4815–4818. <https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176337>
- Zeighami, A., Dumas, R., Kanhonou, M., Hagemester, N., Lavoie, F., de Guise, J.A., Aissaoui, R., 2017. Tibio-femoral joint contact in healthy and osteoarthritic knees during quasi-static squat: A bi-

- planar X-ray analysis. *Journal of Biomechanics* 53, 178–184.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.015>
- Zhang, L., Liu, G., Yan, Y., Han, B., Li, H., Ma, J., Wang, X., 2022. A subject-specific musculoskeletal model to predict the tibiofemoral contact forces during daily living activities. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 1–14.  
<https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2101889>
- Zhang, L., Liu, Y., Wang, R., Smith, C., Gutierrez-Farewik, E.M., 2021. Modeling and Simulation of a Human Knee Exoskeleton's Assistive Strategies and Interaction. *Front. Neurorobot.* 15, 620928. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.620928>

**Annexes**

## Annexe 1 – Système de coordonnées : ISB et coordonnées naturelles

### Système de coordonnées de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) :

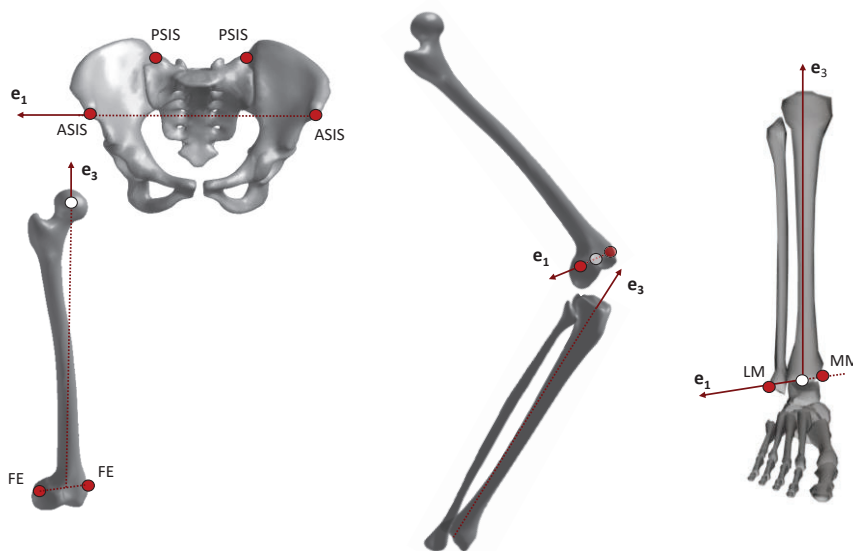
L'étude de Wu et al. (2002) décrit les systèmes de coordonnées de l'ISB associés au membre inférieur.

- A la hanche, l'axe de flexion/extension,  $e_1$ , est parallèle à la ligne connectant les épines iliaques supérieures antérieures gauche et droite. Cet axe pointe vers la droite. L'axe de rotation interne/externe,  $e_3$ , dirigé vers le haut, relie le centre de hanche – origine du repère du fémur – et le milieu des épicondyles médial et latéral.
- Au genou, l'axe de flexion/extension,  $e_1$ , est parallèle à la ligne reliant les épicondyles et pointe vers la droite. L'axe de rotation interne/externe,  $e_3$ , pointe vers le haut et coïncide avec la ligne longitudinale du tibia dans la position neutre reliant les milieux des épicondyles et des malléoles.
- A la cheville, l'axe de flexion/extension,  $e_1$ , est parallèle à la ligne reliant les malléoles médiale et latérale, pointant vers la droite. L'axe de rotation interne/externe,  $e_3$ , coïncide avec celui du genou en position neutre.

Pour chacun de ces repères l'axe antérieur-postérieur,  $e_2$ , pointe vers l'avant et est défini par :

$$e_2 = e_3 \times e_1$$

La Figure 47 adaptée de l'étude de Wu et al. (2002) représentent les différents systèmes de coordonnées de l'ISB explicités ici.



A/PSIS : épine iliaque supérieure antérieure/postérieure ; FE : épicondyle fémoral ; TT : tubérosité tibiale ; L/MM : malléole latérale/médiale

Figure 47 : Système de coordonnées de l'ISB, adaptée de (Wu et al., 2002)



Coordonnées naturelles :

Les coordonnées naturelles (décrites aussi comme complètement cartésiennes) sont constituées des composantes de vecteurs unitaires et des coordonnées de points. Elles sont décrites dans l'étude de Garcia de Jalon et al. (De Jalón et al., 1986). Dans nos travaux, pour décrire la position et l'orientation d'un solide en trois dimensions, deux vecteurs unitaires et deux points sont utilisés. Ce choix nous permet d'obtenir une matrice de masse  $\mathbf{G}$  et des matrices d'interpolation  $N$  constantes et facilite le passage entre moments et forces généralisées. Ce paramétrage s'est également révélé bien adapté à des analyses en biomécanique car il met directement en jeu des points spécifiques tel que les centres articulaires et les axes anatomiques correspondant aux mouvements articulaires (Dumas and Chèze, 2007). Le nombre de contraintes de corps rigides (sachant que les coordonnées correspondantes ne sont pas indépendantes) est alors égal au nombre de coordonnées naturelles (12 dans ce cas) définissant le corps rigide moins les six degrés de liberté d'un corps rigide.

Dans le modèle musculosquelettique utilisé lors de ces travaux de doctorat, initialement développé dans la thèse de Moissenet (2011), douze coordonnées (définissant les vecteurs  $\mathbf{Q}_i$ ) permettent ainsi de positionner chaque segment. Six contraintes de corps rigides leur sont alors imposées.

$$\mathbf{Q}_i = \begin{pmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}P_i \\ \mathbf{r}D_i \\ \mathbf{w}_i \end{pmatrix}$$

$i=1,2,3,4,5$ , les segments ;  $\mathbf{u}_i$ , l'axe antérieur-postérieur ;  $\mathbf{r}P_i$ , le point proximal (supérieur) ;  $\mathbf{r}D_i$ , le point distal (inférieur) et  $\mathbf{w}_i$ , l'axe latéral-médial

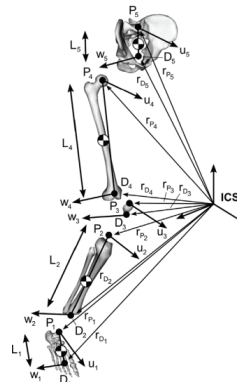


Figure 48 : Paramétrage du modèle squelettique du membre inférieur avec les coordonnées naturelles (Moissenet, 2011)

La position de n'importe quel point  $j$  (marqueurs réels  $\mathbf{r}_{M_i^j}$  ou point virtuel  $\mathbf{r}_{V_i^j}$ ) d'un segment peut être calculée à partir du vecteur  $\mathbf{Q}_i$  :  $\mathbf{r}_{M_i^j} = N_i^{M_i^j} \mathbf{Q}_i$ , avec  $N_i^{M_i^j}$ , une matrice d'interpolation constante et constituée des coordonnées du point dans le système de coordonnées non-orthogonal ( $\mathbf{r}P_i, \mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i = \mathbf{r}P_i - \mathbf{r}D_i, \mathbf{w}_i$ ).

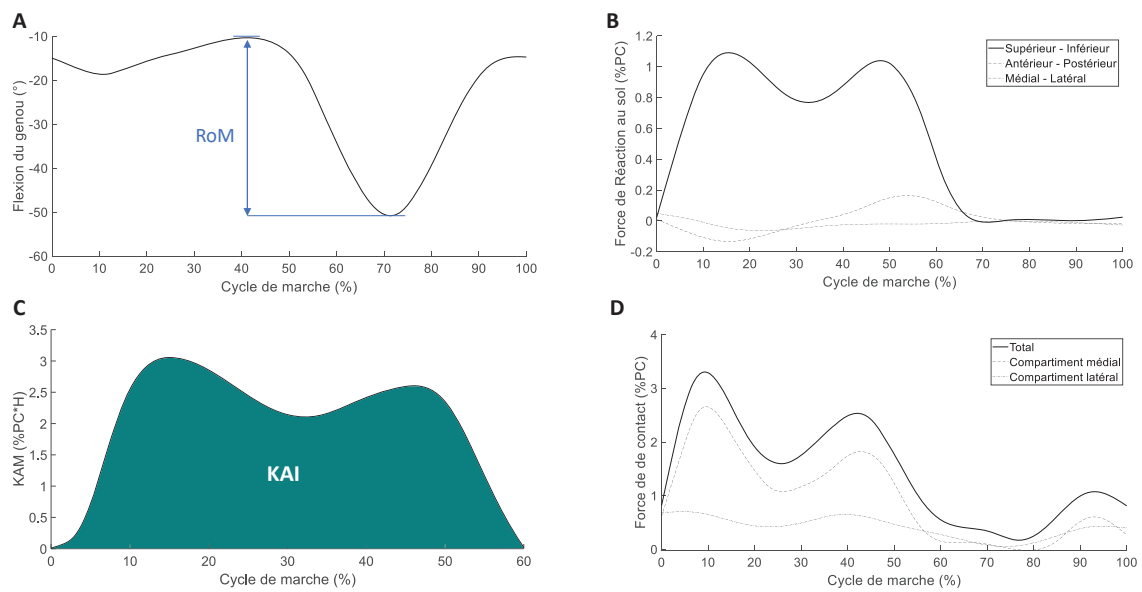
L'utilisation de ce système de coordonnées non orthogonal permet d'obtenir directement la longueur de chaque segment ( $\|\mathbf{r}P_i - \mathbf{r}D_i\|$ ). Certains axes fonctionnels sont aussi directement définis, tels que les axes de flexion/extension du genou et de la cheville ( $\mathbf{w}_i$ ).

Il est possible de relier mathématiquement ces systèmes de coordonnées avec celui de l'ISB via une matrice de transformation constante (appelée  $\mathbf{B}_i$  dans ces travaux).

$$\mathbf{B}_i = \begin{bmatrix} 1 & L_i \cos(\gamma_i) & \frac{\cos(\beta_i)}{\sin(\gamma_i)} \\ 0 & L_i \sin(\gamma_i) & \frac{\cos(\alpha_i) - \cos(\beta_i) \cos(\gamma_i)}{\sin(\gamma_i)} \\ 0 & 0 & \sqrt{1 - (\cos(\beta_i))^2 - \left(\frac{\cos(\alpha_i) - \cos(\beta_i) \cos(\gamma_i)}{\sin(\gamma_i)}\right)^2} \end{bmatrix}$$

$L_i$ , la longueur du segment ;  $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$ , les angles constants entre les axes non-orthogonaux du système de coordonnées ( $\mathbf{r}P_i, \mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i = \mathbf{r}P_i - \mathbf{r}D_i, \mathbf{w}_i$ ).

## Annexe 2 – Principaux paramètres pour l'étude biomécanique de l'articulation tibio-fémorale



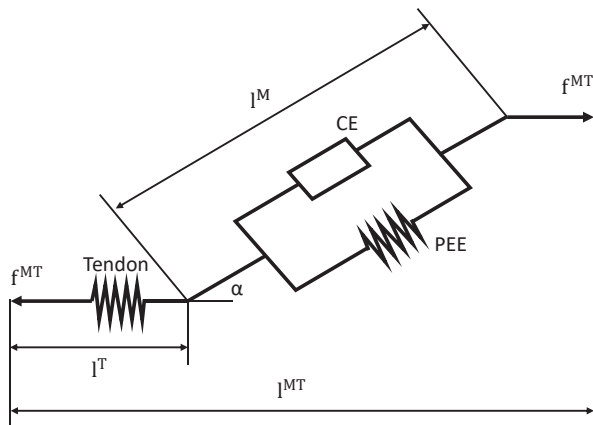
RoM : amplitude de mouvement ; PC : poids du corps ; H : taille (hauteur) ; KAM : moment d'adduction du genou ; KAI : impulsion du moment d'adduction

Figure 49 : Description cinématique et dynamique de la marche. A) Angle de flexion – extension du genou et amplitude de mouvement (ROM), B) Force de réaction au sol, C) Moment d'adduction du genou et impulsion, D) Forces de contact tibio-fémorales. Adaptée de Yan et al.(2022)

### Annexe 3 – Les modèles du complexe muscle-tendon

Les modèles de Hill et de Huxley sont des modèles rhéologiques permettant de décrire le fonctionnement d'une unité musculo-tendineuse.

#### Le modèle de Hill



Composante parallèle élastique (PEE) : permet d'expliquer la force au repos d'un muscle lorsqu'il est étiré.

Composante contractile (CE) : permet d'expliquer l'absence de résistance à la traction lorsqu'un muscle n'est pas activé et la force produite lorsque le muscle est activé.

Composant élastique en série : comportement du tendon.

La force développée par le complexe muscle-tendon dépend de sa longueur ainsi que de sa vitesse d'allongement. Les équations du modèle de Hill sont présentées ci-dessous (Chèze et al., 2015) :

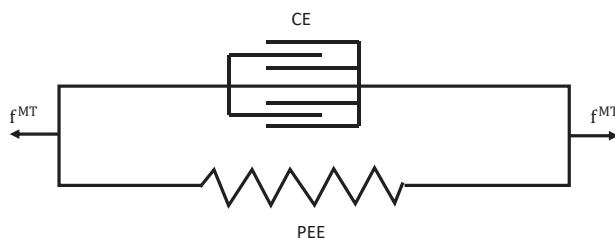
$$f = f^T = f^M \cos(\varphi)$$

avec  $f^T$ , la force du tendon ;  $f^M$ , la force du muscle ;  $\varphi$ , l'angle de pennation.

$$f^M = f^{M0} \cdot (f^{Ma}(l^M)) \cdot f^{Mv}(v^M) \cdot a + f^{Mp}(l^M)$$

avec  $f^{M0}$ , la force maximale isométrique du muscle ;  $l^M$ , la longueur des fibres musculaires ;  $v^M$ , la vitesse d'allongement des fibres musculaires ;  $f^{Ma}(l^M)$ ,  $f^{Mv}(v^M)$ , les relations force-longueur et force-vitesse de la composante active du muscle ;  $f^{Mp}(l^M)$  la relation force-longueur de la composante passive du muscle.

#### Le modèle de Huxley



Composante contractile (CE) : processus de génération de force correspondant aux ponts actine-myosines.

## Annexe 4 – Modélisations effectuées en rapport avec le modèle développé par Dumas et al. (2019b)

- La visualisation du péroné, du talus, du sacrum (iliaque droit et gauche) a été implémentée.
- Les pointages de la tête du péroné et des têtes métatarsiennes 1 et 5 sur les reconstructions de Delp et al. (1990) ont été révisés.
- La mise à l'échelle des segments du modèle (et donc des insertions, origines et points de passage musculaires) est maintenant appliquée indépendamment pour chaque segment ; à moins qu'il n'y ait une différence trop importante entre les facteurs de mise à l'échelle du segment et ceux du fémur et du tibia, auquel cas le facteur utilisé sera la moyenne des facteurs de mise à l'échelle du fémur et du tibia. Cet ajustement s'est révélé nécessaire parce que la longueur du pelvis est définie entre des points tous estimés par régression (centre articulaire lombaire, centre de hanche) ce qui la rend plus incertaine que pour d'autres segments. La longueur du pied est également parfois mal définie à cause de marqueurs placés soit sur le premier orteil, le deuxième orteil ou sur les têtes métatarsiennes, avec le pied chaussé ou non. La mise à l'échelle des articulations est définie par un facteur moyen entre les facteurs des segments proximal et distal de l'articulation.
- Les angles  $\alpha_i$ ,  $\beta_i$ ,  $\gamma_i$ , entre les axes non orthogonaux du système de coordonnées sont définis comme Delp et al. (1990) afin d'éviter la distorsion des segments. Il convient de noter que cela entraîne une diminution de la personnalisation du modèle, en particulier pour l'axe des épicondyles ou des malléoles.
- Les points proximaux  $rP_i$  (pour le segment pelvis) et distaux  $rD_i$  (pour les segments pied, tibia, patella et fémur) et l'axe latéral-médial  $w_i$  sont recalculés après la mise à l'échelle afin d'assurer la cohérence entre les paramètres  $L_i$  et  $\alpha_i$ ,  $\beta_i$ ,  $\gamma_i$ . Enfin la position des marqueurs réels et virtuels en repère segmentaire est aussi recalculée pour tenir compte du nouveau point proximal  $rP_i$  du segment pelvis.

### Annexe 5 – Evaluation modèles MSK : résultats supplémentaires

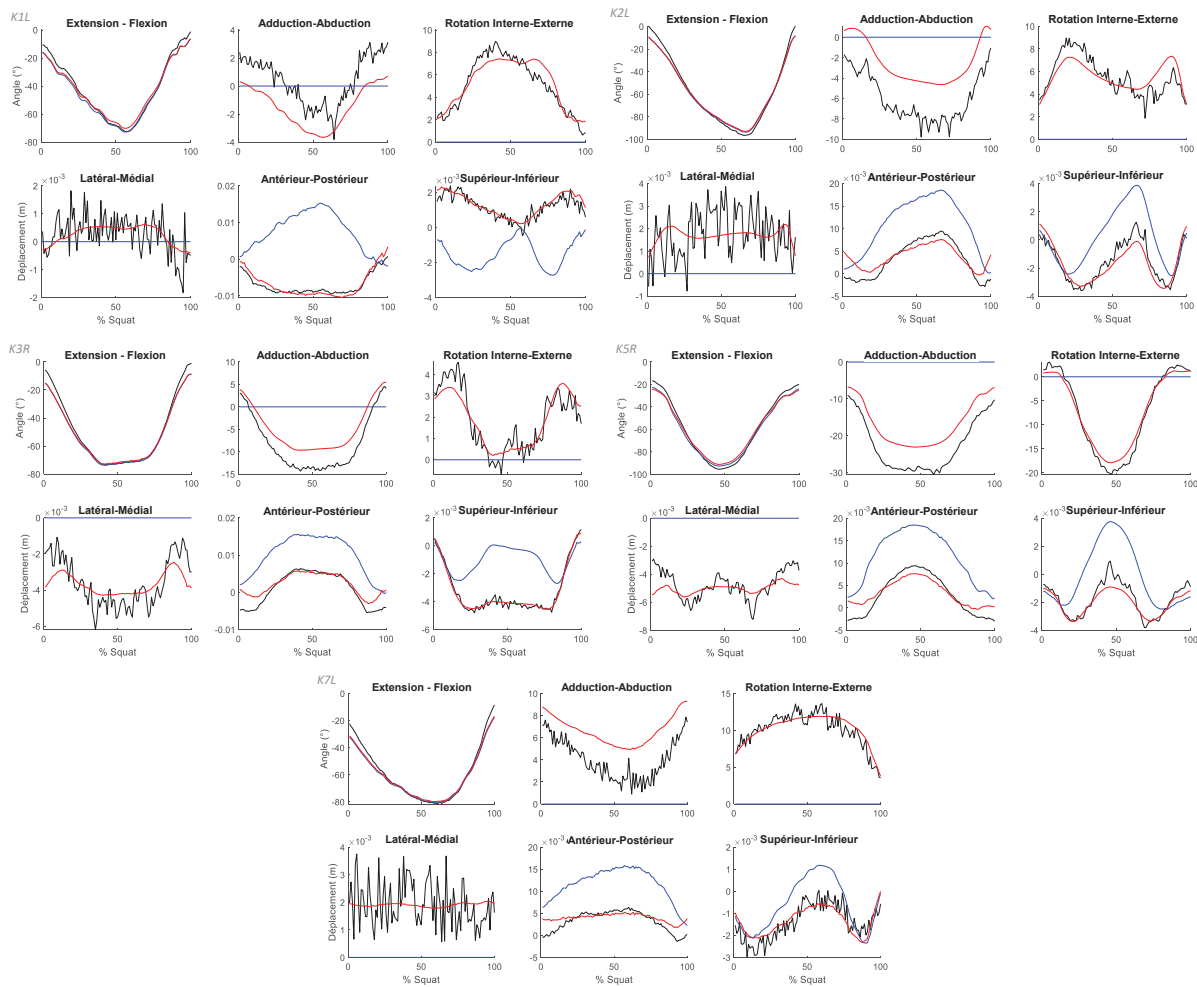


Figure 50 : Cinématique tibio-fémorale sur les six degrés de l'articulation lors du squat pour les 5 autres sujets – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge)

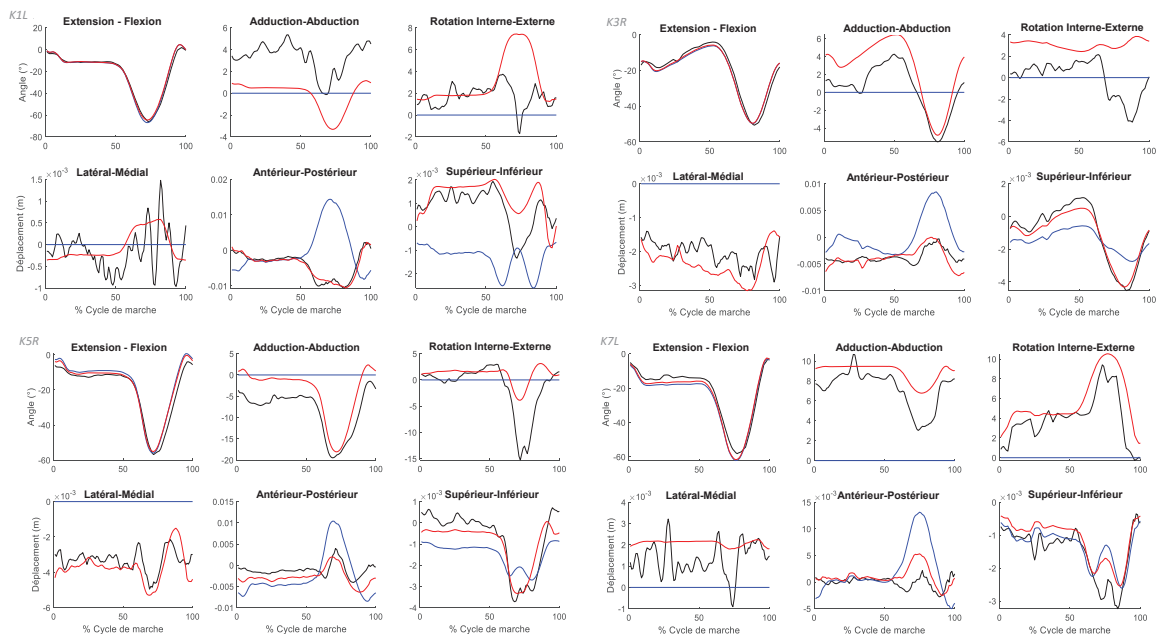


Figure 51 : Cinématique tibio-fémorale sur les six degrés de l'articulation lors de la marche pour les 4 autres sujets – mesures fluoroscopiques (noir), modèle générique (bleu) et personnalisé (rouge)

**Marche**

*Erreurs moyennes aux pics (PC et PC×H)*

	AP		SI		LM		
	1 <sup>er</sup>	2 <sup>ème</sup>	1 <sup>er</sup>	2 <sup>ème</sup>	1 <sup>er</sup>	2 <sup>ème</sup>	3 <sup>ème</sup>
<b>Générique</b>	0,08	0,08	0,23	0,75	0,09	0,13	0,07
<b>Personnalisé</b>	0,07	0,05	0,32	0,73	0,09	0,07	0,08

	AA		IE		FE	
	1 <sup>er</sup>	2 <sup>ème</sup>	1 <sup>er</sup>	2 <sup>ème</sup>	1 <sup>er</sup>	2 <sup>ème</sup>
<b>Générique</b>	4,9e-3	8,1e-3	2,1e-3	2,8e-3	9,4e-3	5,1e-3
<b>Personnalisé</b>	3,2e-3	7,1e-3	1,9e-3	2,6e-3	2,1e-3	0,6e-3

**Squat**

*Erreurs moyennes aux pics (PC et PC×H)*

	AP	SI	LM	AA	IE	FE
<b>Générique</b>	0,55	1,52	0,48	8,8e-3	17,9e-3	50,9e-3
<b>Personnalisé</b>	0,48	0,98	0,6	13,3e-3	7,6e-3	8,9e-3

PC : poids du corps ; H : taille ; AP : antérieur-postérieur ; SI : supérieur-inférieur ; LM : latéral-médial ; AA : adduction-abduction ; IER : interne-externe ; FE : flexion-extension

Tableau 20 : Moyennes des erreurs aux pics des forces et des moments pour tous les sujets pendant la marche et le squat pour les modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge)

		Médial		Latéral		Total	
		1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>	1 <sup>st</sup>	2 <sup>nd</sup>
<b>K1L</b>	<b>Générique</b>	1,11	1,36	0,28	0,66	n/a	2,05
	<b>Personnalisé</b>	1,17	1,27	0,28	0,62	n/a	1,89
<b>K3R</b>	<b>Générique</b>	1,33	n/a	0,72	n/a	2,02	1,48
	<b>Personnalisé</b>	1,53	n/a	0,27	0,52	1,82	1,68
<b>K5R</b>	<b>Générique</b>	1,31	1,81	0,22	0,84	n/a	2,69
	<b>Personnalisé</b>	n/a	1,97	0,46	1,23	n/a	3,16
<b>K7L</b>	<b>Générique</b>	1,91	1,57	0,34	0,53	2,2	1,76
	<b>Personnalisé</b>	2,11	1,91	0,19	0,39	2,14	2,08
<b>K8L</b>	<b>Générique</b>	1,51	1,63	0,21	0,87	1,96	2,50
	<b>Personnalisé</b>	1,84	1,82	0,11	0,80	2,07	2,61
<b>Moyenne ± std</b>	<b>Générique</b>	1,43±0,3	1,59±0,19	0,35±0,21	0,73±0,16	2,06±0,12	2,1±0,50
	<b>Personnalisé</b>	1,66±0,4	1,74±0,32	0,26±0,13	0,71±0,33	2,01±0,17	2,28±0,60
<b>(Gerus et al., 2013)</b>		2,09±0,44	1,78±0,35	1,3±0,82	0,64±0,29	n/a	n/a
<b>(Lerner et al., 2015)</b>		1,69±0,31	1,34±0,38	0,86±0,24	0,60±0,31	n/a	n/a
<b>(Imani Nejad et al., 2020)</b>		n/a	n/a	n/a	n/a	2,64±0,58	
<b>(Dumas and Moissenet, 2020)</b>		1,73±0,24	1,39±0,37	0,54±0,18	0,51±0,11	1,96±0,36	1,88±0,37

Tableau 21 : Distribution du chargement maximal dans les compartiments médial et latéral du genou pendant la marche pour chaque sujet. Comparaison avec les résultats issus de la littérature.

		Médial	Latéral	Total
<b>K1L</b>	<b>Générique</b>	0,58	1,24	1,72



<b>K2L</b>	<b>Personnalisé</b>	0,75	1,50	2,21
	<b>Générique</b>	0,63	1,98	2,6
<b>K3R</b>	<b>Personnalisé</b>	1,69	1,57	3,2
	<b>Générique</b>	0,64	1,53	2,25
<b>K5R</b>	<b>Personnalisé</b>	0,98	1,27	2,25
	<b>Générique</b>	1,12	1,86	2,9
<b>K7L</b>	<b>Personnalisé</b>	1,28	2,39	3,67
	<b>Générique</b>	0,54	0,88	1,33
<b>K8L</b>	<b>Personnalisé</b>	0,54	0,87	1,33
	<b>Générique</b>	0,84	1,50	2,14
<b>Moyenne ± std</b>	<b>Personnalisé</b>	1,36	1,62	2,73
	<b>Générique</b>	0,73±0,22	1,50±0,40	2,16±0,57
(Schellenberg et al., 2018)		n/a	n/a	3,70±0,64
(Imani Nejad et al., 2020)		n/a	n/a	4,66±1,04
(Hosseini Nasab et al., 2022)		n/a	n/a	3,86±0,86
(Bedo et al., 2020)		2,40	4,61	n/a
(Dumas and Moissenet, 2020)		1,26±0,47	0,82±0,42	1,94±0,33

Tableau 22 : Distribution du chargement maximal dans les compartiments médial et latéral du genou pendant le squat pour chaque sujet. Comparaison avec les résultats issus de la littérature.

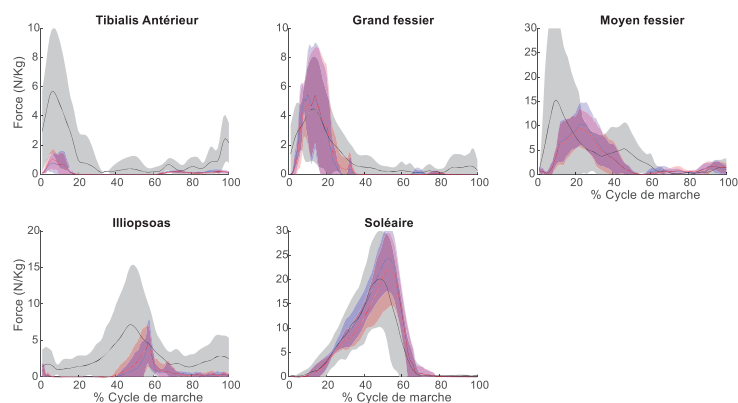


Figure 52 : Forces musculotendineuses du membre inférieur moyennées sur tous les sujets lors de la marche et comparaison aux valeurs de la littérature - (Trinler et al., 2018) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge)

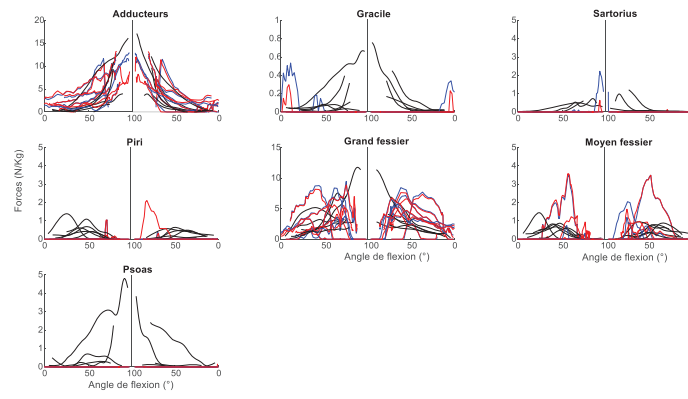


Figure 53 : Forces musculo-tendineuses du membre inférieur pour chacun des sujets lors du squat et comparaison aux valeurs de la littérature - (Hosseini Nasab et al., 2022) (noir), modèles génériques (bleu) et personnalisés (rouge)

## Annexe 6 – La méthode *SOD* : proposé par Dumas et Jacquelin (2017) et adaptée dans ces travaux de doctorat (\*)

Les artefacts de tissus mous de tous les marqueurs  $j$  du segment  $i$  ont été représentés par le vecteur,  $\mathbf{V}_i(k)$ , et (\*) les amplitudes de mouvement,  $a$ , des groupes de marqueurs ont été calculées :

$$\mathbf{V}_i(k) = \begin{pmatrix} \vdots \\ \mathbf{v}_i^j(k) \\ \vdots \end{pmatrix} ; a_i^l(k) = \{\Phi_i^l\}^T \mathbf{V}_i(k)$$

La matrice de covariance a été calculée à partir de ces amplitudes (plutôt que directement à partir du champ d'artefacts), connues à chaque instant  $k$  :

$$\mathbf{S}_i = \frac{1}{n} \{ \dots a_i^l(k) \dots \} \{ \dots a_i^l(k) \dots \}^T$$

(\*) Les amplitudes de mouvements  $a_i^l(k)$  linéaires et en rotations ne peuvent pas être traités simultanément ici car les vecteurs de base unitaires  $\Phi_i^l$  ne sont pas orthogonaux entre eux.

Dans la méthode par décomposition orthogonale, un opérateur différentiel est ensuite introduit :

$$\mathbf{D} = f \begin{bmatrix} -1 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & -1 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

avec  $f$ , la fréquence d'échantillonnage

Cet opérateur permet de calculer les matrices de covariance associées aux vitesses des marqueurs :

$$\mathbf{U}_i = \frac{1}{n-1} \mathbf{D} \{ \dots a_i^l(k) \dots \} \{ \dots a_i^l(k) \dots \}^T [\mathbf{D}]^T$$

Les modes orthogonaux sont ainsi solution du problème aux valeurs propres :

$$\mathbf{S}_i [\dots \Psi_i^l \dots] = \lambda_i \mathbf{U}_i [\dots \Psi_i^l \dots]$$

avec  $\Psi_i^l$  ( $l = 1:3$ ) les vecteurs propres orthogonaux et  $\lambda_i$  une matrice diagonale composée des valeurs propres associées avec  $(\omega_i^l)^2 = (\lambda_i^l)^{-1}$ , les fréquences propres.

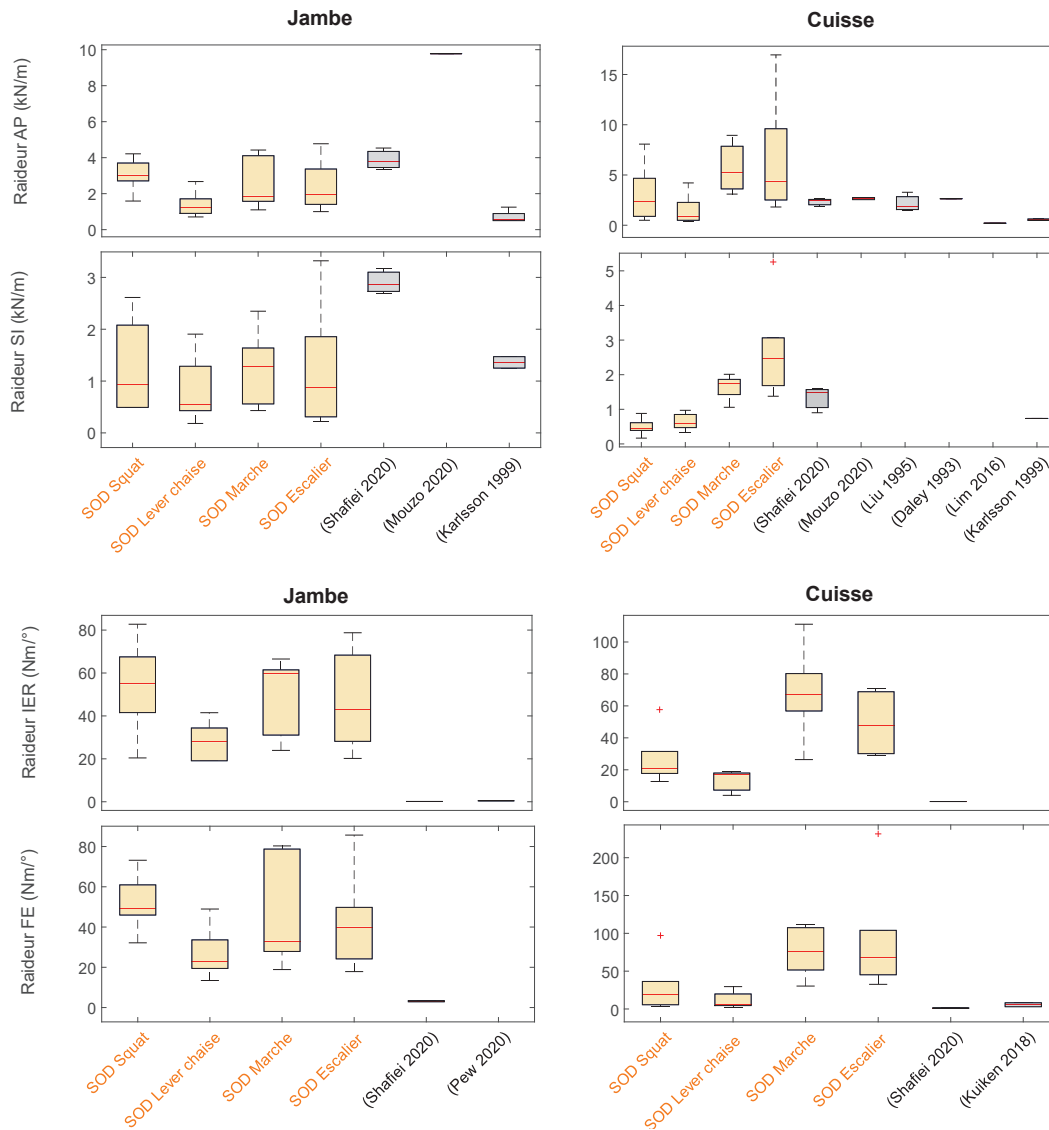
En supposant que les amplitudes de mouvement résultent de vibrations libres non amorties de masses ponctuelles  $M_i$  au barycentre du groupe de marqueurs, la matrice de raideurs est donnée par :

$$\mathbf{K}_i = M_i [\dots \Psi_i^l \dots] [\lambda_i]^{-1} [\dots \Psi_i^l \dots]^{-1}$$

Le problème est résolu par décomposition en éléments propres (fonction *eig* sur Matlab).

Nomenclature			
$i$	Index du segment	$\mathbf{U}$	Matrice de covariance des vitesses (3×3)
$j$	Index du marqueur	$\Psi$	Vecteurs propres (3*n × 3)
$k$	Index du temps	$\lambda, \lambda$	Valeurs propres, matrice diagonale des valeurs propres (3×3)
$n$	Nombre de frames temporelles	$\omega$	Fréquence propre
$m$	Nombre de marqueur sur un segment	$\mathbf{K}$	Matrice de raideurs (3×3)
$\mathbf{r}$	Position de référence d'un marqueur	$M$	Masse
$\mathbf{v}, \mathbf{V}$	Vecteur et champs des artefacts (3m*n × 1)	$\Phi$	Vecteurs de bases (transformation géométrique des marqueurs) (3m*n × 3)
$\mathbf{S}$	Matrice de covariance des amplitudes (3×3)	$\tilde{\mathbf{L}}$	Matrice des bras de levier (3×3)
$\mathbf{D}$	Opérateur différentiel (n-1 × n)	$a$	Amplitudes modales (n × 3)
$f$	Fréquence d'échantillonnage		

### Annexe 7 – Caractérisation des raideurs des tissus mous de la cuisse et de la jambe : résultats supplémentaires



AP : antérieur-postérieur ; SI : supérieur-inférieur ; IER : rotation interne-externe ; FE : flexion-extension

Figure 54: Coefficient de raideurs linéaires et en rotation calculés par SOD pendant des activités dynamiques (squat, assise et lever de chaise, marche, descente d'escalier) (orange) – Comparaison avec les valeurs de la littérature (noir)

## Annexe 8 – Recalage et mise à l'échelle du pelvis dans les radiographies

Le pelvis n'était pas entièrement visible sur les images radiographiques EOS en raison de la position des patients dans la cabine. En effet, les patients étaient tournés à 45° dans la cabine afin de faciliter les reconstructions du membre inférieur et de laisser libre la flexion du genou. La reconstruction multi-vue du pelvis n'était donc pas envisageable. Certains points anatomiques ont alors été pointés sur les images radiographiques lorsqu'ils étaient visibles sur les deux vues : les épines iliaques supérieures et inférieures antérieures et postérieures et la symphyse pubienne.

Pour chacun des sujets, les points visibles en position debout (position pour laquelle le plus de points étaient disponibles) ont été pointés sur le modèle osseux de Delp et al. (1990) puis recalés rigidement, avec un coefficient d'échelle en plus, sur les points anatomiques du sujet (Challis, 1995). La transformation géométrique associée nous a ainsi permis de reconstruire les points manquants dans les images radiographiques.

Il convient de noter que les points - issus du modèle de Delp et al. (1990) et des images EOS - doivent être exprimés dans un même système de coordonnées afin d'effectuer ce recalage. Le recalage des points du modèle de Delp et al. (1990) sur les points anatomiques des images radiographiques a été effectué à la position debout uniquement ; le repère anatomique du fémur a ainsi pu être utilisé pour exprimer les points du pelvis. De plus, le point « sacrum » n'a pas été utilisé pour trouver cette transformation géométrique car le point sacrum indiqué sur le modèle de Delp et al. (1990) n'est pas sur l'os. Enfin, le centre de hanche a été ajouté au nuage de points et une pondération plus forte a été appliquée sur ce point lors du recalage.

Pour les positions fléchies, la translation du centre de hanche mesurée entre deux positions a été appliquée au pelvis initialement localisé en position debout. Aucune rotation du pelvis lors de la flexion n'a alors été prise en compte dans cette méthode.

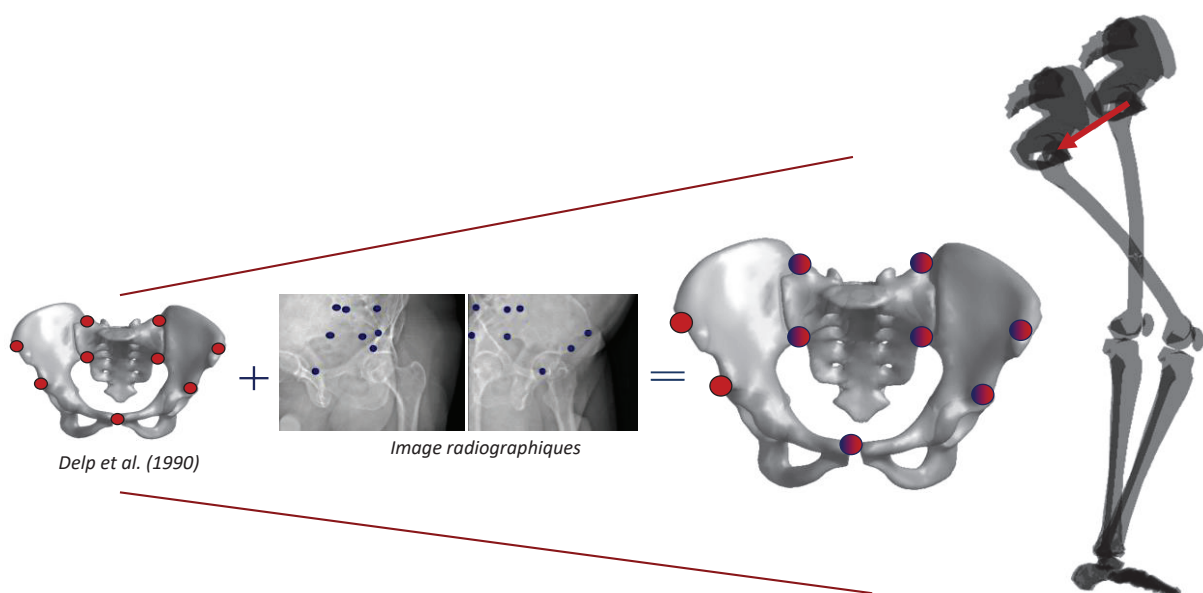


Figure 55 : Processus de recalage et mise à l'échelle du pelvis

### Annexe 9 – Modélisation d’une orthèse de genou : résultats supplémentaires

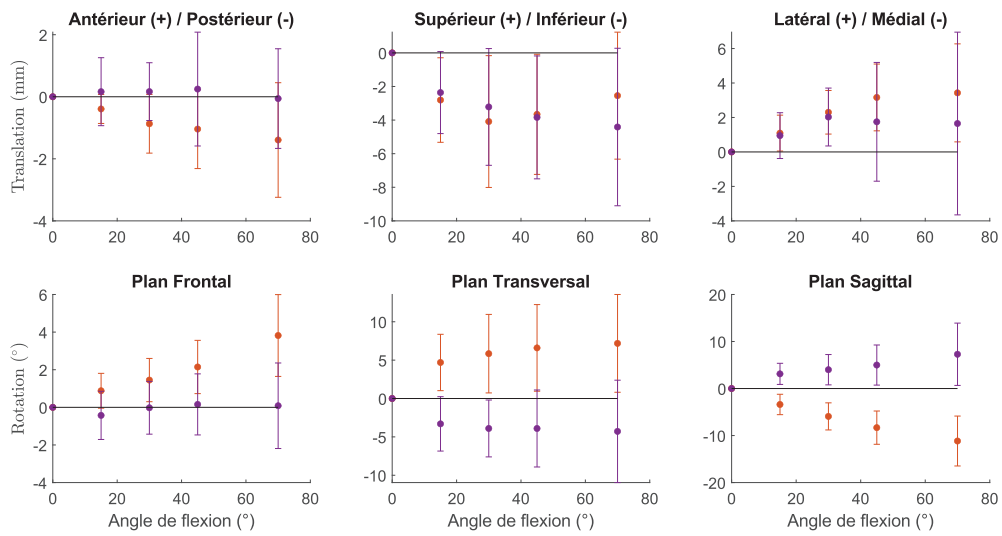


Figure 56 : Translations des parties tibiale (violet) et fémorale (orange) de l’orthèse, exprimées dans les systèmes de coordonnées des segments sous-jacents respectifs. Les lignes verticales représentent l’écart-type et les points représentent les moyennes.

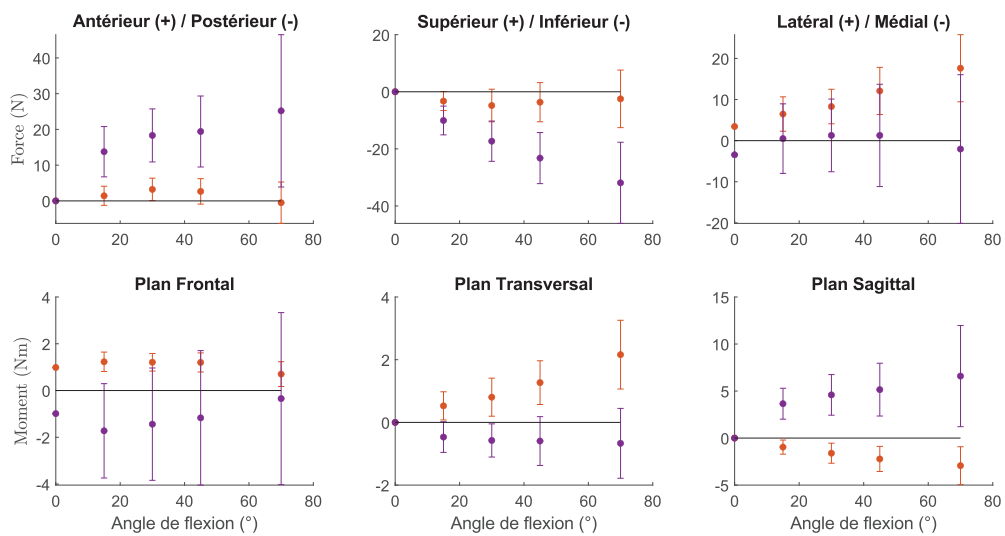


Figure 57: Chargement exercé par l’orthèse au niveau du genou appliqué aux segments osseux tibia (violet) et fémur (orange) et exprimé dans le repère de l’ISB du genou, calculé sans étape contrôle (équilibre des forces sur l’orthèse). Les lignes verticales représentent l’écart type et les points représentent les moyennes.

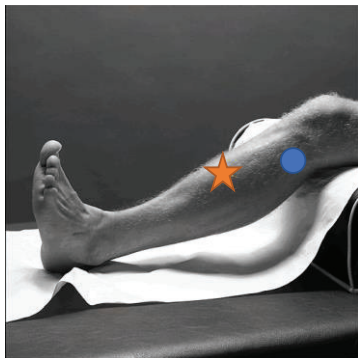
## Annexe 10 – Protocole expérimental *Médecus* 2022

### Critères d'exclusions :

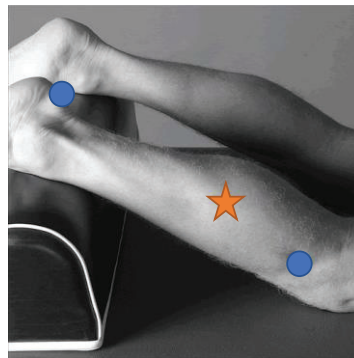
Les participants présentant les caractéristiques suivantes ne peuvent pas prendre part à l'étude :

- Problèmes de claudication vasculaire ou neurologique ;
- Arthrose fémoro-patellaire symptomatique ;
- Arthrite rhumatoïde ;
- Arthrose généralisée ;
- Pathologies pouvant interférer avec les évaluations (par exemple incapacité à effectuer un mouvement d'accroupissement) ;
- Déficits proprioceptifs ou problèmes d'équilibre ;
- Plaies aux membres inférieurs ;
- Avoir suivi un programme d'entraînement ou de réadaptation dans les 6 mois précédant l'étude ;
- Contre-indication à l'examen radiographique.

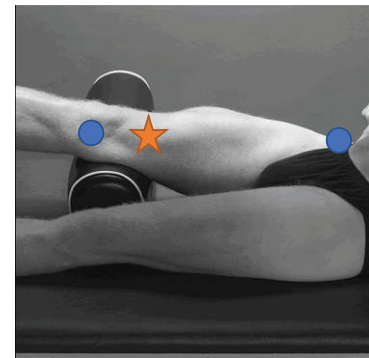
### Recommandations du SENIAM pour le placement des électrodes EMGs :



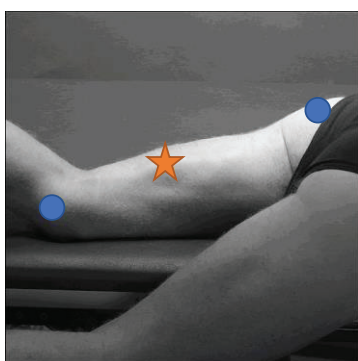
Tibialis anterior



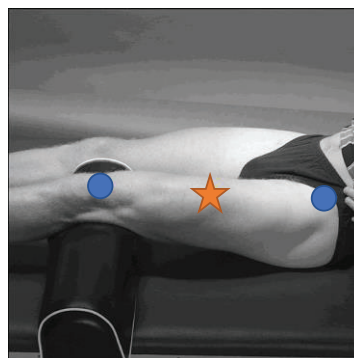
Gastrocnemius lateralis



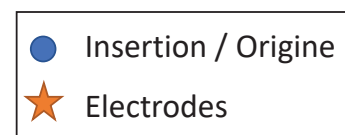
Vaste médial



Semi-tendineux



Droit fémoral





Acronymes des marqueurs cutanés :

R/LSAT : Pointe acromiale de la scapula droite / gauche

R/LHLE : Epicondyle huméral latéral droit / gauche

R/LUSP : Apophyse styloïde ulnaire droite / gauche

R/LFOME : Epicondyle médial sur orthèse droite / gauche

R/LFOLE : Epicondyle Latéral sur orthèse droite / gauche

R/LFME : Epicondyle médial droit / gauche

R/LFLE : Epicondyle latéral droit / gauche

R/LFMM : Malléole médiale droite / gauche

R/LTLM : Malléole latérale droite / gauche

R/LFM5 : 5<sup>ème</sup> tête métatarsienne droite / gauche

R/LFM1 : 1<sup>ère</sup> tête métatarsienne droite / gauche

## Annexe 11 – Orientation du pelvis à partir d'un capteur inertiel

Un programme Matlab a été développé afin d'estimer l'orientation relative du segment du pelvis entre la position debout ( $0^\circ$ ) et la position fléchie ( $25^\circ$ ). Le calcul de cette orientation se fait à l'aide des données des capteurs inertiels Noraxon inc. par la décomposition de quaternions en séquences d'angles d'Euler.

Le vecteur accélération et le champ magnétique suffisent, dans cette étude statique, pour déterminer le quaternion associé à la position du capteur grâce à la fonction *ecompass* de la boîte à outils *Fusion Sensor and Tracking Toolbox* de Matlab. Cette fonction permet de déterminer la transformation du repère global de type *NED* (*North-Est-Downward*) au repère local du capteur. L'accélération doit être exprimée en  $m/s^2$  et le champ magnétique en  $\mu\text{Tesla}$ . Le quaternion calculé est alors de dimension  $4 \times n$ ,  $n$  étant le nombre d'images mesurées. Comme l'étude est statique on peut calculer le quaternion moyen lors de l'acquisition par la fonction *meanrot* de Matlab. Ce calcul peut être fait sur les mesures issues des acquisitions dans les deux postures, menant à deux quaternions définissant chacun l'orientation du capteur inertiel positionné sur le pelvis par rapport au repère global *NED*.

Il faut maintenant multiplier les deux quaternions afin de déterminer le quaternion final définissant l'orientation relative du pelvis entre la position fléchie et la position debout (Figure 58). De ce quaternion, trois angles d'Euler peuvent être extraits selon une séquence sélectionnée 'ZYX', correspondant aux axes de flexion-extension, rotation axiale et abduction-adduction, respectivement.

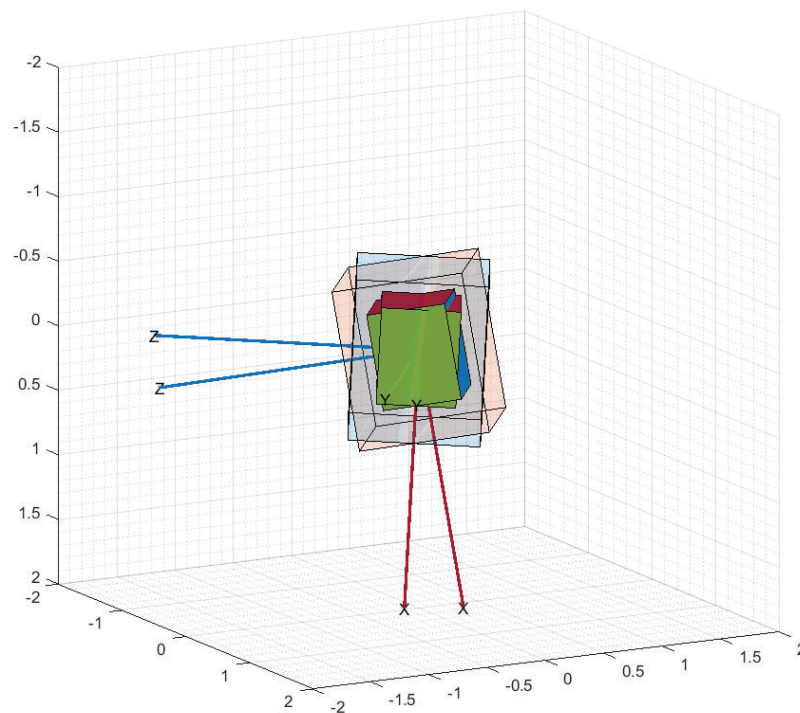


Figure 58 : Orientation relative entre le capteur en position debout (bleu) et en position fléchie (bleu)

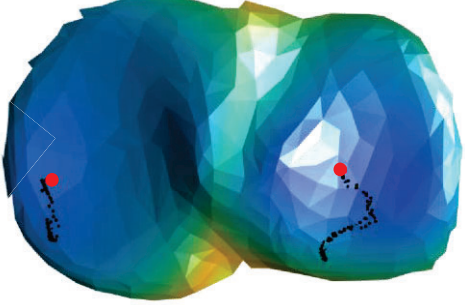
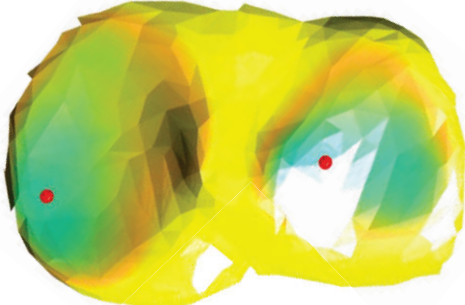
Annexe 12 : Cartes des distances os-à-os entre le fémur et le tibia

S001

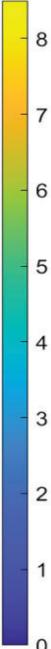
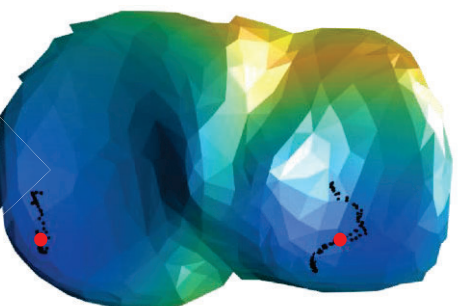
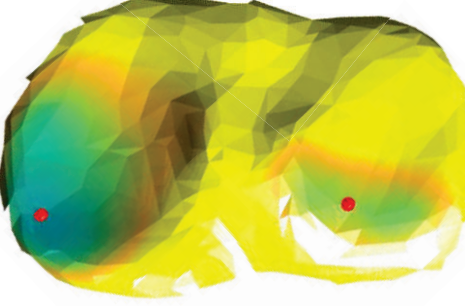
EOS

Modèle + Reconstructions

0°



25°

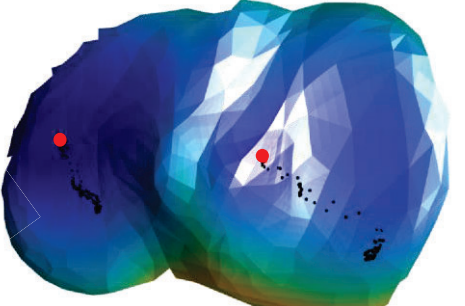
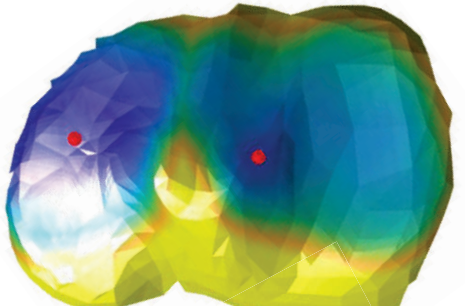


S002

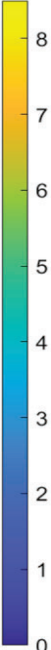
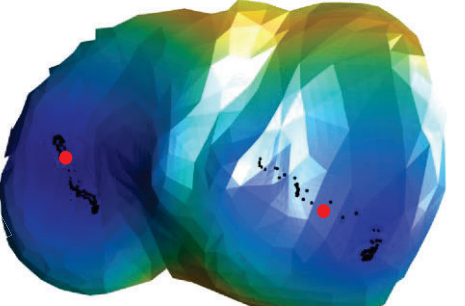
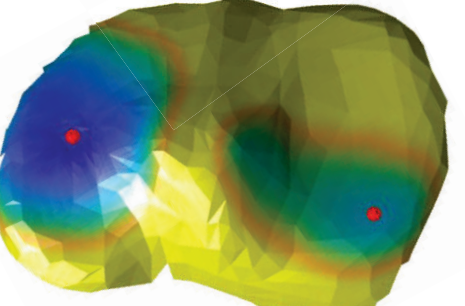
EOS

Modèle + Reconstructions

0°



25°

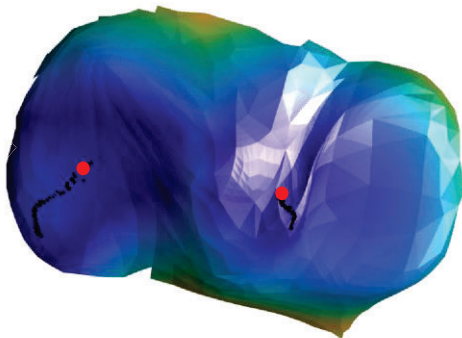
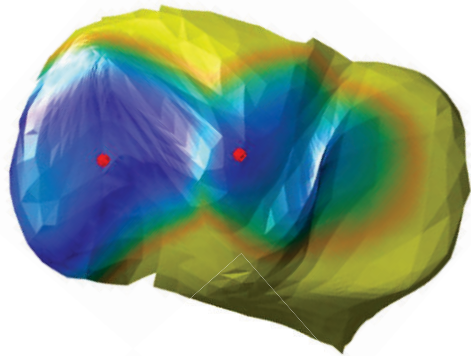


S005

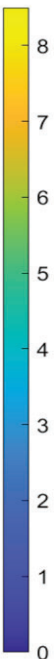
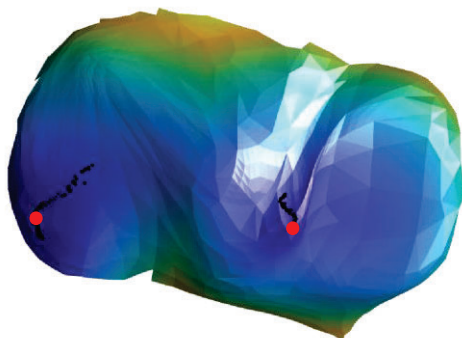
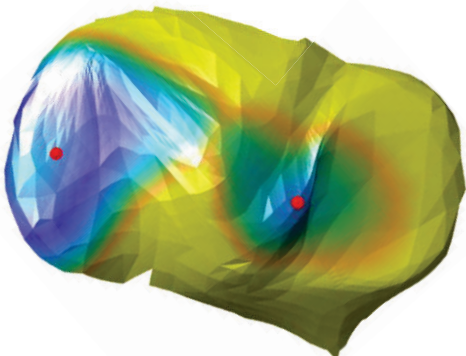
EOS

Modèle + Reconstructions

0°



25°

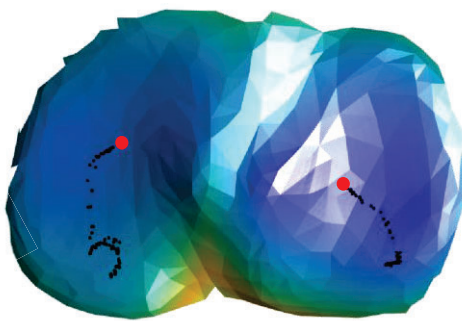
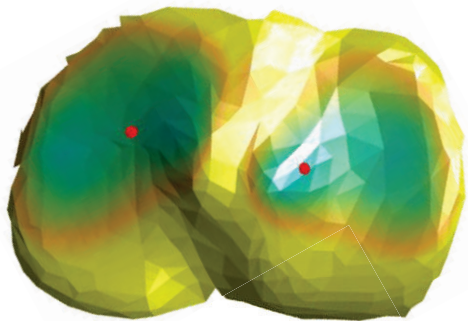


S006

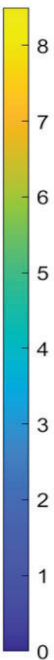
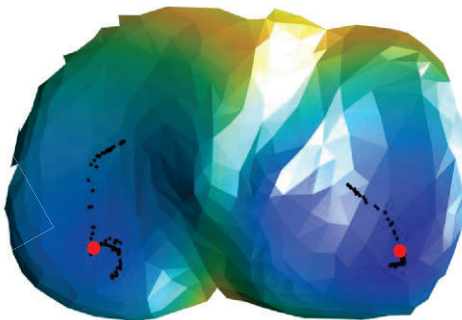
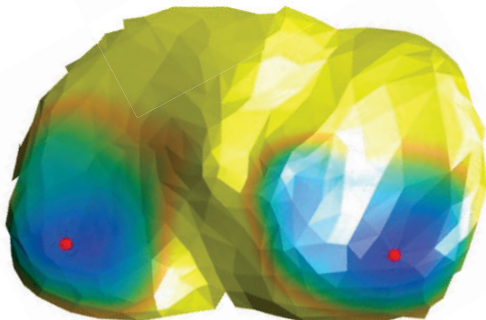
EOS

Modèle + Reconstructions

0°



25°



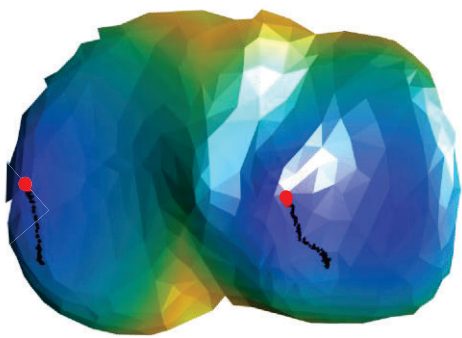
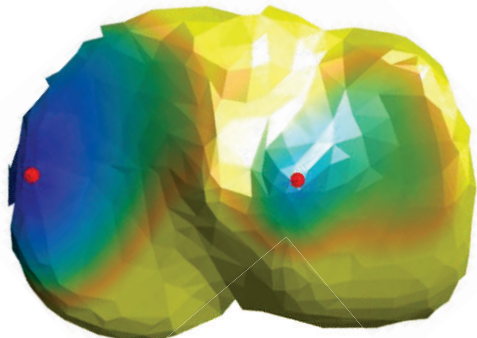


S008

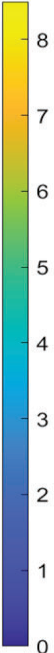
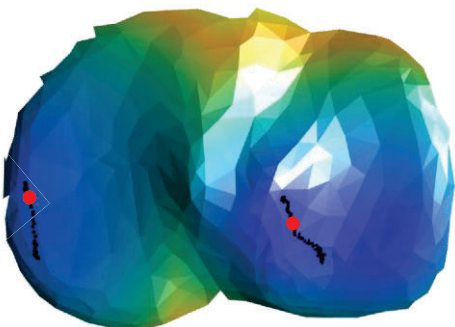
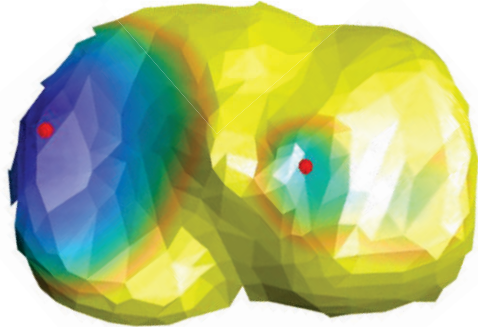
EOS

Modèle + Reconstructions

0°



25°



### Annexe 13 : Chargements 3D appliqués par l'orthèse lors de mouvements dynamiques

Le chargement est exprimé au niveau du centre du genou et dans le repère de l'ISB. Les différentes couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse.

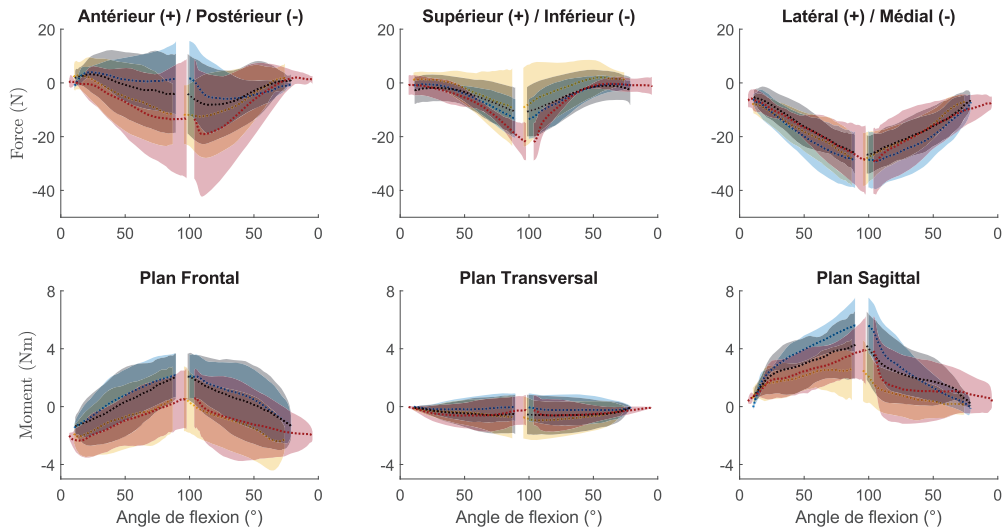


Figure 59 : Forces et moments appliqués par l'orthèse sur le tibia lors du squat : moyenne (lignes pointillées) et corridor d'écart type inter-sujets.

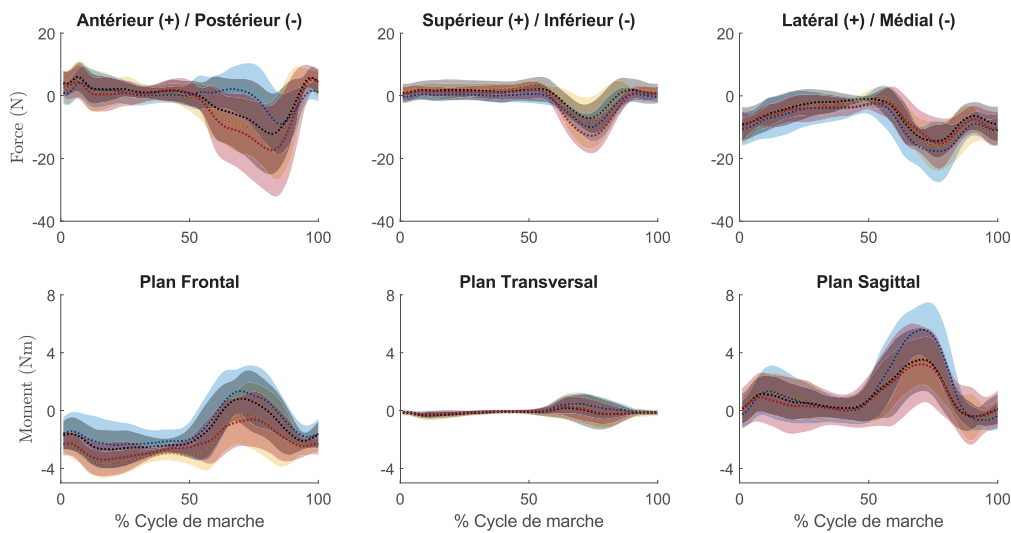
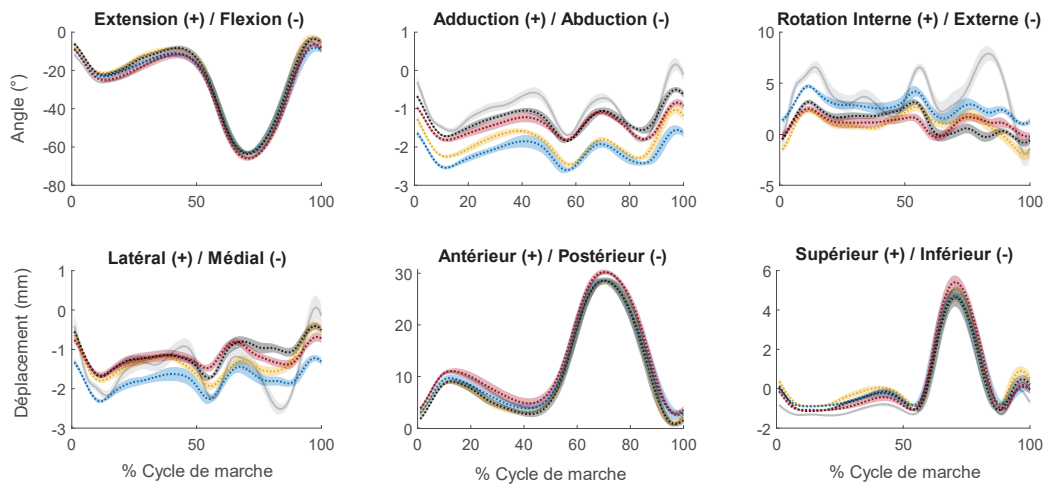


Figure 60 : Forces et moments appliqués par l'orthèse sur le tibia au cours d'un cycle de marche : moyenne (lignes pointillées) et corridor d'écart type.

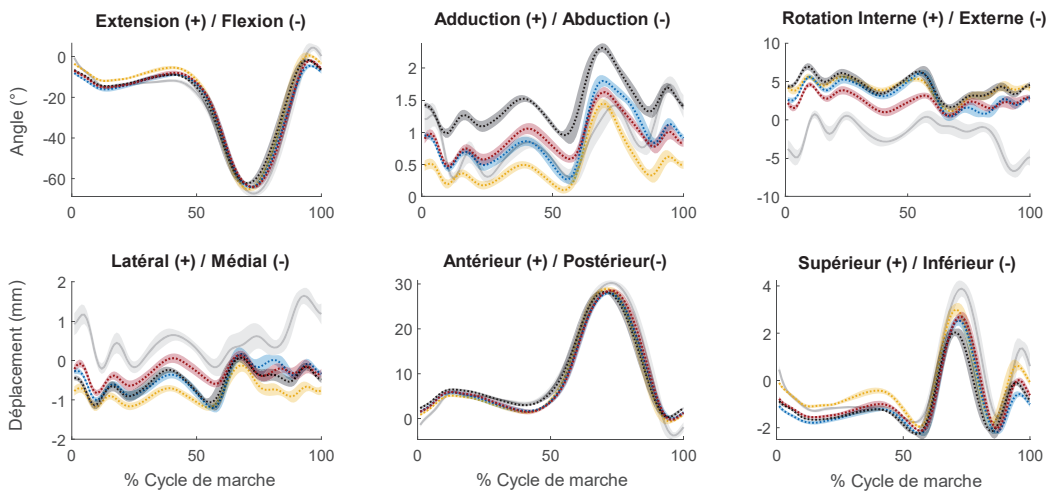
## Annexe 14 : Cinématique de l'articulation tibio-fémorale à la marche

Les lignes grises représentent le cas sans orthèse. Les autres couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse. Les corridors représentent la variabilité intra-sujet.

S001

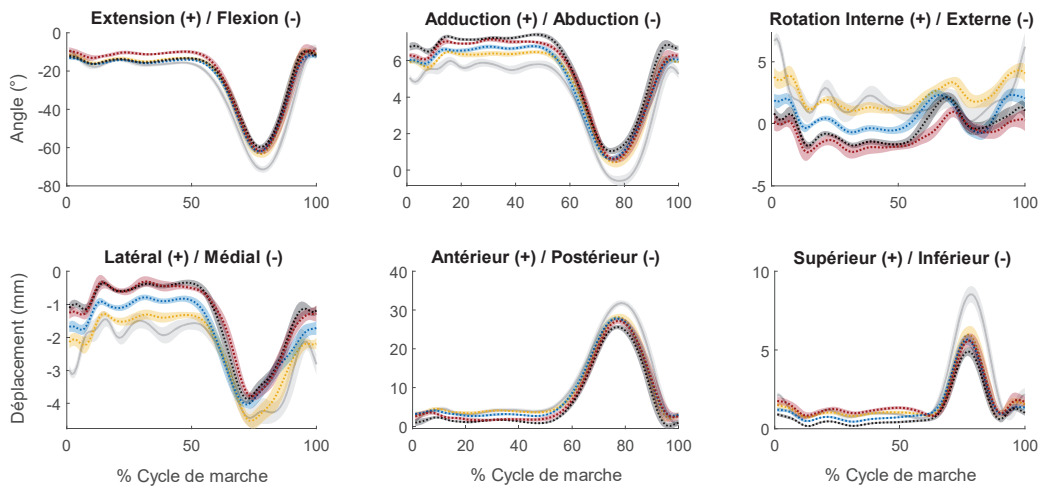


S002

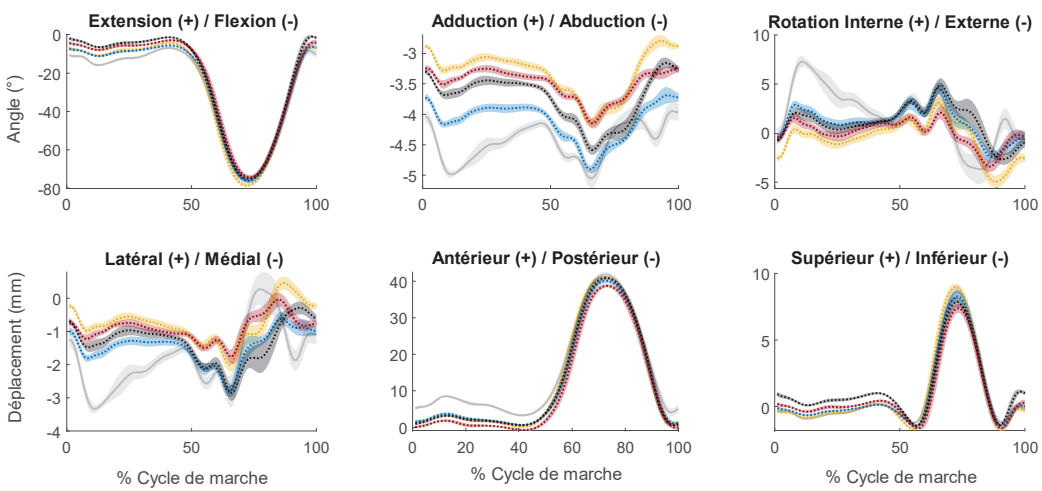




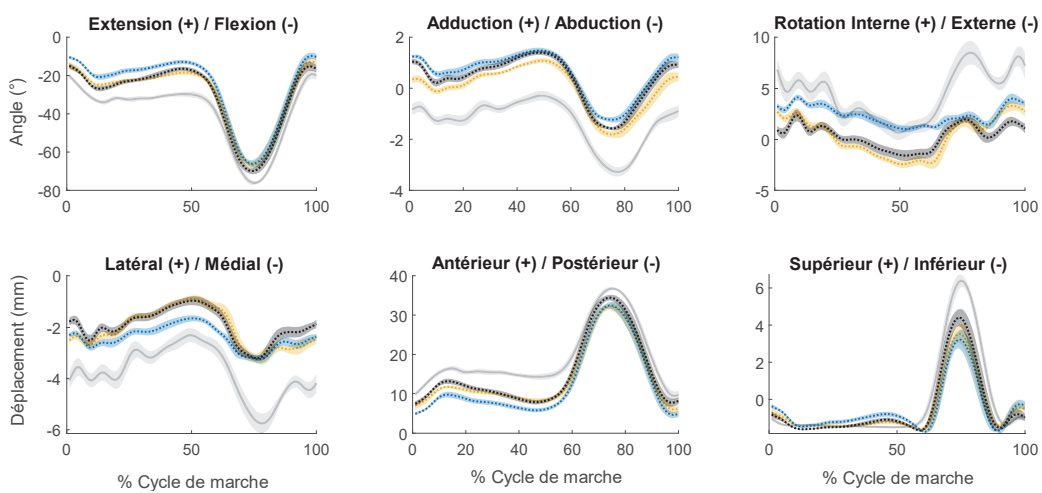
S005



S006



S008



### Annexe 15 : Forces de contact lors de mouvements dynamiques

Les lignes grises représentent le cas sans orthèse. Les autres couleurs correspondent aux différents designs d'orthèse.

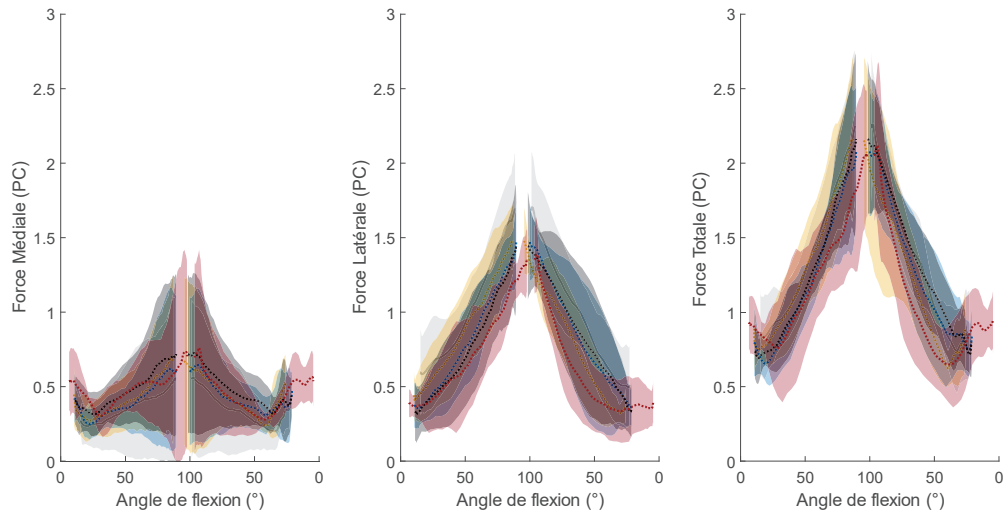


Figure 61 : Forces de contact verticales lors du squat : moyenne (lignes) et corridor d'écart type inter-sujets.

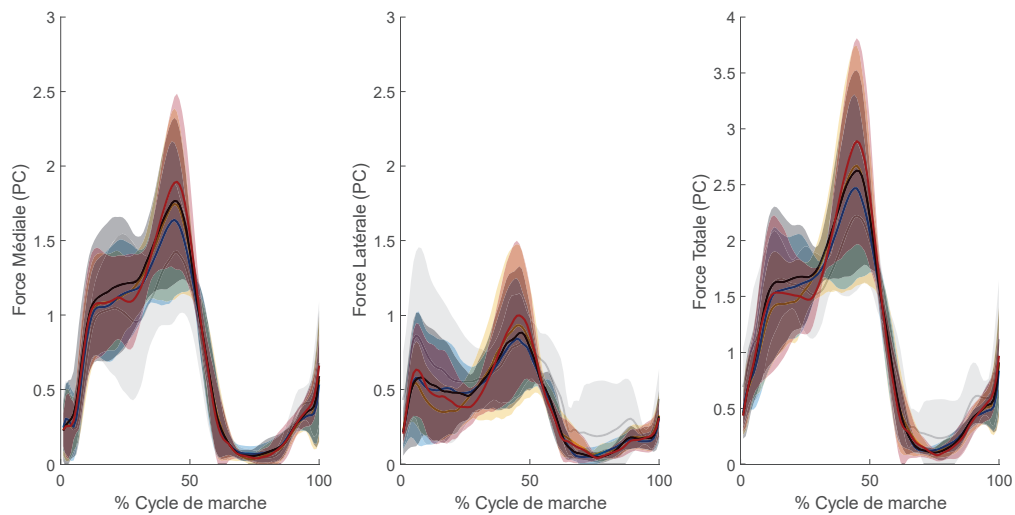


Figure 62 : Forces de contact verticales au cours d'un cycle de marche : moyenne (lignes) et corridor d'écart type inter-sujets.