



HAL
open science

Modélisation articulaire pour la cinématique et la dynamique du membre inférieur

Xavier Gasparutto

► **To cite this version:**

Xavier Gasparutto. Modélisation articulaire pour la cinématique et la dynamique du membre inférieur. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2013. Français. NNT : 2013LYO10247 . tel-00932440

HAL Id: tel-00932440

<https://theses.hal.science/tel-00932440>

Submitted on 17 Jan 2014

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.

N° d'ordre : 247-2013

Année 2013

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

et

L'ECOLE DOCTORALE MEGA

Pour l'obtention du
DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Spécialité :
Biomécanique

présentée et soutenue publiquement le 28 novembre 2013

par

Xavier GASPARUTTO

**MODELISATION ARTICULAIRE POUR LA CINEMATIQUE
ET LA DYNAMIQUE DU MEMBRE INFERIEUR**

devant le jury composé de

Mme Nicola HAGEMEISTER	Professeur, LIO, Montréal	Rapporteur
M Philippe FRAISSE	Professeur, LIRMM, Montpellier	Rapporteur
M Aurelio CAPPOZZO	Professeur, LABLAB, Rome	Examineur
M Eric JACQUELIN	Professeur, LBMC, Lyon	Directeur de thèse
M Raphaël DUMAS	Directeur de recherche, LBMC, Lyon	Co-directeur de thèse

“Remember your dreams
are your only schemes
so keep on pushing”

Curtis Mayfield, *Move on up*

à mes grand parents,

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. François-Noël GILLY

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur Hamda BEN HADID

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

M. le Professeur Philippe LALLE

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur Germain GILLET

Directeur Général des Services

M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. le Professeur F. DE MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme le Professeur H. PARROT

Département GEP

Directeur : M. N. SIAUVE

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur A. GOLDMAN

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Département Physique

Directeur : Mme S. FLECK

Département Sciences de la Terre

Directeur : Mme la Professeure I. DANIEL

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. C. COLLIGNON

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Polytech Lyon

Directeur : M. P. FOURNIER

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. PIGNAULT

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. C. VITON

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Directeur : M. A. MOUGNIOTTE

Institut de Science Financière et d'Assurances

Administrateur provisoire : M. N. LEBOISNE

Résumé

L'analyse du mouvement basée sur des techniques de suivis de marqueurs cutanés s'est largement répandue ces dernières années. Ces méthodes reposent globalement sur un ensemble d'hypothèses simplificatrices permettant d'approcher le fonctionnement de l'objet d'étude : le corps humain. Ainsi, le corps humain est généralement modélisé comme un ensemble de segments rigides liés entre eux par des liaisons mécaniques simples et parfaites. Ces hypothèses ont montré leurs limites dans la prédiction des paramètres décrivant la cinématique et la dynamique articulaire. Un des problèmes provient du mouvement relatif entre les marqueurs cutanés et les os (appelé artéfacts des tissus mous) qui peut atteindre plusieurs centimètres et rend difficilement acceptable l'hypothèse de segments rigides. Les articulations étant des mécanismes complexes comportant un ensemble de structures péri-articulaires, l'hypothèse de liaisons mécaniques simples et parfaites semble également très limitative.

Le but de cette thèse sera donc de faire un bilan et une synthèse des propositions cherchant à dépasser les hypothèses classiques de modélisation existant dans la littérature et de proposer de nouvelles pistes.

La première partie de la thèse traite de la cinématique articulaire par l'introduction de modèles cinématiques « géométriques » modélisant les structures anatomiques par des éléments simples (sphère, plan, barre). Nous nous sommes intéressés particulièrement au genou. Ces modèles sont incorporés au sein d'une chaîne cinématique gérée par une méthode d'optimisation multi-segmentaire. Le travail effectué a consisté à introduire des ligaments déformables par l'utilisation d'une méthode de pénalité. Dans une optique de validation, les résultats obtenus à l'aide de cette méthode ont été comparés à une synthèse faite à partir des données disparates de cinématique in-vivo existant dans la littérature, puis ces méthodes ont été évaluées sur des données de courses dont la cinématique de référence était connue (mesurée par vis corticales). Dans une perspective de compensation des artéfacts des tissus mous, il a été montré que ces méthodes, utilisées avec un modèle géométrique générique, permettaient une amélioration de la prédiction de la cinématique du genou in-vivo (par rapport aux méthodes classiques) en introduisant des couplages articulaires physiologiques. Cette approche a également montré une flexibilité importante permettant d'envisager une personnalisation de la géométrie des modèles cinématiques à partir de coupes IRM. Cette personnalisation pourrait permettre d'obtenir une prédiction de la cinématique encore plus précise.

La seconde partie de la thèse se penche sur la dynamique du membre inférieur en étudiant l'influence des actions passives des structures péri-articulaires durant la marche. Le but est de dépasser l'hypothèse de liaison parfaite. Un bilan a été fait sur les méthodes de mesures et la modélisation des actions passives dans la littérature. Plusieurs modèles de moment passif sur les degrés de liberté issus de la littérature ont été sélectionnés, adaptés et utilisés dans une étude locale et une étude globale. L'étude locale traite, au sein d'une modélisation musculo-squelettique, de l'influence des actions passives ligamentaires sur les forces musculo-tendineuses et sur les forces de contact articulaire. Il a été montré que l'influence des moments passifs ligamentaires reste limitée sur ces forces. La seconde étude a permis d'apporter un éclairage supplémentaire sur ces résultats. Il a été montré, dans une méthode de dynamique inverse, que les actions passives de l'ensemble des structures péri-articulaires ont une contribution substantielle aux actions motrices durant la marche et que les modèles d'actions passives ligamentaires disponibles dans la littérature ne sont pas fiables. Il est ainsi apparu un manque flagrant au niveau de la compréhension des actions passives ligamentaires sur les degrés de libertés des articulations.

L'ensemble de ces développements cherche à terme à permettre une approche multi-échelle, à savoir utiliser les résultats de la modélisation multi-segmentaire comme conditions aux limites d'une modélisation déformable plus fine (de type éléments finis). Dans cette optique, la modélisation articulaire proposée (avec des liaisons qui ne sont plus ni simples ni parfaites) permet un couplage plus adapté entre ces différentes modélisations.

Remerciements

Ce travail de thèse n'aurait pu se faire seul, il est la somme d'un ensemble de contributions plus ou moins directes issues de nombreuses rencontres avant et pendant ces trois années.

Je tiens tout d'abord à remercier les professeurs Nicola Hagemeister et Philippe Fraisse, pour s'être intéressés à ce travail de thèse et m'avoir fait l'honneur d'en être les rapporteurs. Vos critiques pertinentes ont été très appréciées et éclaireront la suite de mon travail.

Many thanks to professor Cappozzo who nicely accepted to preside over my PhD defense. I am honored that you found interest in this work and I appreciated the insightful comments that were very valuable for a young researcher like me.

Un grand merci à Raphaël et Eric, mes deux encadrants que j'estime beaucoup tant sur le plan humain que scientifique et sans qui cette thèse n'aurait pas vu le jour. Travailler avec vous a été un plaisir, j'ai énormément appris et je ne pouvais espérer meilleur encadrement. J'ai en effet pu travailler librement sans pour autant être laissé dans le désert. Raphaël, merci beaucoup pour les nombreuses explications, les pistes de travail, les corrections, la disponibilité, la bienveillance et le soutiens que tu m'as apporté depuis mon arrivé au labo. Éric, bien que l'on ait moins eu l'occasion de travailler ensemble du fait des aléas du projet, j'ai été ravi de travailler avec toi et tu es pour beaucoup dans la réussite de cette thèse. Tu nous as apporté ta grande rigueur scientifique et un point de vue extérieur qui m'a permis de prendre du recul et de reconsidérer ce que je croyais acquis.

Merci également à Laurence pour sa gentillesse, sa disponibilité et pour m'avoir accueilli chaleureusement au sein de l'équipe. J'ai également appris beaucoup à ton contact que ce soit du point de vue scientifique, pédagogique ou organisationnel.

Merci à Philippe Vezin pour son accueil au sein du laboratoire et à Brigitte Chimenton pour l'efficacité administrative!

Merci bien évidemment à tous les thésards/collègues/copains de bureau côtoyés durant ces quelques années pour l'ambiance, les bières, les cafés et les conseils... c'était chouette! Merci donc particulièrement aux anciens : Cindy (qui m'a le plus aidé!), Angèle bien sûr, Flo pour toutes les discussions passionnantes, Mathieu (bières!), Shyem et bien sûr la relève : Romain, Julien, Stéphane, Tecla, Alex, Sylvie, Vincent et j'espère n'oublier personne. Merci aussi aux collègues du département : Lionel (qui m'a beaucoup aidé sur l'aspect méca), Séverine (pour la pédagogie), Delphine, Ivana, Bertrand et tous les autres!

Merci aux Cavistes qui ont pu venir à la soutenance (Averelle, the Fear, Tony, Margot) et aux autres (Alex, Seb, Mitch, Caro...) qui m'ont plutôt aidé dans la perte de neurone, la détente et les blagues douteuses ; de sacrés piliers. Dans la même veine, un gros merci à mon coloc' Charles et à Bastien (GC), deux très bons amis! Une pensée aussi à tous les autres (Yannick, Antoine, Marty, Valentin, Bing, Meryem, Clo, Patricia...)! Vous m'avez tous beaucoup apporté humainement.

Je tiens également à remercier tout particulièrement les personnes qui m'ont influencé et m'ont amené à ce passionnant domaine d'étude qu'est la biomécanique : Philippe Lebreton qui a été le premier à me sensibiliser à ces notions à travers l'étude des arts martiaux et Christine Richard qui a su éveiller ma passion pour la mécanique. Sans eux mon cheminement personnel ne m'aurait probablement pas amené à cette thèse. Merci également à Claude Rozé qui m'a montré que la recherche pouvait être sérieuse sans se prendre au sérieux! Merci à

Christophe Letellier pour la discussion précédant mon départ pour Lyon qui m'a guidée plus que je ne le croyais. Merci également à Françoise Baillot qui m'a beaucoup soutenu.

Merci aussi à Alex qui me guide dans un autre domaine de l'étude du mouvement ;) et aux copains des 5 pétales. Merci aussi à Roger et Dorothée pour leur bonne humeur et leur bienveillance, le club et tous les participants m'ont aidé à conserver mon équilibre!

Merci à mes parents de m'avoir donné le goût des études (tellement que je suis encore à la fac!), supporté durant celles-ci, de m'avoir toujours laissé faire mes choix et cherché ma voie. Je tiens également à associer mon frère Jérémie et Lydie (et Alma bien sur!) et toute ma famille pour tous les bons moments et leur soutien durant toutes ces années.

Merci finalement à Elena qui a eu une importance déterminante durant ces trois années (et demi), pour m'avoir aidé à porter le poids de ce travail, conseillé dans les moments de doutes, de m'avoir éclairé de son expérience, pour tous les bons moments passés ensemble, mais surtout pour ta parmiggiana et ton amour! Merci d'être là.

Merci à toutes et à tous, j'espère que le travail qui suit sera à la hauteur de ce que vous m'avez apporté.

Xavier.

Table des matières

Introduction générale	1
Partie I : Cinématique du genou : prise en compte des ligaments	
Table des figures	6
Table des tableaux	6
1 - Positionnement du problème	7
2 - Bilan sur la cinématique du genou et l'allongement des ligaments	9
2.1 Cinématique du genou	9
2.2 Allongement des ligaments.....	11
3 - Modèle cinématique et contraintes.....	14
3.1 Modèle cinématique optimisé du genou	14
3.2 Modèles annexes du genou	16
3.3 Modèle de la cheville.....	17
4 - Méthodes d'optimisation multi-segmentaire.....	18
4.1 Paramétrage	18
4.2 Contraintes	19
4.3 Ligaments isométriques	21
4.4 Ligaments déformables.....	22
4.5 Initialisation	25
4.6 Cinématique angulaire et variation de longueur des ligaments	25
5 - Etude de l'influence des contraintes	28
5.1 Résultats.....	28
5.2 Discussion des résultats	31
6 - Evaluation de la méthode	33
6.1 Comparaison avec les données de la littérature	33
6.2 Comparaison du modèle optimisé avec des données de vis intra-corticales issus d'études ex-vivo et in-vivo.....	35
6.3 Conclusion intermédiaire.....	45
7 - Etude de l'influence de la géométrie du modèle	47
7.1 Influence de la configuration des ligaments	47
7.2 Influence de la géométrie du modèle.....	50
7.3 Discussion à propos de la personnalisation	53

8 - Conclusions relatives aux modèles cinématiques	54
9 - Références bibliographiques	56

Partie II : Dynamique articulaire : prise en compte des moments passifs

Table des figures	62
Table des tableaux	62
1 Positionnement du problème	63
1.1 Hypothèse de liaison parfaite et structures passives	63
1.2 Détermination expérimentale des raideurs passives	65
1.3 Prise en compte des structures passives dans l'analyse de la marche	69
1.4 Hypothèses de travail	74
2 Application à la marche saine	76
2.1 Choix des modèles	76
2.2 Influence des actions passives ligamentaires sur les forces musculo-tendineuses et les forces de réactions articulaires	84
2.3 Contribution des actions passives aux actions motrices	91
3 Conclusions relatives aux moments passifs	98
4 Références bibliographiques	101
Conclusion générale	104
Annexe I : Recalage des données de cinématique de la littérature	108
Annexe II : Paramètres des modèles cinématiques	114
Annexe III : Méthode de Gauss-Newton	118

Introduction générale

Depuis plusieurs années, l'analyse 3D du mouvement basée sur des marqueurs cutanés s'est généralisée dans de nombreux domaines comme le sport (critère de performance, risque de blessure...), l'ergonomie (estimation de la pénibilité et de l'inconfort lors de la réalisation d'une tâche) et la clinique (analyse des troubles de la marche, rééducation, orthopédie...). L'objet de l'analyse 3D du mouvement est la compréhension et l'analyse de la cinématique et de la dynamique articulaire au cours du mouvement, cette analyse pouvant aller jusqu'à l'évaluation de forces musculo-tendineuses. Ces analyses reposent sur un certain nombre d'hypothèses simplificatrices permettant d'approcher la complexité de l'objet d'étude : le corps humain.

Classiquement, le corps humain est représenté comme un ensemble de segments rigides indépendants ou liés entre eux par des liaisons mécaniques simples (pivot, rotule, joint de cardan) et parfaites (sans raideur ni amortissement). Ces hypothèses sont limitatives mais sont globalement acceptées par la communauté scientifique. Généralement, le mouvement des segments est obtenu en suivant les trajectoires de marqueurs cutanés mesurées à l'aide de systèmes vidéographiques ou opto-électroniques. Les trajectoires des marqueurs collés sur la peau d'un segment doivent permettre d'obtenir la cinématique articulaire, à savoir le mouvement relatif des os les uns par rapport aux autres.

Cependant ce type de modélisation a montré ses limites dans la prédiction de la cinématique articulaire et donc des calculs de dynamiques qui en découlent. En effet, plusieurs phénomènes viennent perturber les hypothèses classiques. Tout d'abord, les marqueurs cutanés du fait du glissement de la peau, de la contraction musculaire et des mouvements de masses molles ont un mouvement relatif par rapport aux os : les artéfacts de tissus mou. Ces artéfacts peuvent atteindre plusieurs centimètres. Ce phénomène rend l'hypothèse de corps rigide difficile à soutenir. De plus, les articulations du corps humain sont complexes. Elles sont composées d'un ensemble de surfaces articulaires irrégulières et déformables ainsi que d'un ensemble de structures péri-articulaires qui permettent de mobiliser les articulations, de guider le mouvement et d'assurer la coaptation articulaire. Les actions peuvent être actives (contraction musculaire) ou passives (actions dues aux structures autres que celles des fibres musculaires contractées). L'hypothèse de liaison mécanique simple et parfaite devient elle aussi difficile à soutenir. En regard de ce qui est énoncé ici, il devient alors envisageable d'essayer d'élargir ces hypothèses. Cette thèse aura pour objet de chercher à dépasser ces hypothèses pour obtenir une description la plus fine possible de la cinématique et de la dynamique articulaire, en particulier au niveau du genou.

Différentes solutions ont été proposées jusqu'à présent. Ainsi, concernant la cinématique, des mécanismes parallèles à un degré de liberté modélisant les structures anatomiques (ligaments, contacts articulaires) à l'aide de combinaisons de liaisons mécaniques élémentaires ont récemment été proposés. Ces modèles cinématiques sont utilisés au sein d'optimisations multi-segmentaires dans le but de limiter l'effet des artéfacts de tissus mou et d'introduire des couplages articulaires physiologiques. Cependant, ces modèles ont également leurs limites. Les structures modélisant les ligaments de ces modèles sont des bielles isométriques alors que les ligaments du genou ont une longueur variable durant la flexion. De plus, le fait qu'ils soient isométriques va limiter le nombre de ligaments possible dans les modèles.

Ainsi, la première partie de cette thèse s'attachera à proposer des méthodes permettant d'aller plus loin que les mécanismes parallèles classiques en introduisant des ligaments déformables dans les mécanismes parallèles du genou. Cette partie se concentrera donc sur la cinématique du genou. Dans un premier temps, nous ferons un bilan sur la cinématique articulaire au genou lors d'activités dynamiques en compilant les données de la littérature qui utilisent les méthodes de mesures de la cinématique articulaire les plus précises actuellement : les vis intra-corticales et la fluoroscopie bi-plane. Etant donné que les auteurs utilisent des conventions d'axe différentes, les données seront traitées afin que l'ensemble des résultats soit donné suivant les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (ISB) pour pouvoir être comparées et servir de référence. Un bilan sera également fait sur la variation de longueur des ligaments du genou au cours de la flexion passive et sous charge pour rendre compte du fonctionnement physiologique de ces ligaments. Après ce bilan sur le fonctionnement physiologique d'un genou sain, les méthodes d'optimisation multi-segmentaires et les modèles cinématiques utilisés dans cette thèse seront présentés.

Les modèles cinématiques utilisés dans cette thèse sont composés de deux contacts sphère-sur-plan modélisant les contacts fémoro-tibiaux ainsi que de quatre lignes d'actions modélisant les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) et les ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL). Trois modèles géométriques sont utilisés dans cette thèse, un modèle optimisés pour reproduire au mieux la cinématique obtenue partir d'expérimentations sur pièce anatomique, un modèle obtenu à partir d'IRM et un modèle hybride reconstruit à partir de données de la littérature. Trois méthodes d'optimisation seront ensuite utilisées. La première est une méthode d'optimisation multi-segmentaire utilisant un mécanisme parallèle classique. Dans ce cas, les ligaments ont une variation de longueur nulle ce qui correspond à une contrainte stricte. Les ligaments sont alors équivalents à des bielles. Seuls trois ligaments peuvent donc être pris en compte sous peine de bloquer le mécanisme. Les deux méthodes suivantes ont été développées durant la thèse, ce sont des méthodes

d'optimisation utilisant la pénalité pour gérer les contraintes ligamentaires. Ainsi, dans la première de ces deux méthodes la variation de longueur ligamentaire n'est plus nulle mais minimisée et dans la seconde, la variation de longueur ligamentaire est prescrite en fonction de la flexion du genou. La méthode de pénalité permet de relâcher les contraintes ligamentaires strictes qui sont classiquement introduites pour l'utilisation des mécanismes parallèles.

Les méthodes d'optimisation utilisant le modèle cinématique optimisé seront d'abord comparées entre elles lors de la marche chez le sujet sain. Puis, afin d'évaluer la pertinence et la compatibilité des méthodes d'optimisation et des modèles cinématiques avec la physiologie d'un genou sain, ces résultats seront comparés aux données issues du bilan de la cinématique du genou tiré de la littérature (vis intra-corticales et la fluoroscopie bi-plane). Afin d'essayer de valider ces méthodes, les méthodes d'optimisation basées sur des marqueurs cutanés seront ensuite comparées aux résultats obtenus à l'aide de vis intra-corticales lors d'expérimentation ex-vivo (flexion de genou) et in-vivo (course). Les données brutes de ces expérimentations ont été fournies par des équipes extérieures au laboratoire où cette thèse s'est déroulée. Ensuite, nous étudierons la variabilité des modèles cinématiques en commençant par l'influence du choix des fibres ligamentaires. Le modèle IRM disposant de plusieurs fibres par ligament, nous étudierons et comparerons les différentes configurations possibles. Les différents modèles (optimisés, IRM, hybrides) seront ensuite également comparés sur les données de marche chez le sujet sain. Ces deux dernières études devraient nous permettre de nous faire une idée sur la flexibilité des méthodes et la possible personnalisation des modèles cinématiques.

Concernant la dynamique, la présence d'actions passives dues aux structures péri-articulaires a été largement documentée, or, ces actions sont rarement prises en compte dans les modèles du corps humain, que ce soit dans le cadre de la modélisation musculo-squelettique ou dans celui de l'analyse en dynamique inverse. La seconde partie de cette thèse s'attachera à la prise en compte des actions passives élastiques sur les axes des degrés de libertés, notamment en flexion-extension, par l'introduction de moments passifs sur ces axes. Tout d'abord, un bilan sera fait sur les méthodes de mesure et le comportement observé des raideurs passives dans la littérature puis un bilan sera effectué sur la prise en compte des structures passives dans l'analyse de la marche. Cette partie sera consacrée à la description des différents modèles de structures passives et à la contribution estimée des structures passives lors de la marche saine et pathologique. Nous étudierons ensuite l'influence de la prise en compte de l'action passive ligamentaire sur les axes des degrés de liberté au sein d'un modèle musculo-squelettique à l'aide d'actions passives ligamentaires introduites sous forme de ressorts de torsion, et ceci lors de la marche. Deux modèles, un linéaire et un non-linéaire, seront comparés. Finalement, la contribution aux actions motrices des actions passives de

l'ensemble des structures péri-articulaires et de celle des ligaments sera étudiée durant la marche. Un modèle de ressort de torsion non linéaire représentant l'action passive de l'ensemble des structures péri-articulaires sur les axes de flexion-extension sera utilisé ainsi que les modèles ligamentaires précédemment décrit. Cette étude aura pour but de faire la part, au sein des actions motrices, entre l'actif et le passif et d'évaluer la part de passif due aux ligaments.

Ces études devraient nous permettre de faire un état des lieux de la modélisation cinématique et dynamique utilisée actuellement en analyse du mouvement, de développer des approches déformables de la modélisation du genou pour les calculs de cinématique et de dynamique inverse en analyse du mouvement et de proposer des pistes d'amélioration de ces modèles.

Partie I

Cinématique du genou :

Prise en compte des ligaments

Table des figures

Figure 1 : Bilan sur la cinématique du genou - Angles en fonction de la flexion du genou	10
Figure 2 : Bilan sur la cinématique du genou - Déplacements en fonction de la flexion du genou	10
Figure 3 : Modèle cinématique du genou	15
Figure 4 : Modèle cinématique de la cheville	17
Figure 5 : Représentation du paramétrage en coordonnées généralisées	19
Figure 6 : Influence des contraintes - Cinématique angulaire (moyenne \pm 1 écart-type)	28
Figure 7 : Influence des contraintes - Déplacements (moyenne \pm 1 écart-type).....	29
Figure 8 : Influence des contraintes - Allongement des ligaments (moyenne \pm 1 écart-type).	30
Figure 9 : Cinématique angulaire issue de Lafortune et al. - A : flexion(-)/extension(+), B : adduction(+)/abduction(-), C : rotation interne(+)/externe(-)	31
Figure 10 : Modèles vs littérature - Cinématique angulaire	34
Figure 11 : Modèles vs littérature - Déplacements	34
Figure 12 : Vis intra-corticales - ex-vivo : Cinématique angulaire.....	37
Figure 13 : Vis intra-corticales - ex-vivo : Déplacements	38
Figure 14 : Vis intra-corticales - in-vivo : Cinématique angulaire	41
Figure 15 : Vis intra-corticales - in-vivo : Déplacements	43
Figure 16 : Influence de la configuration des ligaments : Cinématique angulaire (moyenne)	48
Figure 17 : Influence de la configuration des ligaments : Déplacements (moyenne)	48
Figure 18 : Influence de la configuration des ligaments : Allongement des ligaments (moyenne).....	49
Figure 19 : Influence de la géométrie - Cinématique angulaire (moyenne \pm 1 écart-type)	51
Figure 20 : Influence de la géométrie - Cinématique angulaire (moyenne \pm 1 écart-type)	51
Figure 21 : Influence de la géométrie : Allongement des ligaments (moyenne \pm 1 écart-type)	52

Table des tableaux

Tableau 1	13
-----------------	----

1 Positionnement du problème

L'analyse cinématique du mouvement basée sur les méthodes de suivis de marqueurs cutanés consiste à prédire le mouvement des os à partir de marqueurs fixés sur la peau. Or, du fait du glissement de la peau et de la vibration des masses molles (muscles, masses adipeuses), ces marqueurs ont un mouvement relatif par rapport aux os appelé artéfact de tissus mous (ATM). La réduction des ATM est un des enjeux majeurs de l'analyse du mouvement car ils sont la première cause d'erreurs lors de l'estimation de la cinématique articulaire (Leardini et al., 2005).

L'optimisation multi-segmentaire est une des méthodes cherchant à réduire les ATM qui a été introduite par Lu et O'Connor en 1999 (Lu and O'Connor, 1999) et adaptée ensuite par de nombreux auteurs (Andersen et al., 2009; Charlton et al., 2004; Duprey et al., 2010; Reinbolt et al., 2005). Cette méthode vise à réduire le biais dû aux ATM à l'aide de connaissances à priori de la géométrie ou des couplages articulaires du membre étudié, dans notre cas, le membre inférieur. Une chaîne cinématique modélisant le membre inférieur est définie à priori et sera mobilisée par des contraintes liées aux marqueurs cutanés. La chaîne cinématique correspond à un modèle mathématique représentant un ensemble de segments liés entre eux par des liaisons mécaniques plus ou moins complexes. La méthode d'optimisation multi-segmentaire peut être vue comme une marionnette (la chaîne cinématique) mobilisée par des fils élastiques (les contraintes liées aux marqueurs) ou comme un « filtre mécanique » excluant du signal les données ne respectant pas les contraintes liées à la chaîne cinématique. La majorité des auteurs utilisant les méthodes d'optimisation multi-segmentaire prennent en compte des liaisons mécaniques simplifiées (liaison sphérique, pivot ou joint de cardan). Le problème ici est que la cinématique calculée correspondra à la cinématique d'une liaison simplifiée, les couplages articulaires présents à la cheville (Leardini et al., 1999) et au genou (Wilson et al., 2000) ne seront donc pas décrits. De plus, il a été montré (Andersen et al., 2010; Stagni et al., 2009) que les modèles de liaisons sphériques et de pivots n'étaient pas suffisamment avancés pour décrire précisément la cinématique articulaire à partir de marqueur cutanés.

Récemment des mécanismes parallèles à un degré de liberté indépendant ont été décrits dans la littérature (Feikes et al., 2003; Parenti-Castelli and Di Gregorio, 2000; Sancisi and Parenti-Castelli, 2011a; Wilson et al., 2000) et utilisés dans des méthodes d'optimisation multi-segmentaire (Dumas et al., 2012; Duprey et al., 2010). Ces mécanismes consistent en une combinaison de liaisons mécaniques élémentaires qui modélisent les structures anatomiques de l'articulation et qui reproduisent les couplages articulaires. Les ligaments sont modélisés par des bielles indéformables et les contacts articulaires par différents types de contacts élémentaires (sphère-sur-plan, sphère-sur-sphère, point-sur-ellipsoïde...). Ces modèles sont basés sur la cinématique passive de pièces anatomiques.

Nous allons nous intéresser plus particulièrement au genou (articulation fémoro-tibiale). Les mécanismes parallèles à un degré de liberté indépendant modélisant le genou sont généralement composés de deux contacts ponctuels (équivalent à un contact sphère-sur-plan) modélisant le contact des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux et de trois faisceaux ligamentaires modélisés comme des bielles indéformables : le ligament croisé antérieur (LCA), le ligament croisé postérieur (LCP) et le ligament collatéral médial (LCM) (Feikes et al., 2003; Parenti-Castelli and Di Gregorio, 2000; Sancisi and Parenti-Castelli, 2011a; Wilson et al., 2000). Cependant, ces modèles n'ayant qu'un seul degré de liberté, la cinématique obtenue correspondra principalement à la cinématique définie par le modèle et non à la cinématique du sujet. L'hypothèse de ligaments isométriques pose également problème. D'une part cela limite le nombre de ligaments du modèle, car chaque ligament isométrique bloque un degré de liberté, d'autre part les données expérimentales in-vivo et in-vitro montrent une variation de longueur des ligaments en fonction de la flexion passive (Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988; Wang and Walker, 1973) et active (Liu et al., 2011) du genou. De plus, Li et al. (Li et al., 2012) a montré que des lois de couplages (couplages articulaires décrits sous forme de fonctions mathématiques), équivalentes au niveau des résultats, à des mécanismes parallèles ne permettaient pas de décrire précisément la cinématique articulaire d'un sujet quelconque.

Dans cette partie, nous nous proposons d'introduire un modèle cinématique du genou, comprenant deux contacts sphère-sur-plan et quatre ligaments déformables afin d'essayer de dépasser les limites des mécanismes parallèles actuels et de se rapprocher du fonctionnement d'une articulation saine. Ce modèle sera implémenté dans une optimisation multi-segmentaire à l'aide d'une méthode de pénalité. Trois études sont proposées dans cette partie : la première traite de l'influence du type de contraintes au sein de l'optimisation, la deuxième traite de la fiabilité du modèle en comparant les résultats à une cinématique de référence calculée à partir de vis intra-corticales, la troisième traite de l'influence de la géométrie du modèle.

Nous allons tout d'abord nous intéresser à la cinématique articulaire et à la variation de longueur des ligaments lors de la flexion du genou tel que décrit dans la littérature.

2 Bilan sur la cinématique du genou et l'allongement des ligaments

2.1 Cinématique du genou

Un bilan sur la cinématique articulaire du genou en charge lors de différentes activités dynamiques a été réalisé. Les auteurs de la littérature utilisant pour la plupart des méthodes de calcul de la cinématique différentes, les résultats ne sont pas comparables d'une étude à l'autre. Les données de la littérature basées sur les techniques de vis intra-corticales (Benoit et al., 2007, 2006; Lafortune et al., 1992; Reinschmidt and Van Den Bogert, 1997) et de fluoroscopie bi-plane (Beillas et al., 2004; Deneweth et al., 2010; Farrokhi et al., 2012; Kozanek et al., 2009; Li et al., 2012; Tashman, 2004; Tashman et al., 2007; Torry et al., 2011; Tsai et al., 2011) ont donc été extraites, analysées puis exprimées dans les référentiels de l'ISB (Wu and Cavanagh, 1995) afin qu'une comparaison entre les différentes activités soit possible.

Les données des auteurs étant très disparates (origine, orientation et désignation des axes), nous avons dû utiliser un genou de référence pour obtenir les matrices de transformations entre les repères des auteurs et les conventions de l'ISB et ainsi mettre de la cohérence dans les données. Pour cela, nous avons utilisé le genou droit du sujet mâle du projet Visible Human (Ackerman, 1991). Les points anatomiques servant aux auteurs des différentes études à construire leurs repères ont été identifiés sur ce genou de même que les points anatomiques permettant de définir les repères dans les conventions de l'ISB. A partir de ces points anatomiques nous avons reconstruit l'ensemble des repères et obtenu les matrices de passages permettant de passer des conventions des auteurs aux conventions de l'ISB (voir annexe I)

Lors du passage aux conventions de l'ISB, on impose au repère tibia d'être superposé au repère fémur à 0° de flexion (position neutre) avec comme origine le centre des épicondyles. L'ensemble des paramètres est alors à 0. Cette mise à zéro a été effectuée pour avoir une position de référence identique pour tous les sujets et toutes les études. En effet, la valeur en position neutre des paramètres cinématiques n'est pas des plus pertinente dans ce type d'étude étant donné l'importance de la variabilité inter-sujet. De plus, l'utilisation d'un genou générique introduit nécessairement des approximations pouvant être à la source des décalages en position neutre qui ne sont pas présents dans les données brutes. De plus, les décalages en position neutre des données brutes dus au différents systèmes d'axes ne peuvent pas être corrigés exactement à l'aide du genou générique. Nous nous intéresserons donc uniquement aux variations des différents paramètres cinématiques en fonction de la flexion. La cinématique calculée correspond aux mouvements du tibia par rapport au fémur.

L'ensemble des données de la littérature sur les différentes activités dynamiques a été tracé en fonction de la flexion du genou. Seules les phases d'appui, quand le genou est en charge,

ont été tracées. Les activités dynamiques référencées dans la littérature sont les suivantes : la marche (Benoit et al., 2007, 2006; Farrokhi et al., 2012; Kozanek et al., 2009; Lafortune et al., 1992), la course (Li et al., 2012; Reinschmidt and Van Den Bogert, 1997; Tashman, 2004; Tashman et al., 2007), le saut sur un pied (Beillas et al., 2004; Deneweth et al., 2010), la chute (Torry et al., 2011), la prise d'appuis (Benoit et al., 2006) et la montée d'escalier (Li et al., 2012; Tsai et al., 2011).

Les résultats (figure 1 et figure 2) ne montrent pas de couplages spécifiques à une activité, l'ensemble des courbes ayant des allures similaires. Lors de la flexion du genou, le tibia a un couplage en rotation interne, en abduction et un déplacement dans la direction antérieure. Le déplacement latéral-médial reste dans une plage de ± 5 mm sans présenter d'allure particulière. Le déplacement proximal-distal ne présente pas d'allure spécifique, mais certains auteurs ne renseignent pas directement ce déplacement, signalant simplement qu'il est négligeable.

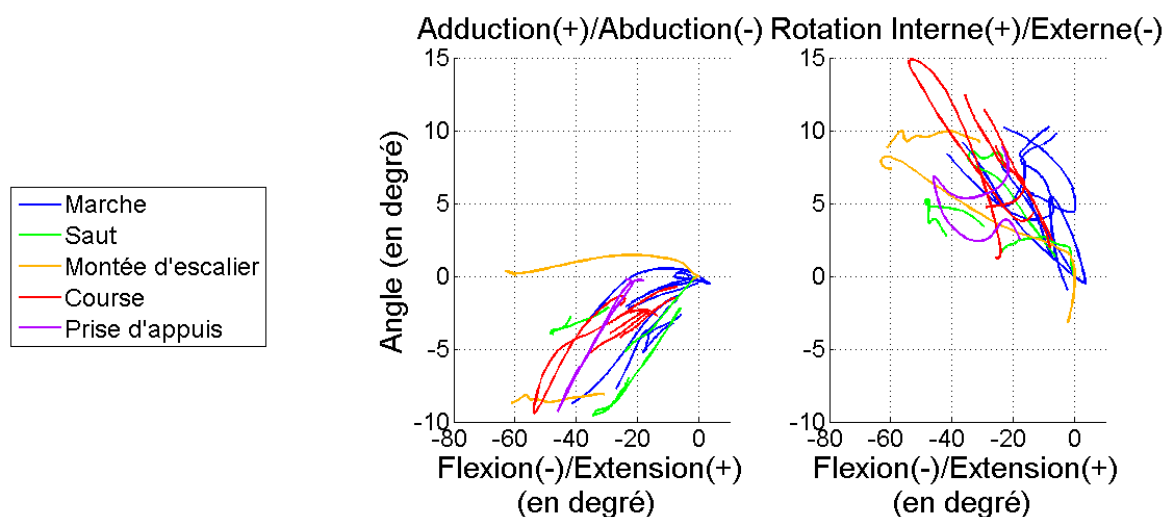


Figure 1 : Bilan sur la cinématique du genou - Angles en fonction de la flexion du genou

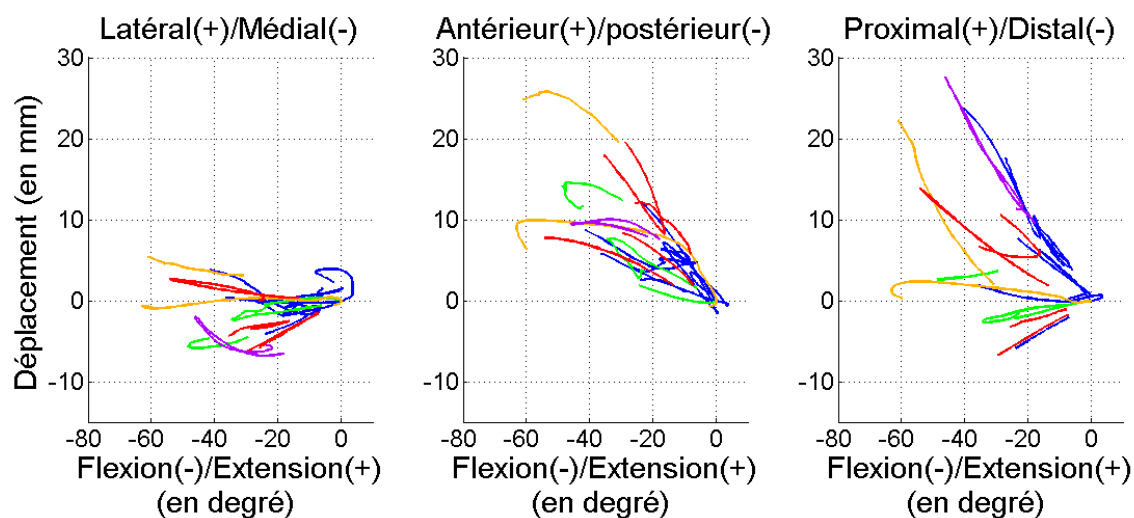


Figure 2 : Bilan sur la cinématique du genou - Déplacements en fonction de la flexion du genou

2.2 Allongement des ligaments

Les données d'allongement basées sur genou cadavérique (Belvedere et al., 2012; Bergamini et al., 2011; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988; Wang and Walker, 1973) et les données d'allongement in-vivo sous charge (basées sur des modèles géométriques de genou recalés à l'aide de méthodes de fluoroscopie bi-plane) (Abebe et al., 2011; Liu et al., 2011; Tashman et al., 2007; Taylor et al., 2013; Wu and Hosseini, 2010) ont été étudiées. Pour les ligaments LCA, LCP et LCM, généralement deux faisceaux sont décrits dans la littérature : le faisceau antérieur (a) et le faisceau postérieur (p). Cependant, certains auteurs ne précisent pas les faisceaux étudiés. Le ligament collatéral latéral (LCL) quant à lui est décrit avec un faisceau unique. Les résultats reportés dans le tableau 1 correspondent à l'allongement relatif maximal moyen des différents ligaments à travers la littérature. L'allongement relatif d'un ligament est calculé par rapport à la longueur de ce ligament en position neutre (0° de flexion). Il est à noter que les auteurs traitant des longueurs in-vivo sous charge étudient un seul ligament par étude.

L'allure des variations de longueur des ligaments en fonction de la flexion de genou est régulière (linéaire ou de forme cubique). Lors de la flexion passive sur genou cadavérique, le faisceau antérieur du LCA a un allongement maximum de 5% à 10% (Belvedere et al., 2012; Bergamini et al., 2011; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Wang and Walker, 1973). Une seule étude montre à l'inverse, un raccourcissement de -15% (Belvedere et al., 2012). Le faisceau postérieur du LCA a un raccourcissement moyen de -10% à -25% (Belvedere et al., 2012; Hsieh and Draganich, 1997; Walker et al., 1988). Le faisceau antérieur du LCP a un allongement maximal de 10% à 18% (Belvedere et al., 2012; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988) et le faisceau postérieur un raccourcissement de -5% à -7% (Belvedere et al., 2012; Bergamini et al., 2011; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988). Le faisceau antérieur du LCM a un allongement de 3% à 7% (Bergamini et al., 2011; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988), contredit par une étude montrant un raccourcissement de -5% (Belvedere et al., 2012). Le faisceau postérieur du LCM à un raccourcissement maximal de -3% à -12% (Belvedere et al., 2012; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988). Le LCL à un raccourcissement maximal de -8% à -12% (Belvedere et al., 2012; Bergamini et al., 2011; Hsieh and Draganich, 1997; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988; Wang and Walker, 1973).

Les études sur la variation de longueur des ligaments durant la flexion sous charge sont basées sur des modèles numériques du genou. La géométrie est reconstruite à partir d'IRM et est recalée sur les données issues de mesures utilisant la fluoroscopie bi-plane (Abebe et al., 2011; Liu et al., 2011; Taylor et al., 2013; Wu and Hosseini, 2010). Les études traitant du LCA (Taylor et al., 2013; Wu and Hosseini, 2010) montrent deux pics d'allongement

maximal pour les faisceaux antérieurs et postérieurs de 10% et 13% durant l'appui du talon et au décollement du pied. Une étude contredit ces résultats en rapportant un raccourcissement maximal du LCA de -12% (Abebe et al., 2011). Taylor (Taylor et al., 2013) montre un phénomène d'hystérésis : l'allongement en fonction de l'angle de flexion du genou est différent selon que l'on est en phase d'appui (sous charge) ou en phase de balancement (sans charge). A notre connaissance, une seule étude s'est penchée sur le LCM (Liu et al., 2011). Le LCM a un allongement de 5% à 8% pour le faisceau antérieur, de 1% à 4% pour le faisceau intermédiaire et un raccourcissement de -2 à - 6% pour le faisceau postérieur. Il n'y a à notre connaissance pas d'étude sur le LCP ou le LCL sous charge.

Il est à noter que sur l'ensemble des résultats, la variabilité est importante avec des écarts-types sur les valeurs d'allongement relatif allant jusqu'à 15%. Cependant les valeurs moyennes d'allongement relatif des ligaments sont globalement cohérentes malgré quelques singularités.

Tableau 1 : Bilan des allongements ligamentaires au genou

Auteur	Type de mesure	Allongement relatif maximal des ligaments						
		aLCA	pLCA	aLCP	pLCP	aLCM	pLCM	LCL
Belvedere et al., 2012	Cadavérique	-15%	-25%	18%	-5%	-5%	-12%	-10%
Bergamini et al., 2011	Cadavérique	-10%		-5%		Supérieur : 7% Profond : 2%		-7%
Hsieh and Draganich, 1997	Cadavérique	10%	-25%	10%	-7%	7%	-3%	-11%
Rovick et al., 1991	Cadavérique	8%	2%	15%	-5%	3%	-7%	-8%
Walker et al., 1988	Cadavérique	5%	-10%	15%	-5%	3%	-7%	-12%
Wang and Walker, 1973	Cadavérique	5%		-10%		-5%		-10%
Abebe et al., 2011	In-vivo sous charge	-12%		-	-	-	-	-
Liu et al., 2011	In-vivo sous charge	-	-	-	-	7%	3%	-4%
Taylor et al., 2013	In-vivo sous charge	13%		-	-	-	-	-
Tashman et al., 2007	In-vivo sous charge	13%		-	-	-	-	-
Wu and Hosseini, 2010	In-vivo sous charge	12%	13%	-	-	-	-	-

3 Modèle cinématique et contraintes

Trois géométries de modèles cinématique du genou vont être présentées : un modèle optimisé, un modèle reconstruit à partir de données IRM et un modèle issu de la fusion de deux jeux de données de la littérature. Les modèles cinématiques sont composés de deux contacts sphère-sur-plan et de quatre faisceaux de ligaments : le LCA, le LCP, le LCM et LCL. Les sphères modélisent les condyles fémoraux et les plans modélisent les plateaux tibiaux.

Un modèle cinématique de la cheville a été utilisé dans le cadre de la thèse mais n'a pas fait l'objet d'étude particulière. Il sera présenté brièvement par soucis de clarté.

3.1 Modèle cinématique optimisé du genou

Les données sont issues d'études cadavériques menées par l'équipe de modélisation du genou du *Group of Robotic and Articular Biomechanic* dirigée V. Parenti-Castelli ([Ottoboni et al., 2010](#); [Parenti-Castelli and Sancisi, 2013](#)). Le modèle cinématique est représenté sur la figure 3 et les correspondances entre les marqueurs virtuels et les points anatomiques sont fournies dans le tableau 1 de l'annexe II. Les marqueurs virtuels noirs correspondent aux origines et insertions ligamentaires, les marqueurs virtuels blancs correspondent aux centres de sphères et aux points de contact des contacts sphères sur plan en position neutre ; les flèches correspondent aux normales aux plateaux tibiaux. Le modèle est présenté ouvert pour plus de lisibilité.

Les origines et insertions des ligaments ainsi que la géométrie articulaire (condyles et plateaux tibiaux) sont mesurées sur pièces anatomiques. Un premier mécanisme parallèle avec trois ligaments isométriques (LCA, LCP, LCM) est défini à partir des points anatomiques mesurés. Les paramètres du mécanisme parallèle à ligaments isométriques (origine et insertion des ligaments, centres des sphères et normales aux plateaux) sont optimisés pour que la cinématique du modèle suive au mieux la cinématique passive du genou cadavérique.

Le modèle complet est obtenu en ajoutant le LCL dont la géométrie est définie comme étant la fibre appartenant aux surfaces d'origine et d'insertion du ligament mesurée in-vivo qui est la plus isométrique durant la flexion du modèle cinématique ([Sancisi and Parenti-Castelli, 2011b](#)). La géométrie du modèle (voir tableau 1 de l'annexe I) est exprimée dans le repère segmentaire lié au fémur dans la position neutre expérimentale (0° de flexion du genou cadavérique). Les axes sont définis selon les conventions de l'*International Society of Biomechanics* (ISB) ([Wu and Cavanagh, 1995](#); [Wu et al., 2002](#)) et l'origine du repère est fixée au centre des épicondyles. En position neutre, les axes des repères segmentaires liés au fémur et au tibia sont superposés.

Les variations de longueur des ligaments du modèle cinématique optimisé sont mesurées durant la flexion passive expérimentale en prenant comme référence la longueur des ligaments dans la position neutre expérimentale $d^l(0)$. Il est à noter que cette longueur est différente de la longueur optimisée \tilde{d}^l des ligaments du mécanisme parallèle. Cette différence provient du fait que le mécanisme parallèle décrit « au mieux » la cinématique expérimentale avec des ligaments isométriques. Il reste donc toujours un écart qui n'est pas nul dans la position neutre expérimentale. Les variations relatives de longueurs des ligaments optimisés sont interpolées par des polynômes d'ordre 7, exprimés en fonction de l'angle de flexion θ du genou en degrés :

$$(1) \quad a^l(\theta) = 1 + a_1^l \cdot \theta + a_2^l \cdot \theta^2 + a_3^l \cdot \theta^3 + a_4^l \cdot \theta^4 + a_5^l \cdot \theta^5 + a_6^l \cdot \theta^6 + a_7^l \cdot \theta^7$$

avec $l = 3, 4, 5, 6$ correspondant au LCA, LCP, LCM et LCL respectivement.

Les coefficients a_1^l à a_7^l sont donnés dans le tableau 4 de l'annexe I. La longueur des ligaments est définie comme : $d^l(0) \cdot a^l(\theta)$. Ces coefficients ne sont cohérents qu'avec la géométrie du modèle cinématique optimisé, car tous les paramètres du modèle proviennent du même genou.

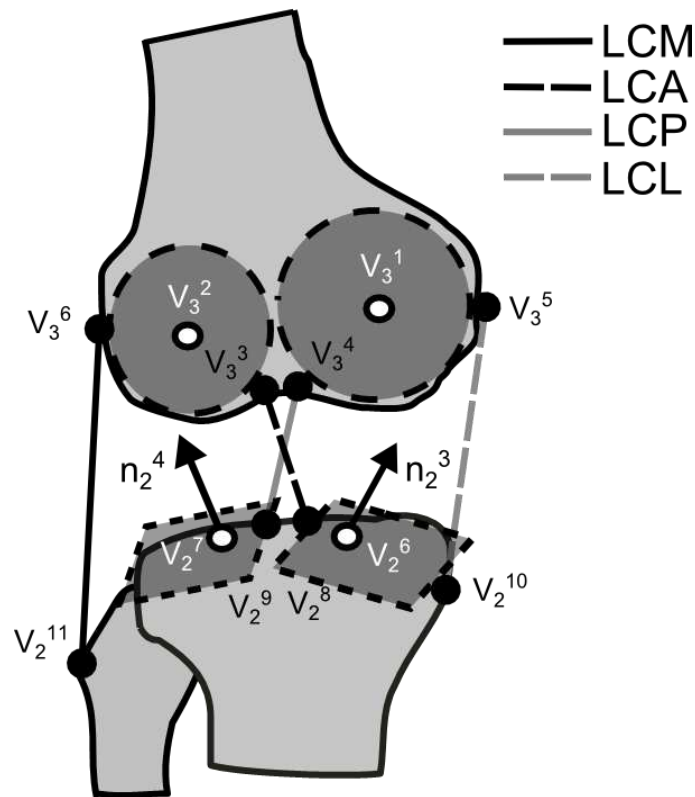


Figure 3 : Modèle cinématique du genou

3.2 Modèles annexes du genou

Une étude de sensibilité d'un modèle est essentielle à sa bonne compréhension et permet de se faire une idée sur la potentielle personnalisation de ce dernier. La troisième étude de cette partie traitera de ce problème. Plutôt que d'utiliser une méthode probabiliste de type Monte-Carlo, nous nous proposons d'introduire deux modèles issus de la littérature permettant de se faire une idée des méthodes de personnalisation envisageables. Deux méthodes sont envisagées : la reconstruction de modèle à partir d'IRM et la reconstruction à partir d'un modèle générique et de données personnalisées (radiographiques par exemple). Il est à noter que les jeux de données ne comportent pas d'information sur la variation de longueur des ligaments lors de la flexion du genou. Les modèles ont la même organisation que le modèle présenté ci-dessus. Le lecteur peut donc également se reporter à la figure 3.

3.2.1 Modèle IRM

Les données utilisées pour la reconstruction de ce modèle comprennent la géométrie 3D des surfaces articulaires (tiers distal du fémur et tiers proximal du tibia), deux faisceaux pour le LCA (antérieur : aLCA, postérieur : pLCA), deux faisceaux pour le PCA (antérieur : aPCA, postérieur : pPCA), trois faisceaux pour le LCM (antérieur : aLCM, intermédiaire : iLCM, postérieur : pLCM) et trois faisceaux pour le LCL (antérieur : aLCL, superficiel : sLCL, postérieur : pLCL). Les données proviennent d'une étude de Guess et al. (Guess et al., 2010) sur genou cadavérique. Elles sont disponibles en ligne sur le site www.simtk.com. L'auteur a reconstruit la géométrie du genou à partir des coupes IRM et les faisceaux ont été identifiés sur les coupes IRM et par pointage sur la pièce anatomique. Afin d'obtenir un modèle consistant avec le modèle optimisé présenté ci-dessus, nous avons approximé les surfaces de contact des condyles par des sphères et les plateaux tibiaux par des plans. Les données du modèle sont fournies dans le tableau 2 de l'annexe I. Ce type de création de modèle correspondrait à la personnalisation d'un modèle à partir de coupes IRM.

3.2.2 Modèle hybride

Ce modèle est issu de la fusion de deux jeux de données de la littérature. Le premier jeu de données correspond au modèle cinématique générique à trois ligaments isométriques et deux contacts sphère-sur-plan développé par Feikes et al. (Feikes et al., 2003). Le second jeu de données correspond à quatre ligaments issus d'une étude de Shelburne et al. (Shelburne et al., 2004). Les deux jeux de données sont basés sur des études cadavériques. Les contacts sphère-sur-plan du modèle de Feikes ont été recalés par une transformation affine dans les ligaments issus de l'étude de Shelburne. Les plans modélisant les plateaux ont été redressés par les auteurs, leurs normales sont imposées dans la direction proximale-distale. Au contraire, les modèles géométriques présentés précédemment ont conservé l'orientation estimée des plans modélisant les plateaux. Les données du modèle sont fournies dans le tableau 3 de l'annexe I.

Ce type de création de modèle correspondrait par exemple à recalcr les ligaments d'un modèle générique à partir de radiographies sur lesquelles auraient été identifiés les contacts fémoro-tibiaux et les centres des condyles. En effet, les ligaments sont inaccessibles par radiographie.

3.3 Modèle de la cheville

Le modèle cinématique utilisé à la cheville est un mécanisme parallèle composé d'une liaison sphérique au niveau du compartiment latéral de l'astragale et de deux ligaments isométriques : le ligament calcanéo-fibulaire (CaFil) dont l'origine et l'insertion correspondent à V_2^4 et V_1^4 respectivement sur la figure 4 et le ligament tibio-calcanéen (TiCal) dont l'origine et l'insertion correspondent à V_2^3 et V_1^3 respectivement sur la figure 4. Ce modèle a été développé par DiGregorio et al. (DiGregorio, 2007).

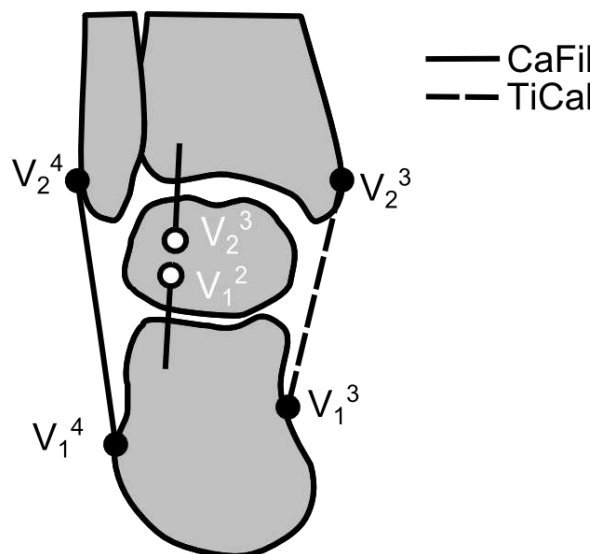


Figure 4 : Modèle cinématique de la cheville

4 Méthodes d'optimisation multi-segmentaire

L'optimisation multi-segmentaire est une optimisation sous contrainte. Cette méthode consiste à minimiser ou maximiser une fonction objectif tout en respectant des contraintes. Mécaniquement ce type de méthode consiste à minimiser une énergie potentielle élastique en respectant des contraintes géométriques (respect de la géométrie du système), cinématique (liaison entre les positions, ou éventuellement les vitesses) ou dynamiques (liaison entre les accélérations et les actions mécaniques). Dans le type de problème qui nous intéresse, à savoir la définition d'une chaîne cinématique, nous n'utiliserons que des contraintes géométriques et cinématiques en position.

Deux méthodes vont être présentées dans cette partie. La première consiste en une méthode d'optimisation multi-segmentaire classique utilisant des mécanismes parallèles à ligaments isométriques (Duprey et al., 2010). La seconde méthode correspond à la principale contribution de cette thèse sur l'aspect modélisation cinématique et consiste en une méthode de pénalité permettant l'introduction de ligaments déformables dans les modèles cinématiques. Cette dernière est une évolution de la première méthode et a été développée spécifiquement dans cette thèse.

4.1 Paramétrage

Un paramétrage en coordonnées généralisées (figure 5), noté \mathbf{Q}_i pour le segment i est utilisé durant l'optimisation multi-segmentaire (Dumas and Chèze, 2007; Duprey et al., 2010; Jalón et al., 1986). Ce paramétrage est constitué, pour chaque segment i , de deux points P_i (proximal) et D_i (distal) et de deux vecteurs directeurs unitaires (\mathbf{u}_i et \mathbf{w}_i) avec $i=1, 2, 3, 4$ pour le pied, la jambe, la cuisse et le pelvis respectivement : $\mathbf{Q}_i = [\mathbf{u}_i \quad \mathbf{r}_{P_i} \quad \mathbf{r}_{D_i} \quad \mathbf{w}_i]^T$. Ces paramètres sont appelés coordonnées naturelles (Jalón et al., 1986). Le vecteur \mathbf{Q} regroupe l'ensemble des coordonnées généralisées : $\mathbf{Q} = (\mathbf{Q}_1 \quad \mathbf{Q}_2 \quad \mathbf{Q}_3 \quad \mathbf{Q}_4)^T = (q_1 \quad \dots \quad q_{48})^T$.

On note q_j un paramètre de \mathbf{Q} avec $j=1 \rightarrow 48$. On a donc $\dim(\mathbf{Q}) = (4*12)*1 = 48*1$. La notation \mathbf{r}_M correspond au vecteur position d'un point M quelconque dans le repère global.

Ce type de paramétrage permet de stocker des données anatomiques et fonctionnelles (Dumas and Chèze, 2007). En effet, la longueur du segment ($L_i = \|\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}\|$), l'axe de flexion de l'articulation proximale (\mathbf{w}_i) et le plan sagittal du segment ($P_i, \mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i = \frac{\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}}{L_i}$) sont

compris dans ce paramétrage. La position d'un point M quelconque du segment i (marqueur cutané ou marqueur virtuel) est obtenue dans le repère global à l'aide d'une matrice

d'interpolation constante \mathbf{N}_i^M ($r_i^M = \mathbf{N}_i^M \cdot \mathbf{Q}_i$). Douze paramètres sont utilisés pour représenter l'orientation et la position de chaque segment donc six contraintes de corps rigides doivent être introduites.

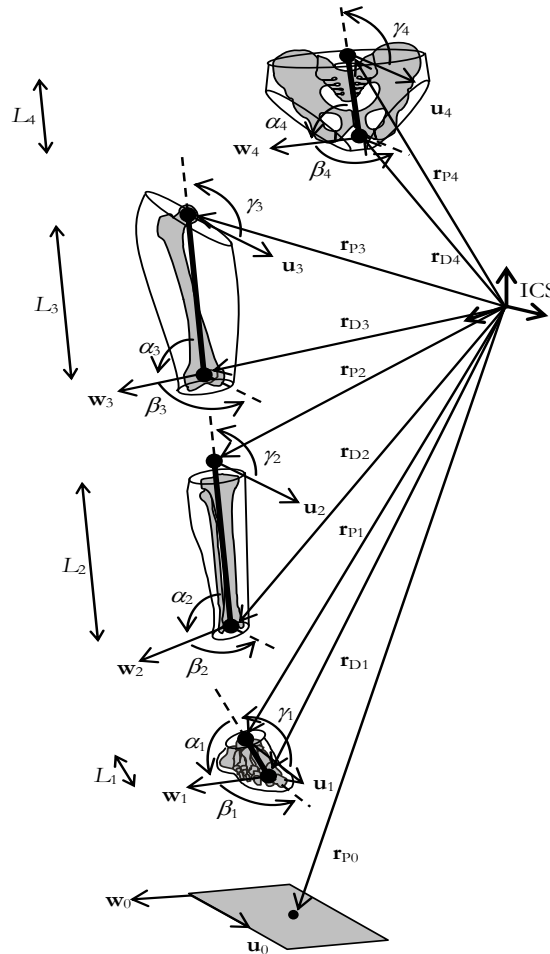


Figure 5 : Représentation du paramétrage en coordonnées généralisées

4.2 Contraintes

Trois types de contraintes sont utilisés pour la mise en place de ces méthodes : les contraintes motrices Φ^m , les contraintes cinématiques Φ^k et les contraintes de corps rigide Φ^r . Du fait du paramétrage en coordonnées généralisées, ces contraintes sont toutes linéaires ou quadratiques.

Les contraintes motrices Φ^m correspondent à la différence entre la position des marqueurs cutanés M_i^j mesurée expérimentalement et leur position calculée par le modèle. Cette position calculée correspond à la position fixe des marqueurs dans le repère segmentaire. Cette position peut être fixée lors d'une image choisie (généralement statique). Elle peut également

correspondre à la moyenne des positions dans le repère segmentaire au cours du mouvement (pour cela la solution initiale doit être très bonne). La contrainte motrice s'écrit donc :

$$(2) \quad \Phi^m = \mathbf{0} : \left\{ \mathbf{r}_{M_i^j} - \mathbf{N}_i^{M_i^j} \mathbf{Q}_i = \mathbf{0} \right.$$

où $\mathbf{r}_{M_i^j}$ correspond à la position mesurée du marqueur et $\mathbf{N}_i^{M_i^j} \mathbf{Q}_i$ correspond à la position estimée par le modèle et $j=1 \rightarrow m_i$ où m_i correspond au nombre de marqueurs pour le segment i et $i=1, 2, 3, 4$ pour le pied, la jambe, la cuisse et le pelvis respectivement.

Pour les besoins de la méthode de pénalité, le vecteur de contrainte cinématique Φ^k est divisé en deux parties Φ^{k_1} et Φ^{k_2} .

Φ^{k_1} correspond aux contraintes associées aux ligaments du genou, qui correspondent à l'écart entre la longueur de référence et la longueur calculée par le modèle :

$$(3) \quad \Phi^{k_1} = \mathbf{0} : \begin{cases} \left(\mathbf{N}_3^{V_3^3} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_2^8} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - (d^3 \cdot a^3)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_3^4} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_2^9} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - (d^4 \cdot a^4)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_3^5} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_2^{10}} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - (d^5 \cdot a^5)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_3^6} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_2^{11}} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - (d^6 \cdot a^6)^2 = 0 \end{cases} \quad \text{et : } \dim(\Phi^{k_1}) = l \times 1$$

Φ^{k_2} correspond aux contraintes modélisant le reste de la chaîne cinématique. A la hanche, la liaison est une rotule, l'équation de contrainte est la suivante :

$$(4) \quad \Phi_H^{k_2} = \mathbf{0} : \left\{ \mathbf{N}_4^{V_4^1} \mathbf{Q}_4 - \mathbf{r}_{P_3} = \mathbf{0}_{3 \times 1} \right.$$

Au genou, cela correspond aux contacts sphère-sur-plan modélisant les contacts fémoro-tibiaux :

$$(5) \quad \Phi_G^{k_2} = \mathbf{0} : \begin{cases} \left(\mathbf{N}_3^{V_3^1} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_2^6} \mathbf{Q}_2 \right) \cdot \mathbf{N}_2^{n_3} \mathbf{Q}_2 - d_K^1 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_3^2} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_2^7} \mathbf{Q}_2 \right) \cdot \mathbf{N}_2^{n_4} \mathbf{Q}_2 - d_K^2 = 0 \end{cases}$$

Où d_K^1 et d_K^2 correspondent aux rayons des sphères représentant les condyles latéral et médial respectivement, \mathbf{n}_2^3 et \mathbf{n}_2^4 correspondent aux normales aux plans représentant les plateaux tibiaux latéral et médial respectivement.

A la cheville, les contraintes associées au mécanisme parallèle développé par DiGregorio et al. (DiGregorio, 2007) sont les suivantes :

$$(6) \quad \Phi_C^{k_2} = 0 : \begin{cases} \mathbf{N}_2^{V_2^3} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{V_1^2} \mathbf{Q}_1 = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \left(\mathbf{N}_1^{V_1^3} \mathbf{Q}_1 - \mathbf{N}_2^{V_2^3} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - (d_C^3)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_1^{V_1^4} \mathbf{Q}_1 - \mathbf{N}_2^{V_2^4} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - (d_C^4)^2 = 0 \end{cases}$$

Où d_C^3 et d_C^4 correspondent aux longueurs isométriques optimisées du mécanisme parallèle des ligaments calcanééo-tibial et calcanééo-fibulaire respectivement.

Le vecteur de contraintes cinématiques Φ^{k_2} est finalement sous la forme :

$$(7) \quad \Phi^{k_2} = \begin{pmatrix} \Phi_H^{k_2} \\ \Phi_G^{k_2} \\ \Phi_C^{k_2} \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \dim(\Phi^{k_2}) = k \times 1$$

Les contraintes de corps rigides Φ^r permettent de conserver les angles entre chaque vecteur et les longueurs anatomiques constantes (figure 5). Ainsi l'hypothèse de segments rigides est respectée. Ces contraintes prennent la forme suivante :

$$(8) \quad \Phi_i^r = 0 : \begin{cases} \mathbf{u}_i^2 - 1 = 0 \\ \mathbf{u}_i (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) - L_i \cos \gamma_i = 0 \\ \mathbf{u}_i \mathbf{w}_i - \cos \beta_i = 0 \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})^2 - L_i^2 = 0 \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \mathbf{w}_i - L_i \cos \alpha_i = 0 \\ \mathbf{w}_i^2 - 1 = 0 \end{cases} \quad \text{et} \quad \dim(\Phi^r) = 24 \times 1$$

4.3 Ligaments isométriques

La méthode d'optimisation sans variation de longueur ligamentaire ($a^l = 1$) consiste à minimiser le carré des contraintes motrices tout en respectant strictement les deux types de contraintes cinématiques et les contraintes de corps rigide. Le problème d'optimisation s'écrit sous la forme suivante :

$$(9) \quad \begin{cases} \min_{\mathbf{Q}} f = \frac{1}{2} (\Phi^m)^T (\Phi^m) \\ \text{soumis à : } \begin{cases} \Phi^{k_1} = \mathbf{0} \\ \Phi^{k_2} = \mathbf{0} \\ \Phi^r = \mathbf{0} \end{cases} \end{cases} \quad \text{avec} \quad \mathbf{Q} = \begin{pmatrix} \mathbf{Q}_1 \\ \mathbf{Q}_2 \\ \mathbf{Q}_3 \\ \mathbf{Q}_4 \end{pmatrix}$$

En utilisant une formulation Lagrangienne du problème (calculs détaillés par la suite) l'optimisation est équivalente à trouver les zéros de la fonction suivante (Andersen et al., 2009) :

$$(10) \quad \mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} [\mathbf{K}^m]^T (\boldsymbol{\Phi}^m) + \begin{bmatrix} \mathbf{K}^{k_1} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^{k_2} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \boldsymbol{\lambda}^{k_1} \\ \boldsymbol{\lambda}^{k_2} \\ \boldsymbol{\lambda}^r \end{pmatrix} \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_1} \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_2} \\ \boldsymbol{\Phi}^r \end{pmatrix}$$

Avec $\mathbf{K}^m = \frac{d\boldsymbol{\Phi}^m}{d\mathbf{Q}}$, $\mathbf{K}^{k_1} = \frac{d\boldsymbol{\Phi}^{k_1}}{d\mathbf{Q}}$, $\mathbf{K}^{k_2} = \frac{d\boldsymbol{\Phi}^{k_2}}{d\mathbf{Q}}$, $\mathbf{K}^r = \frac{d\boldsymbol{\Phi}^r}{d\mathbf{Q}}$ les Jacobiennes des contraintes et

$\boldsymbol{\lambda}^{k_1}$, $\boldsymbol{\lambda}^{k_2}$ et $\boldsymbol{\lambda}^r$ les multiplicateurs de Lagrange associés aux contraintes strictes. Dans ce cas, $\boldsymbol{\Phi}^{k_1}$ contient uniquement les trois premières lignes, c'est-à-dire les contraintes correspondant au LCA, PCA et LCM. Les longueurs de ligaments sont constantes et correspondent à la longueur \tilde{d}^l du mécanisme parallèle. La recherche de zéros est résolue en utilisant une descente de gradient de type Gauss-Newton qui sera détaillée en annexe. Cette méthode étant très contraignante, un mécanisme parallèle dont la géométrie est recalée pour obtenir une cinématique de référence (cf 3.1) est nécessaire pour que l'optimisation puisse converger.

4.4 Ligaments déformables

4.4.1 Problème d'optimisation

Une méthode de pénalité est utilisée pour introduire des ligaments déformables dans le modèle cinématique. Cette méthode consiste à relâcher les contraintes ligamentaires $\boldsymbol{\Phi}^{k_1}$ en les minimisant au lieu de les respecter strictement. Les ligaments sont donc autorisés à avoir une longueur variable.

$$(11) \quad \begin{cases} \min_{\mathbf{Q}} f = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \boldsymbol{\Phi}^m \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_1} \end{pmatrix}^T \begin{bmatrix} \mathbf{W}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{W}^{k_1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{\Phi}^m \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_1} \end{pmatrix} \\ \text{soumis à : } \begin{cases} \boldsymbol{\Phi}^{k_2} = \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\Phi}^r = \mathbf{0} \end{cases} \end{cases}$$

avec \mathbf{W}^m et \mathbf{W}^{k_1} les matrices de poids associées aux contraintes motrices et ligamentaires respectivement. Ces matrices sont diagonales. $\boldsymbol{\Phi}^{k_1}$ contient l'ensemble des contraintes ligamentaires, à savoir les contraintes correspondant au LCA, LCP, LCM et LCL.

Les matrices de poids sont introduites afin de gérer les contraintes motrices et ligamentaires. Plus le poids associé à une contrainte est important plus cette contrainte est respectée. Les poids permettent donc de gérer l'importance relative des contraintes. Dans une perspective de réduction des ATM, le poids des ligaments a été choisi supérieur au poids des contraintes motrices. La matrice \mathbf{W}^m est donc une matrice identité et les paramètres de la matrice \mathbf{W}^{k_1} sont donnés dans le tableau 5 de l'annexe I. Les poids relatifs entre ligaments sont déterminés par essais-erreur et basés sur la littérature (Bergamini et al., 2011; Hsieh and Draganich, 1997; Liu et al., 2011; Rovick et al., 1991; Walker et al., 1988) : plus un ligament a une variation de longueur faible, plus le poids de la contrainte associée sera élevé.

La méthode de minimisation de la variation de longueur consiste à imposer un objectif de longueur constante aux ligaments. La variation de longueur imposée $\bar{a}'(\theta)$ est la moyenne de $a'(\theta)$ sur un cycle de marche.

La méthode de prescription de la variation de longueur consiste, quant à elle, à imposer un objectif de longueur variable aux ligaments, en fonction de l'angle de flexion du genou. La variation de longueur imposée est $a'(\theta)$.

Nous allons maintenant détailler les calculs menant à la formulation Lagrangienne du problème et à sa résolution.

4.4.2 Formulation Lagrangienne

La formulation Lagrangienne permet de transformer ce problème de minimisation sous contrainte en problème de recherche de zéros. Une combinaison linéaire scalaire φ de la fonction objectif et des contraintes strictes est créée en introduisant un vecteur de multiplicateurs de Lagrange $\boldsymbol{\lambda} = (\boldsymbol{\lambda}^{k_2} \quad \boldsymbol{\lambda}^r)^T$. $\boldsymbol{\lambda}^{k_2}$ et $\boldsymbol{\lambda}^r$ correspondent respectivement aux multiplicateurs de Lagrange associés aux contraintes $\boldsymbol{\Phi}^{k_2}$ et $\boldsymbol{\Phi}^r$.

$$(12) \quad \varphi \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \boldsymbol{\Phi}^m \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_1} \end{pmatrix}^T \begin{bmatrix} \mathbf{W}^m \\ \mathbf{W}^{k_1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{\Phi}^m \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_1} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \boldsymbol{\lambda}^{k_2} \\ \boldsymbol{\lambda}^r \end{pmatrix}^T \begin{pmatrix} \boldsymbol{\Phi}^{k_2} \\ \boldsymbol{\Phi}^r \end{pmatrix}$$

La recherche des zéros de la dérivée par rapport à \mathbf{Q} de cette combinaison linéaire permet de trouver les paramètres qui minimisent la fonction objectif et respectent la dérivée des contraintes strictes. Une fonction vectorielle $\mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{pmatrix}$ où sont associées la dérivée de la combinaison linéaire et les contraintes strictes est construite. Le zéros de cette fonction permettra de trouver les paramètres \mathbf{Q} et $\boldsymbol{\lambda}$ permettant de minimiser la fonction objectif tout en respectant les contraintes strictes et leurs dérivées :

$$(13) \quad \mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{d}{d\mathbf{Q}}(\varphi)^T \\ \boldsymbol{\Phi}^{k_2} \\ \boldsymbol{\Phi}^r \end{pmatrix} = \mathbf{0}$$

Dérivée de la combinaison linéaire $\varphi \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{pmatrix}$

La notation indicielle sera utilisée par la suite : les indices i et j servent uniquement à exprimer les composantes des vecteurs et des matrices, ils n'indiquent pas un numéro de segment ou de marqueur comme précédemment. Un indice double dans une expression est équivalent à une somme sur cet indice.

On notera :

- $\Phi_i^{mk_1}$ la composante i du vecteur $\begin{pmatrix} \Phi^m \\ \Phi^{k_1} \end{pmatrix}$ de dimension $(m+1) \times 1$
- $\mathbf{W}_{ii}^{mk_1}$ la composante ii de la matrice $\begin{bmatrix} \mathbf{W}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{W}^{k_1} \end{bmatrix}$ de dimension $(m+1) \times (m+1)$
- $\lambda_j^{k_2r}$ la composante j du vecteur $\begin{pmatrix} \lambda^{k_2} \\ \lambda^r \end{pmatrix}$ de dimension $(k+24) \times 1$
- $\Phi_j^{k_2r}$ la composante ii du vecteur $\begin{pmatrix} \Phi^{k_2} \\ \Phi^r \end{pmatrix}$ de dimension $(k+24) \times 1$

La dérivée sera un vecteur de dimension 1×48 et aura la forme suivante :

$$(14) \quad \frac{d\varphi}{d\mathbf{Q}} = \left(\frac{\partial \varphi}{\partial q_1} \quad \frac{\partial \varphi}{\partial q_2} \quad \dots \quad \frac{\partial \varphi}{\partial q_p} \quad \dots \quad \frac{\partial \varphi}{\partial q_{48}} \right)$$

Calculons la composante p de $\frac{d\varphi}{d\mathbf{Q}}$:

$$(15) \quad \frac{\partial \varphi}{\partial q_p} = \frac{\partial}{\partial q_p} \left(\frac{1}{2} \Phi_i^{mk_1} \mathbf{W}_{ii}^{mk_1} \Phi_i^{mk_1} + \lambda_j^{k_2r} \Phi_j^{k_2r} \right) = \mathbf{W}_{ii}^{mk_1} \Phi_i^{mk_1} \frac{\partial \Phi_i^{mk_1}}{\partial q_p} + \lambda_j^{k_2r} \frac{\partial \Phi_j^{k_2r}}{\partial q_p}$$

On note \mathbf{K} la Jacobienne de la contrainte $\boldsymbol{\Phi}$, on aura :

$$(16) \quad \mathbf{K} = \frac{d\boldsymbol{\Phi}}{d\mathbf{Q}}$$

La composante ij de \mathbf{K} correspond à $\mathbf{K}_{ij} = \frac{\partial \Phi_i}{\partial q_j}$ donc :

$$(17) \quad \frac{\partial \varphi}{\partial q_p} = \Phi_i^{mk_1} \mathbf{W}_{ii}^{mk_1} \mathbf{K}_{ip}^{mk_1} + \lambda_j^{k_2r} \mathbf{K}_{jp}^{k_2r}$$

Ce qui équivaut sous forme matricielle à :

$$(18) \quad \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{Q}} = (\Phi^{mk_1})^T [\mathbf{W}^{mk_1}] [\mathbf{K}^{mk_1}] + (\lambda^{k_2r})^T [\mathbf{K}^{k_2r}]$$

Il est maintenant possible d'écrire l'expression finale de $\mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}$:

$$(19) \quad \mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{K}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^{k_1} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \mathbf{W}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{W}^{k_1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \Phi^m \\ \Phi^{k_1} \end{pmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{K}^{k_2} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \lambda^{k_2} \\ \lambda^r \end{pmatrix} \\ \Phi^{k_2} \\ \Phi^r \end{pmatrix}$$

La minimisation sous contrainte est équivalente à trouver les zéros de cette fonction. Nous utiliserons pour cela une méthode de Gauss-Newton détaillée en annexe.

4.5 Initialisation

La solution initiale de \mathbf{Q} pour la méthode isométrique correspond aux points et aux directions $\mathbf{Q} (P_i, D_i, \mathbf{u}_i \text{ and } \mathbf{w}_i)$ calculés à partir des marqueurs cutanés (Dumas and Chèze, 2007). Pour des raisons de coût numérique, l'initialisation des méthodes de pénalité correspond au résultat de l'optimisation isométrique. L'angle de flexion calculé avec cette solution optimale est utilisé pour calculer la variation de longueur des ligaments $a^l(\theta)$ et sa moyenne $\bar{a}^l(\theta)$. Le problème de recherche de zéros est résolu à l'aide d'un algorithme de Gauss-Newton, détaillé en annexe.

4.6 Cinématique angulaire et variation de longueur des ligaments

La cinématique angulaire est calculée à partir des coordonnées généralisées \mathbf{Q}_i (Dumas and Chèze, 2007). Les matrices de rotations des repères segmentaires orthonormés du fémur et du tibia dans les conventions de l'ISB sont déduites de \mathbf{Q}_2 et \mathbf{Q}_3 en utilisant deux matrices constantes \mathbf{B}_i^u et \mathbf{B}_i^w :

$$(20) \quad \mathbf{B}^u = \begin{bmatrix} 1 & L \cos \gamma & \cos \beta \\ 0 & L \sin \gamma & \frac{\cos \alpha - \cos \beta \cos \gamma}{\sin \gamma} \\ 0 & 0 & \sqrt{1 - (\cos \beta)^2 - \left(\frac{\cos \alpha - \cos \beta \cos \gamma}{\sin \gamma} \right)^2} \end{bmatrix}$$

$$(21) \quad \mathbf{B}^w = \begin{bmatrix} \sin \beta & L \frac{\cos \gamma - \cos \alpha \cos \beta}{\sin \beta} & 0 \\ 0 & L \sqrt{1 - (\cos \alpha)^2 - \left(\frac{\cos \gamma - \cos \alpha \cos \beta}{\sin \beta} \right)^2} & 0 \\ \cos \beta & L \cos \alpha & 1 \end{bmatrix}$$

\mathbf{B}_i^u permet d'obtenir les rotations d'un repère orthonormal segmentaire basé sur le vecteur \mathbf{u}_i à partir des coordonnées généralisées \mathbf{Q}_i . \mathbf{B}_i^w permet d'obtenir les rotations d'un repère orthonormal segmentaire basé sur le vecteur \mathbf{w}_i à partir des coordonnées généralisées \mathbf{Q}_i . Les rotations du fémur sont obtenues en utilisant \mathbf{B}_i^w et les rotations du tibia sont obtenues en utilisant \mathbf{B}_i^u . Ainsi la matrice de rotation du tibia par rapport au fémur $\mathbf{R}_{3 \rightarrow 2}$ est obtenue de la manière suivante :

$$(22) \quad \mathbf{R}_{3 \rightarrow 2} = \mathbf{B}_3^w \left(\begin{bmatrix} \mathbf{u}_3 & \mathbf{r}_{P_3} - \mathbf{r}_{D_3} & \mathbf{w}_3 \end{bmatrix} \right)^{-1} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{u}_2 & \mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2} & \mathbf{w}_2 \end{bmatrix} (\mathbf{B}_2^u)^{-1}$$

Les angles articulaires sont calculés à partir de $\mathbf{R}_{3 \rightarrow 2}$ selon les conventions de l'ISB (Wu and Cavanagh, 1995), en utilisant une séquence d'angle d'Euler ZXY. Le premier axe \mathbf{e}_1 du repère non-orthogonal lié à l'articulation correspond à l'axe \mathbf{w}_3 , le troisième axe \mathbf{e}_3 correspond à l'axe \mathbf{v}_2 , le deuxième axe \mathbf{e}_2 (axe flottant) correspond au produit vectoriel de \mathbf{e}_3 par \mathbf{e}_1 .

Les déplacements du tibia par rapport au fémur sont calculés comme la projection non-orthonormale (Desroches et al., 2010) du vecteur allant du point D_3 à P_2 sur les axes du repère lié à l'articulation ($\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$). En position neutre (0° de flexion) D_3 et P_2 sont superposés et correspondent à l'origine commune des repères segmentaires liés au fémur et au tibia : le centre des épicondyles.

La variation de longueur relative des ligaments ($\Delta L/L$), exprimée en pourcentage est calculée à partir de \mathbf{Q}_2 et \mathbf{Q}_3 pendant le cycle de marche comme le ratio entre la norme du vecteur allant de l'origine à l'insertion d'un ligament et sa longueur en position neutre expérimentale $d'(0)$.

$$(23) \quad \frac{\Delta L^l}{L} = \frac{\|\mathbf{r}_{origine}^l - \mathbf{r}_{insertion}^l\| - d'(0)}{d'(0)}$$

Maintenant que l'ensemble des méthodes a été présenté, nous allons passer aux différentes études sur la cinématique du genou effectuées dans le cadre de cette thèse.

5 Etude de l'influence des contraintes

Dans cette section, les méthodes d'optimisation multi-segmentaire avec variation de longueur des ligaments nulle, minimisée et prescrite vont être comparées en utilisant le modèle cinématique optimisé.

Les optimisations sont appliquées sur les données provenant de cinq sujets sains (âge: 28.8 ± 4.8 ans; taille: 1.74 ± 0.09 m; poids : 76.5 ± 13.5 kg) réalisées précédemment au laboratoire (Duprey et al., 2010). Les trajectoires de vingt-deux marqueurs cutanés disposés sur la jambe droite sont enregistrées à 100Hz pendant un cycle de marche à l'aide d'un système opto-électronique (Motion Analysis© System). La cinématique moyenne optimisée et la variation de longueur moyenne des ligaments, obtenues par les différentes méthodes, sont calculées sur les cinq sujets.

5.1 Résultats

5.1.1 Cinématique angulaire

Les moyennes et écart-types sur les 5 sujets des cinématiques angulaires calculées avec les contraintes d'allongements (ΔL) nuls, minimisés ou prescrits sont tracés sur la figure 6.

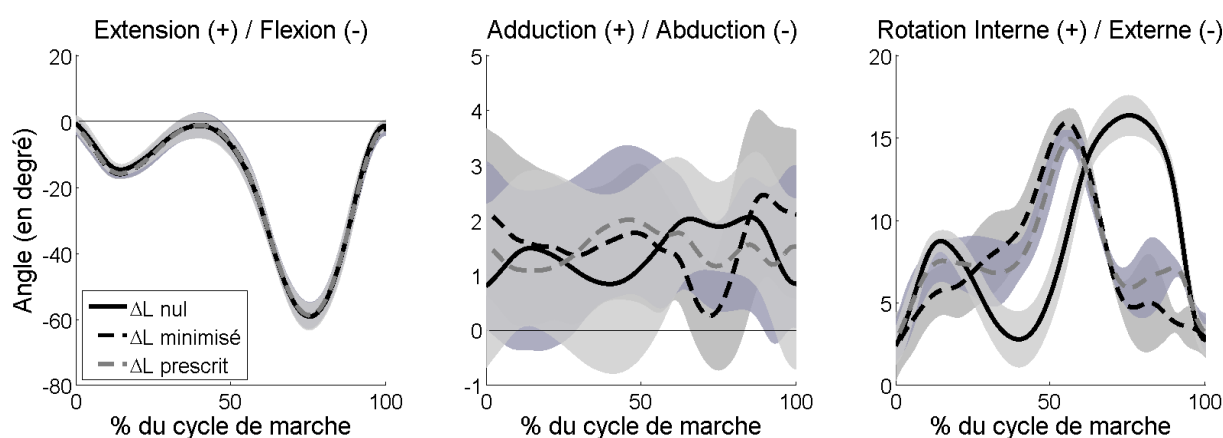


Figure 6 : Influence des contraintes - Cinématique angulaire (moyenne \pm 1 écart-type)

La flexion-extension du genou ne varie pas quelle que soit la méthode. Les courbes ont un premier pic de flexion à 15% du cycle de marche et un second et maximal à 75% du cycle de marche. En considérant la moyenne et l'écart-type des résultats, la plage angulaire de l'adduction-abduction est la même pour les différentes méthodes, environ 4° . L'allure de cet angle pour la méthode avec variation de longueur de ligament nulle suit l'allure de la flexion du genou.

Le genou est globalement en rotation interne durant le cycle de marche. La courbe de la méthode à variation de longueur de ligaments nulle comporte un premier pic (9mm) à 15% du cycle de marche et un second pic (16mm) autour de 75% du cycle de marche. Ces pics correspondent aux pics de flexion du genou. Les courbes obtenues avec les méthodes de variation de longueur des ligaments minimisée et prescrite sont proches. Elles présentent un pic maximal (entre 15 et 16mm) à 55% du cycle de marche, correspondant au décollement des orteils. La méthode de prescription de la variation de longueur présente un pic (7,5mm) à 15% du cycle de marche, correspondant au premier pic de flexion.

5.1.2 Déplacements articulaires

Les moyennes et écart-types sur les 5 sujets des déplacements articulaires calculées avec les contraintes d'allongements (ΔL) nul, minimisé ou prescrit sont tracés sur la figure 7.

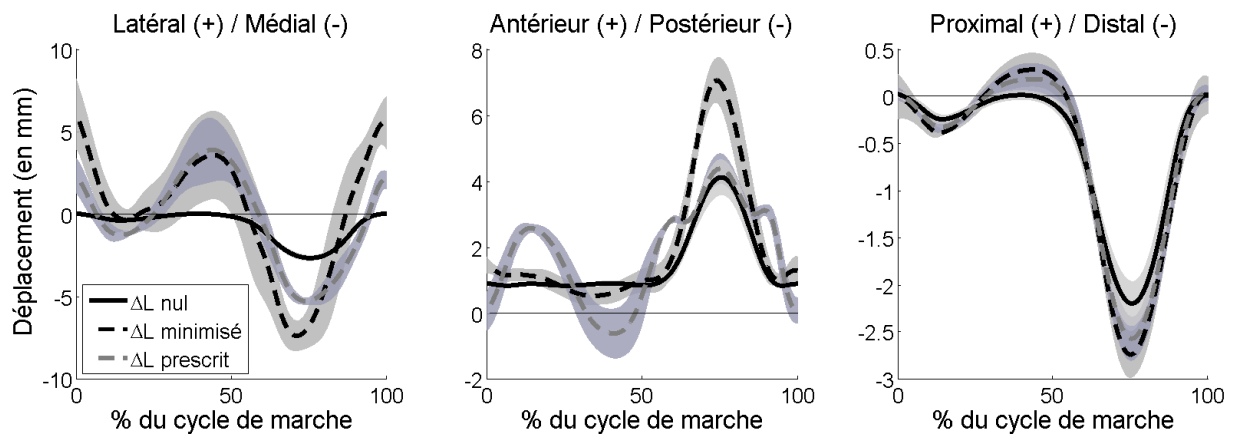


Figure 7 : Influence des contraintes - Déplacements (moyenne \pm 1 écart-type)

Le déplacement dans la direction latéral-médiale est médial et inférieur à 3mm pour la méthode de variation de longueur nulle. La plage de déplacement est plus importante pour les méthodes de minimisation et de prescription de la variation de longueur des ligaments, environ 1cm. Les allures sont similaires avec deux pics médiaux à 15% et 75% du cycle de marche et un pic latéral à 45% du cycle de marche. Cependant la méthode de minimisation est décalée (de 1 à 5mm) dans la direction latérale par rapport à la méthode de prescription.

Le déplacement antéro-postérieur est constant (1mm) jusqu'à 60% du cycle de marche puis présente un pic de déplacement antérieur de 4mm à 75% du cycle de marche, pour la méthode avec variation de longueur nulle. La méthode avec variation de longueur minimisée présente la même allure avec un pic de déplacement antérieur plus important. Le déplacement varie légèrement autour de 1 mm jusqu'à 60% du cycle de marche puis présente un pic de 7 mm à 75% du cycle de marche. La méthode de prescription de l'allongement des ligaments présente un premier pic antérieur de 2.5 mm à 15% du cycle de marche et un second pic antérieur de

4mm à 75% du cycle de marche. Ces pics coïncident avec les pics de flexion. Cette méthode présente également un déplacement postérieur de 1mm à 40% du cycle de marche.

Le déplacement proximal-distal est quasi-identique pour les différentes méthodes, avec un pic distal entre -2mm et 3mm à 75% du cycle de marche.

5.1.3 Variation de longueur des ligaments

Les moyennes et écart-types des variations de longueur ligamentaires calculées avec les contraintes d'allongements (ΔL) nul, minimisé ou prescrit sont tracés sur la figure 8. La variation de longueur ligamentaire mesurée sur genou cadavérique (ΔL expérimental) est également tracée.

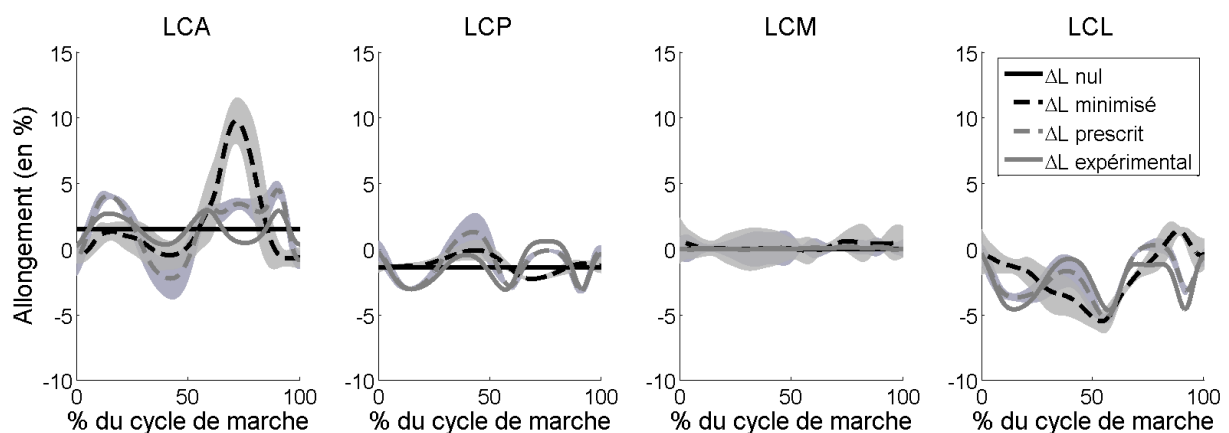


Figure 8 : Influence des contraintes - Allongement des ligaments (moyenne \pm 1 écart-type)

Comme prévu, aucune variation de longueur n'est observée pour la méthode de variation de longueur ligamentaire nulle.

La méthode de variation de longueur ligamentaire minimisée présente des résultats dans une plage d'allongement comprise en -5% et 5% d'allongement pour le LCP, le LCM et le LCL. Le LCA présente un pic important de 10% d'allongement à 75% du cycle de marche, ce pic reste tout de même dans une plage d'allongement raisonnable ($\pm 10\%$ d'allongement). L'allure des courbes est proche de la variation de longueur ligamentaire expérimentale pour le LCA, le LCP, le LCM et le LCL.

Les résultats obtenus avec la méthode de variation de longueur ligamentaire prescrite sont très proches des valeurs d'allongements mesurées lors de la flexion passive du genou cadavérique.

5.2 Discussion des résultats

Les résultats issus de l'étude de Lafortune et al. (Lafortune et al., 1992) vont être pris comme référence pour cette discussion. A notre connaissance, il s'agit de la seule étude de la

marche avec vis intra-corticales qui donne le cycle de marche complet ; généralement, les études ne présentent que la phase d'appui. La cinématique angulaire de l'étude de Lafortune et al. est présentée sur la figure 9. Les courbes en trait fin correspondent aux cycles de marches des cinq sujets (un cycle par sujet). Les courbes en trait épais correspondent à la moyenne des paramètres sur les cinq sujets.

La plage angulaire de l'adduction-abduction dans notre étude est comparable aux données de la littérature obtenues par vis intra-corticales (figure 9) et est réduite par rapport à une précédente étude utilisant un mécanisme parallèle (Duprey et al., 2010). Cet angle articulaire est classiquement interprété comme étant dû à un désalignement de l'axe de flexion réel du genou et de l'axe autour duquel est calculée la flexion. Le modèle géométrique utilisé dans cette étude permet donc une estimation satisfaisante de l'axe de flexion du genou.

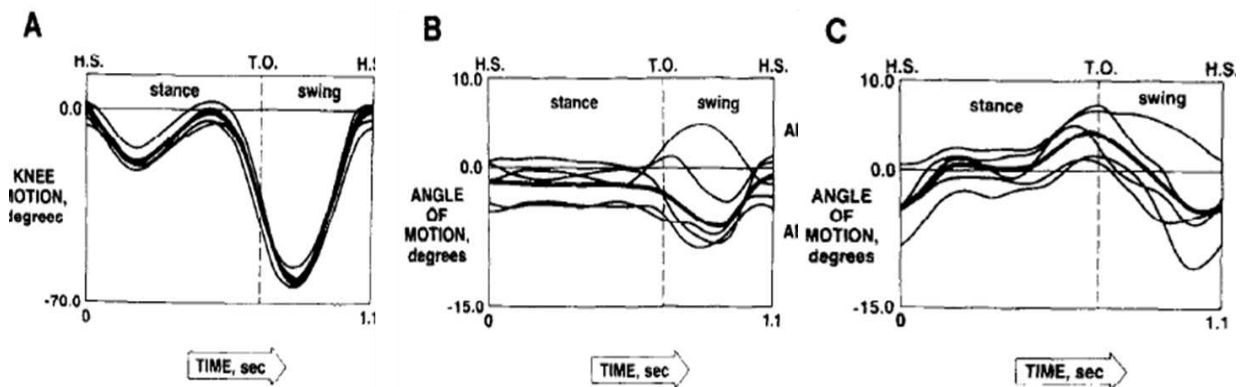


Figure 9 : Cinématique angulaire issue de Lafortune et al. - A : flexion(-)/extension(+), B : adduction(+)/abduction(-), C : rotation interne(+)/externe(-)

Concernant la rotation interne-externe, la plage angulaire pour les différentes méthodes est proche des données de la littérature (environ 15°) (Benoit et al., 2007; Lafortune et al., 1992). Cependant, dans le cas de la méthode de variation de longueur ligamentaire nulle, le second pic de rotation interne durant la flexion maximale est en contradiction avec les données de Lafortune et al. montrant un pic maximal de rotation interne durant le décollement du pied à 60% du cycle de marche. La méthode de minimisation de l'allongement ligamentaire présente bien ce pic de rotation interne à 60% du cycle de marche. La méthode de prescription de l'allongement ligamentaire donne les résultats les plus proches de l'allure des courbes de Lafortune et al. (figure 9). Elle présente en effet un premier pic de rotation interne à 15% et un second pic de rotation interne durant le décollement du pied, de la même manière que les données de Lafortune et al..

L'allure des déplacements antéro-postérieurs est proche de celle issue de la littérature pour les trois méthodes. Les pics de déplacement antérieur sont corrélés à la flexion du genou et ont une amplitude de 4 mm pour les méthodes de variation de longueur ligamentaire nulle et

prescrite et de 7mm pour la méthode de minimisation de la variation de longueur ligamentaire.

De plus, les variations de longueur des ligaments sont proches des données expérimentales et des données sous charge de la littérature (Abebe et al., 2011; Liu et al., 2011; Tashman et al., 2007; Taylor et al., 2013; Wu and Hosseini, 2010). Comme on pouvait s'y attendre la méthode de prescription des allongements permet d'obtenir les résultats les plus proches des variations de longueur expérimentales.

En conclusion, comparée à une méthode de variation de longueur ligamentaire nulle (ligaments isométriques) utilisant les multiplicateurs de Lagrange, la méthode de prescription des allongements ligamentaires semble fournir des résultats plus proches de la physiologie articulaire durant la marche des cinq sujets asymptomatiques et permet également d'obtenir des allongements ligamentaires cohérents avec les données de la littérature. La méthode de variation de longueur ligamentaire minimisée fournit des résultats proches de la cinématique obtenue à l'aide de la méthode de variation de longueur ligamentaire prescrite. Ces résultats sont également cohérents avec la littérature et les différences les plus remarquables sont observées sur le déplacement antérieur et l'allongement du LCA. Le point négatif de la méthode de variation de longueur minimisée est la définition délicate des poids relatifs entre les ligaments. La méthode de variation de longueur prescrite permet d'assigner le même poids à chacun des ligaments et de n'avoir à gérer que le poids relatif entre les contraintes motrices et ligamentaires. Cependant, il n'est pas possible à ce stade de faire la part entre la précision de l'une ou l'autre de ces deux méthodes.

Les résultats semblent satisfaisants, toutefois, une validation est requise et, le modèle géométrique étant générique, il serait intéressant d'évaluer la personnalisation potentielle de ces modèles. Les paragraphes suivants abordent ces deux points en commençant par l'évaluation de la méthode.

6 Evaluation de la méthode

Les résultats obtenus dans la section précédente semblent globalement cohérents avec la littérature mais la pertinence des méthodes reste à évaluer. Dans cette optique, les couplages cinématiques obtenus durant la marche avec le modèle optimisé et les trois types de contraintes ligamentaires seront comparés au bilan sur la cinématique articulaire effectuée au paragraphe 2. Puis, les cinématiques calculées à l'aide des différentes méthodes basées sur les trajectoires de marqueurs cutanés seront comparées à la cinématique calculée à l'aide de vis intra-corticales lors d'expérimentation ex-vivo (flexion du membre inférieur) et in-vivo (course).

6.1 Comparaison avec les données de la littérature

Les cinématiques obtenues dans le paragraphe 5 vont maintenant être comparés aux données de cinématique du genou sous charge issues de la littérature et exprimées dans les repères ISB (Beillas et al., 2004; Benoit et al., 2007, 2006; Deneweth et al., 2010; Farrokhi et al., 2012; Kozanek et al., 2009; Lafortune et al., 1992; Li et al., 2012; Reinschmidt and Van Den Bogert, 1997; Tashman et al., 2007; Torry et al., 2011; Tsai et al., 2011) (cf. paragraphe 2.1). Les courbes non légendées (grises) de la figure 10 et de la figure 11 correspondent aux données de la littérature. La cinématique tracée correspond uniquement à la phase sous charge de la marche, à savoir entre 0 et 60% du cycle de marche, l'ensemble du cycle de flexion n'est donc pas représenté.

6.1.1 Couplages angulaires

L'angle d'adduction-abduction, le même pour les trois types de contraintes, est bien dans une plage angulaire proche des données de la littérature.

La rotation interne pour la méthode à la variation de longueur nulle est linéaire et correspond à l'allure générale des courbes de la littérature. L'allure de la rotation interne passe par trois phases pour les méthodes de variation de longueur minimisée et prescrite. Une première phase croissante et linéaire qui correspond à la phase de double support et donc la première flexion du genou lors du cycle de marche (en se basant sur la figure 6). La deuxième phase est linéaire, croissante dans le cas la méthode à allongement minimisée et décroissante dans le cas de la méthode à allongement prescrit. Cette phase correspond à la phase de simple support et donc la première extension du genou. La troisième phase correspond à la flexion de genou précédant la phase de balancement. La rotation interne croit alors de manière quasi parabolique. Les résultats obtenus avec la méthode de variation de longueur prescrite ont la même allure que les résultats de Lafortune et al..

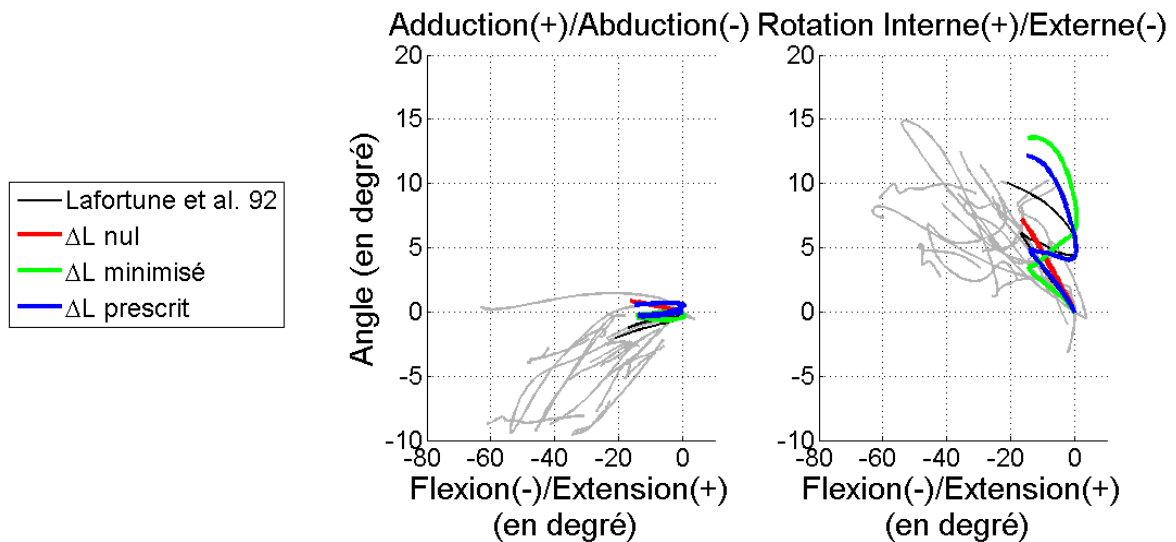


Figure 10 : Modèles vs littérature - Cinématique angulaire

6.1.2 Couplages en déplacements

Les déplacements articulaires sont cohérents avec la littérature pour les trois méthodes. Les couplages sont quasi-linéaires. Dans cette plage angulaire de flexion, le déplacement antérieur-postérieur est sous-estimé pour les méthodes de variation de longueur nulle et minimisée. Le déplacement antérieur-postérieur obtenu avec la méthode de variation de longueur prescrite semble le plus cohérent.

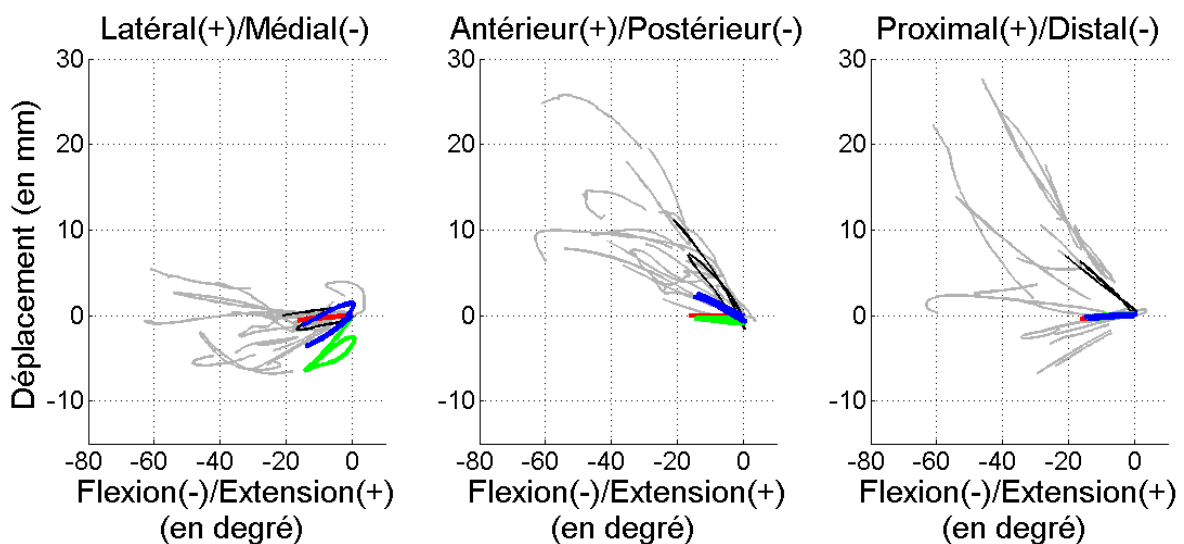


Figure 11 : Modèles vs littérature - Déplacements

6.1.3 Discussion

La méthode de variation de longueur ligamentaire nulle permet d'obtenir des couplages linéaires entre la flexion du genou et les autres degrés de liberté du genou cohérents avec la physiologie d'un genou sain sous charge, bien que le déplacement antéro-postérieur semble

sous-estimé. Les méthodes de variation de longueur ligamentaire minimisée et prescrite permettent également d'obtenir des couplages cohérents avec le fonctionnement sain d'une articulation, bien que la méthode de variation de longueur minimisée semble également sous-estimer le déplacement antéro-postérieur. L'allure de la rotation interne obtenue avec ces deux méthodes est plus proche des données de Lafortune et al. (Lafortune et al., 1992) que la rotation interne obtenues avec la méthode à variation de longueur nulle. La méthode de variation de longueur nulle donne un couplage linéaire entre la flexion et la rotation interne car le modèle n'a qu'un degré de liberté donc la rotation interne sera toujours la même en fonction de l'angle de flexion du genou. Concernant les méthodes de variation de longueur ligamentaire minimisée et prescrite, les contraintes sont relâchées donc le couplage entre la flexion et la rotation interne-externe ne dépendra pas uniquement de l'angle de flexion, ce qui permet d'obtenir les trois phases observée chez Lafortune et al..

Bien que cette étude ne permette pas de valider les différentes méthodes et le modèle cinématique optimisé du genou, elle permet toutefois de montrer que les couplages articulaires obtenus avec ces méthodes et ce modèle géométrique sont cohérents avec la physiologie d'un genou sain sous charge.

Les deux études suivantes vont comparer la cinématique obtenue à partir de vis intra-corticales et la cinématique obtenue à l'aide des méthodes d'optimisations basées sur les marqueurs cutanés ex-vivo (flexion) et in-vivo (course).

6.2 Comparaison du modèle optimisé avec des données de vis intra-corticales issus d'études ex-vivo et in-vivo

6.2.1 Etude ex-vivo

Les données utilisées sont issues d'une étude de Grimpampi et al. (Grimpampi et al., 2013) effectuée sur deux cadavres adultes intacts (homme, 75-80 ans). Nous n'avons pas participé aux expérimentations mais le protocole expérimental sera rapidement présenté ci-après pour la compréhension du lecteur. Les sujets ne présentaient aucun précédent pathologique au niveau des membres inférieurs. Des vis intra-corticales sont insérées au niveau de la crête iliaque droite, du tiers proximal de la diaphyse fémorale et de la face antéro-médiale du tibia. Un quadripode de marqueurs est fixé à chacune de ces vis pour suivre le mouvement des segments. Des incisions cruciformes sont effectuées au niveau de l'insertion de chaque vis pour limiter les perturbations dues à l'action de la peau sur ces dernières. Cinq marqueurs cutanés sont disposés sur la cuisse et quatre sur la jambe. Les sujets sont disposés sur le dos, jambes étendues. Un opérateur mobilise la jambe où sont fixés les marqueurs de manière à fléchir au maximum la hanche et le genou puis revient en position initiale. La vitesse d'exécution du mouvement est lente et la flexion maximale du genou est de l'ordre de 100°.

L'acquisition 3D des trajectoires des marqueurs est effectuée à l'aide d'un système optoélectronique composé de 9 caméras (Vicon MX, 120Hz).

La cinématique articulaire calculée à partir des trajectoires des vis intra-corticales sera comparée à celles calculées à l'aide des marqueurs cutanés par différentes méthodes. Les méthodes basées sur les marqueurs cutanés sont les suivantes : une méthode d'optimisation sans liaison au genou (mono-segmentaire), une méthode d'optimisation avec une liaison sphérique au genou, les méthodes d'optimisation utilisant le modèle cinématique optimisé au genou avec variation de longueur ligamentaire nulle, minimisée et prescrite (décrites dans la section 4). Ceci nous permettra de comparer les méthodes développées durant cette thèse à des méthodes d'analyse du mouvement classiques. N'ayant pas de données sur les allongements ligamentaires des sujets, l'étude portera uniquement sur la cinématique articulaire.

Les courbes tracées dans les figures ci-dessous représentent la cinématique moyennée sur 3 cycles de flexion de genou pour chacun des sujets et pour chaque méthode. La cinématique obtenue à l'aide des vis intra-corticales correspond à la référence.

6.2.1.1 Résultats

6.2.1.1.1 Cinématique angulaire

La flexion du genou est bien reproduite par l'ensemble des méthodes pour les deux sujets (figure 12). L'adduction-abduction pour le sujet 1 va vers l'abduction et est comprise entre -3° et -9° . La méthode sans liaison reproduit l'abduction sur le début du cycle de flexion (entre 0° et -15° de flexion) puis les résultats sont plus éloignés. La courbe obtenue avec la liaison sphérique est éloignée des données de vis intra-corticales. Les courbes obtenues avec les méthodes de variation de longueur ligamentaire nulle, minimisée et prescrite sont quasi-symétriques aux résultats obtenus à l'aide des vis intra-corticales. Pour le sujet 2, le tibia est en adduction par rapport au fémur durant la flexion du genou. Les résultats des méthodes sans liaison et avec liaison sphériques reproduisent l'allure des résultats avec vis intra-corticales mais avec une adduction bien plus marquée, jusqu'à 5° de plus. Les résultats obtenus avec les méthodes utilisant les modèles cinématiques avec variation de longueur ligamentaire nulle, minimisée et prescrite ont une adduction bien plus faible que celle obtenues à l'aide des vis intra-corticales.

Concernant la rotation interne-externe, les résultats obtenus avec les méthodes sans liaison et avec liaison sphérique suivent assez bien l'allure de la courbe de référence et sont proches en valeur des résultats obtenus avec les vis intra-corticales pour les deux sujets. Les résultats du modèle à variation de longueur ligamentaire minimisée ont la même allure que les résultats obtenus avec le modèle de liaison sphérique. Cependant ils sont décalés vers la rotation externe d'environ -5° pour le sujet 1 mais plus proche de la référence pour le sujet 2. Les

résultats obtenus avec le modèle cinématique avec variation de longueur ligamentaire nulle ou prescrite, pour le sujet 1, suivent la courbe jusqu'à -30° de flexion puis s'en éloigne, quasi symétriquement pour le modèle à variation de longueur nulle. Pour le sujet 2, les courbes obtenues avec les méthodes de variation de longueur ligamentaire nulle et prescrite sont très proches de la référence. Le modèle à variation de longueur ligamentaire nulle semble donner les meilleurs résultats.

Il est à noter que pour l'adduction-abduction et la rotation interne-externe, les résultats obtenus avec les modèles cinématiques à variation de longueur nulle et prescrites sont très proches entre les deux sujets. Ce qui n'est pas le cas avec les vis intra-corticales.

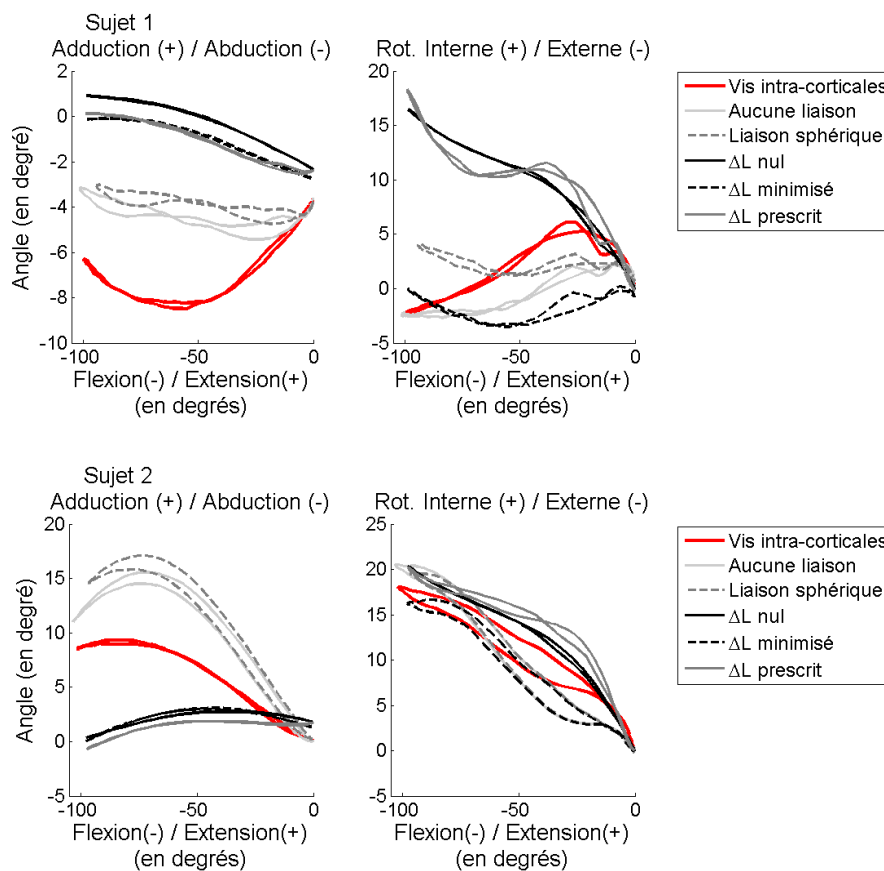


Figure 12 : Vis intra-corticales - ex-vivo : Cinématique angulaire

6.2.1.1.2 Déplacement

Comme attendu, le modèle avec liaison sphérique ne présente pas de déplacement.

Le déplacement latéral-médial obtenu avec les vis intra-corticales est médial pour le sujet 1 et quasi-nul pour le sujet 2. Pour le sujet 1, la courbe la plus proche est celle du modèle cinématique à allongement ligamentaire prescrit. Les résultats obtenus sans liaison sont également proches pour le sujet 1 mais aberrants pour le sujet 2. Les modèles cinématiques à variation de longueur nulle et minimisée reproduisent l'allure de la courbe pour le sujet 1. Le

modèle à variation de longueur minimisée est plus proche de la référence que le modèle à variation de longueur nulle. Pour le sujet 2 le modèle à variation de longueur minimisée est le plus proche de la référence. Le modèle à variation de longueur nulle est également assez proche de la référence. Cependant, le modèle à variation de longueur prescrite a une erreur d'environ 5mm.

Pour le déplacement antéro-postérieur, on observe un couplage quasi linéaire entre la flexion du genou et le déplacement antérieur avec les vis intra-corticales pour les deux sujets. Cette allure est reproduite par les différentes méthodes. Cependant, l'écart entre les résultats calculés et les données de référence est important, jusqu'à 2cm. La meilleure estimation semble donnée par la méthode sans liaison.

Concernant le déplacement proximal-distal, les résultats obtenus avec les vis intra-corticales montrent un déplacement distal jusqu'à environ 70° de flexion puis un déplacement allant dans la direction proximale pour les deux sujets. L'ensemble des courbes des modèles cinématiques montre un déplacement distal linéaire d'un ordre de grandeur cohérent avec les résultats de vis intra-corticales. La méthode sans liaison montre un déplacement cohérent jusqu'à 70° de flexion pour le sujet 1 et un déplacement incohérent dans le cas du sujet 2.

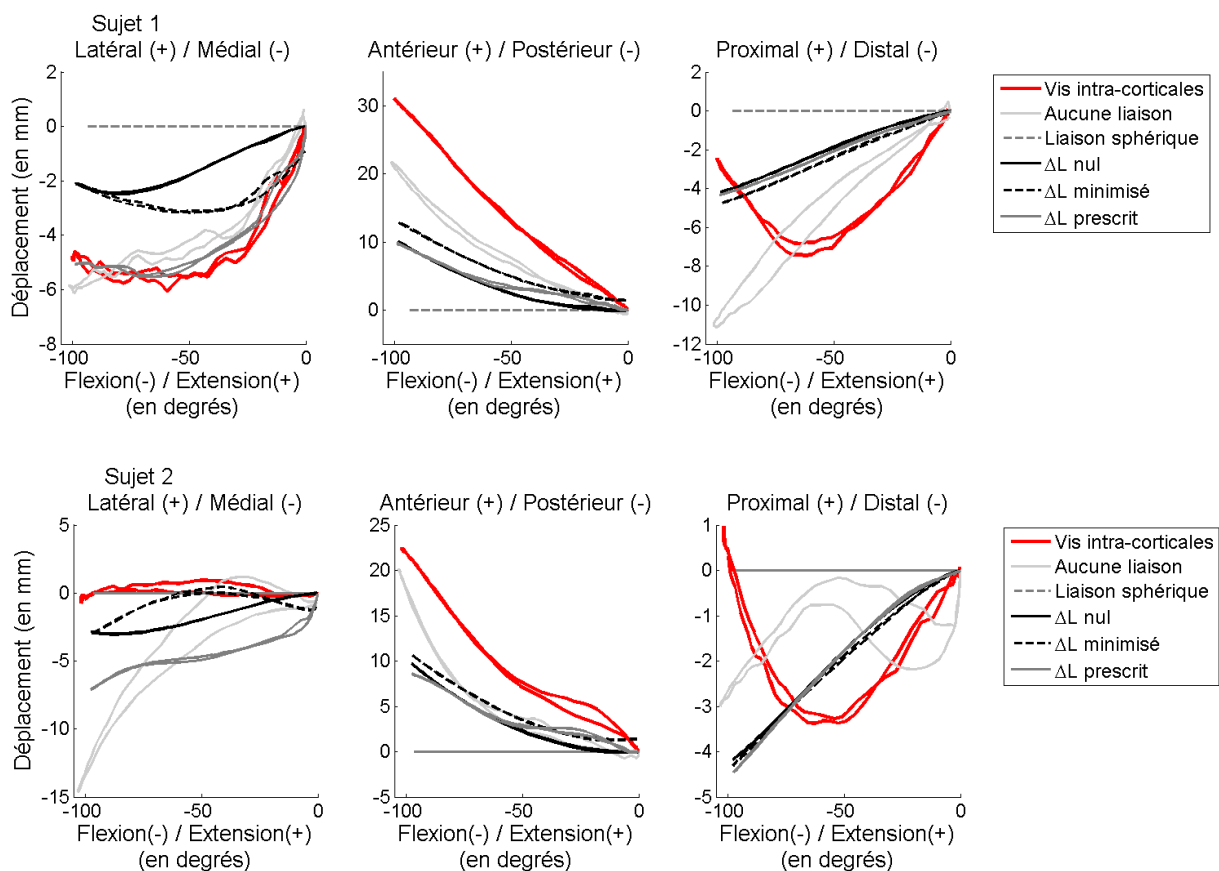


Figure 13 : Vis intra-corticales - ex-vivo : Déplacements

6.2.1.1.3 Discussion des résultats

Concernant la cinématique angulaire, les modèles n'apportent pas d'amélioration notable, voire, comme dans le cas du sujet 1, amènent des résultats opposés à ceux de référence. On constate également que l'adduction-abduction est réduite avec les modèles cinématiques par rapport aux vis intra-corticales et aux calculs sans liaison ou avec liaison sphérique au genou. Ce résultat est un effet de la construction des modèles cinématiques utilisés. En effet, l'axe de flexion du genou est contraint par les modèles à s'approcher de l'axe sur lequel est calculée la flexion (w_3) ce qui a pour effet de réduire l'adduction-abduction, souvent considérée plus comme une conséquence du calcul des angles d'Euler (*cross-talk* en anglais). L'adduction-abduction correspond ici à une estimation imprécise de l'axe de flexion du mouvement par l'axe sur lequel est calculée la flexion, ce qui mène à une surestimation de l'angle.

Les modèles cinématiques montrent leur intérêt au niveau des déplacements articulaires, notamment pour le sujet 2. Bien qu'ils ne soient pas personnalisés, ces modèles permettent d'obtenir des résultats cohérents avec ceux de référence et avec la physiologie articulaire. Au contraire, les résultats obtenus à l'aide du modèle sphérique ne permettent pas d'estimer ces déplacements étant donné que les degrés de libertés en translation sont bloqués. Les résultats sur le déplacement antéro-postérieur du modèle sans liaison sont cohérents pour les deux sujets, de même que le déplacement proximal-distal et le déplacement latéral-médial jusqu'à 30° de flexion. Cependant, sans liaison les déplacements latéral-médial et proximal-distal du sujet 2 sont aberrants. Comme dans l'étude précédente, les déplacements antéro-postérieurs calculés avec les modèles cinématiques semble être sous-estimé par rapport à ceux calculés à l'aide des vis intra-corticales. Les déplacements proximo-distaux obtenus avec les vis intra-corticales a une allure en cloche car le rayon des condyles n'est pas constant. A l'opposé, les déplacements obtenus avec les modèles sont quasi-linéaires car les condyles des modèles cinématiques sont sphériques. Pour remédier à ce problème, il faudrait utiliser des contacts de type ellipsoïde-sur-plan ou ellipsoïde-sur-ellipsoïde afin de reproduire la variation de rayon des condyles. Il serait également possible d'introduire un rayon de sphère variable en fonction de la flexion du genou dans l'équation de contrainte du contact, dans la même idée que la prescription de longueur ligamentaire. Cependant, cela nécessiterait probablement de gérer cette contrainte en pénalité. Certains auteurs (Ottoboni et al., 2010; Parenti-castelli et al., 2004; Ribeiro et al., 2011) ont proposé des modèles géométriques plus proches de la géométrie physiologique mais ils n'ont pas été mis en œuvre dans cette thèse.

Les résultats de cette étude soulignent la difficulté de créer un modèle générique à partir de la cinématique d'un seul genou. En effet, les différences dans les cinématiques de références des deux sujets sont importantes et l'on observe que les modèles cinématiques à variation de longueur nulle et prescrite peuvent bien reproduire la cinématique d'un sujet mais peuvent être à l'opposé de la cinématique d'un autre. Ces modèles de par l'importance des contraintes

vont donner une cinématique proche de la cinématique du modèle et non de la cinématique du sujet. En effet, on voit que la variabilité entre les deux sujets pour ces méthodes est très faible. Les modèles à variation de longueur ligamentaire nulle et prescrite ne permettraient donc pas de prendre en compte la variabilité inter-sujet. Le modèle cinématique avec variation de longueur ligamentaire minimisée semble le plus adaptable des trois modèles cinématiques, ce qui est probablement dû au fait que ce modèle est le moins contraint. Un autre point crucial semble la définition de l'alignement du modèle cinématique au sein de la chaîne cinématique, c'est-à-dire la position relative des points anatomiques et des marqueurs virtuels les représentants (obtenus à l'aide des marqueurs cutanés) dans les repères segmentaires. Pour l'instant, il a été simplement supposé que la position des marqueurs virtuels du tableau 1 de l'annexe II était cohérente avec le repère segmentaire du fémur construit pour chaque sujet.

Dans cette étude, l'apport des modèles cinématiques ne semble pas indispensable bien qu'ils permettent tout de même d'éviter des déplacements non physiologiques qui peuvent apparaître dans les résultats des calculs sans liaison. De plus, ces expérimentations quasi-statiques ne permettent pas de se faire une idée sur les perturbations induites par les effets inertiels et la contraction musculaire et donc sur l'intérêt des modèles dans une situation dynamique. En effet, les artéfacts de mesure proviennent dans ce cas uniquement du glissement de la peau. Le paragraphe suivant s'attachera à la comparaison de ces méthodes dans le cadre d'un mouvement dynamique : la course.

6.2.2 Etude in-vivo

Cette étude est basée sur des données de courses issues d'une étude menée par Reinschmidt et al. (Reinschmidt and Van Den Bogert, 1997) mesurant les trajectoires de marqueurs fixés sur des vis intra-corticales et des marqueurs cutanés. Bien qu'il soit connu (Benoit et al., 2006; Reinschmidt and Van Den Bogert, 1997) que les vis intra-corticales vibrent et peuvent éventuellement se déformer lors d'activités dynamiques, elles permettent de donner une estimation de la cinématique articulaire non biaisée par les ATM. N'ayant pas de données sur les allongements ligamentaires des sujets, l'étude portera uniquement sur la cinématique articulaire.

L'étude porte sur cinq cycles de course effectués par trois sujets sains identifiés comme BW, JS et SP. Deux vis intra-corticales sont fixées de part et d'autre du genou, l'une dans le fémur, l'autre dans le tibia. Douze marqueurs cutanés sont collés sur la cuisse et la jambe. Les vis intra-corticales et les marqueurs cutanés sont filmés à l'aide de trois caméras vidéographiques (200Hz). Une radiographie bi-plane est effectuée en statique afin d'identifier la position des points anatomiques du fémur et du tibia par rapport aux vis intra-corticales et aux marqueurs cutanés. Ces points anatomiques ont été utilisés pour positionner au mieux le

modèle cinématique par rapport aux marqueurs cutanés. On ne dispose pas d'assez de points anatomiques pour envisager une tentative de personnalisation.

Les méthodes utilisées, les paramètres cinématiques calculés et les codes couleurs des courbes sont les mêmes que pour l'étude ex-vivo. Les courbes tracées dans les figures ci-dessous représentent la cinématique moyennée sur 5 cycles de course de genou pour chacun des sujets et pour chaque méthode.

6.2.2.1 Résultats

6.2.2.1.1 Cinématique angulaire

Les paramètres de flexion-extension calculés par les différentes méthodes basées sur les marqueurs cutanés sont superposés et sont consistants avec la flexion calculée à partir des vis intra-corticales, quel que soit le sujet (figure 14).

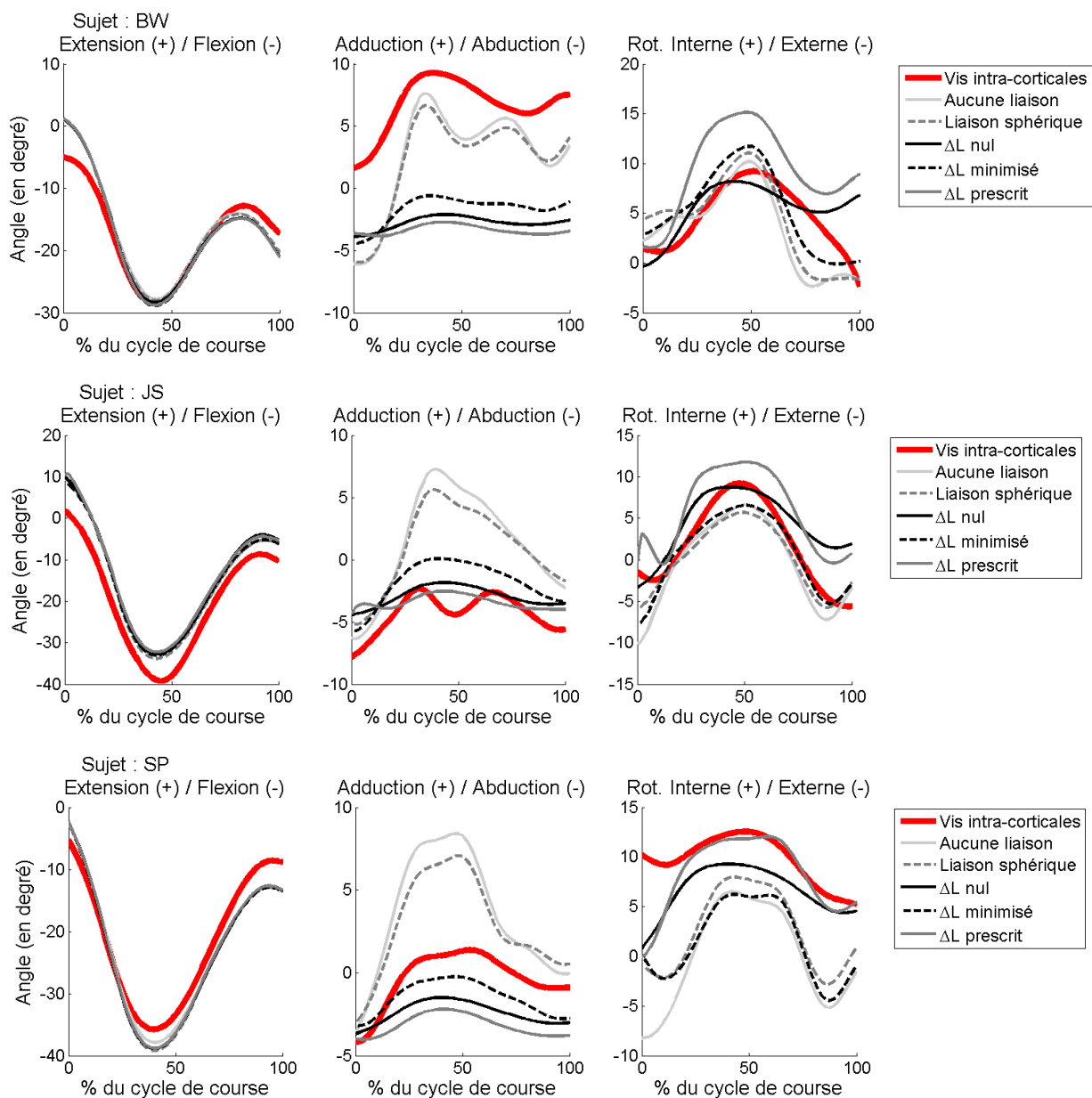


Figure 14 : Vis intra-corticales - in-vivo : Cinématique angulaire

Concernant l'adduction-abduction, pour le sujet BW, les courbes obtenues sans liaison et avec la liaison sphérique sont identiques. Elles sont assez proches au niveau de l'allure et de l'amplitude mais elles sont décalées vers l'abduction. Les autres courbes sont décalées et d'amplitude plus faible. Au contraire, pour les sujet JS et SP, les méthodes de variations de longueur ligamentaire nulles, minimisées et prescrites sont plus proches de la référence que les résultats obtenus sans liaison et liaison sphérique au genou. Cependant, pour le sujet JS, aucune méthode ne reproduit l'allure en double M obtenue avec les vis intra-corticales mais les méthodes à variation de longueur nulle et prescrite sont les plus proches de la référence. L'adduction-abduction du sujet SP obtenue avec les vis intra-corticale est la mieux reproduite par la méthode de variation de longueur minimisée.

La rotation interne est assez bien reproduite par les différentes méthodes mais avec des décalages plus ou moins importants.

Il est à noter que les courbes obtenues avec les différents modèles cinématique varient moins d'un sujet à l'autre que celles obtenues à l'aide des vis intra-corticales.

6.2.2.1.2 Déplacements articulaires

La méthode d'optimisation utilisant une liaison sphérique n'a, par définition, pas de déplacement articulaire ce qui est incohérent. Les courbes ont tout de même été tracées.

Les déplacements latéraux-médiaux obtenus sans liaison au genou ont une plage de variation bien plus importante que la référence (figure 15). Ces mêmes déplacements obtenus avec la méthode de variation de longueur minimisée sont totalement à l'opposé de notre référence. Ceux obtenus avec la méthode de variation de longueur nulle sont bien plus faibles que la référence. La méthode de variation de longueur prescrite permet d'obtenir les résultats les plus proches sur le déplacement latéral-médial mais avec des erreurs conséquentes, notamment pour le sujet JS.

Concernant le déplacement antéro-postérieur, les différentes méthodes sont à l'opposé des données de références issues des mesures de vis intra-corticales pour les sujets JS et SP qui montrent un déplacement postérieur du tibia par rapport au fémur lors de la flexion de genou. Les résultats obtenus sur le sujet BW avec la méthode de variation de longueur minimisée sont assez proches de la référence qui montre un déplacement antérieur lors de la flexion de genou. Les résultats obtenus sans liaison au genou montrent des pics très importants en début de cycle.

Le déplacement proximal-distal calculé par les méthodes de variation de longueur nulle, minimisée et prescrite est décalée de 10 mm par rapport à la référence pour le sujet JS et les amplitudes sont de 1mm au lieu de 5mm. Les résultats sans liaison ne permettent pas non plus de retrouver ce déplacement. Pour le sujet JS, l'allure des courbes obtenues avec les méthodes

d'optimisation ont également des allures proches mais des amplitudes de 2mm au lieu de 7mm pour la référence. Concernant le sujet SP, les méthodes d'optimisation sont proches de la référence. Dans ces deux cas, les résultats obtenus sans liaison sont très loin de la référence.

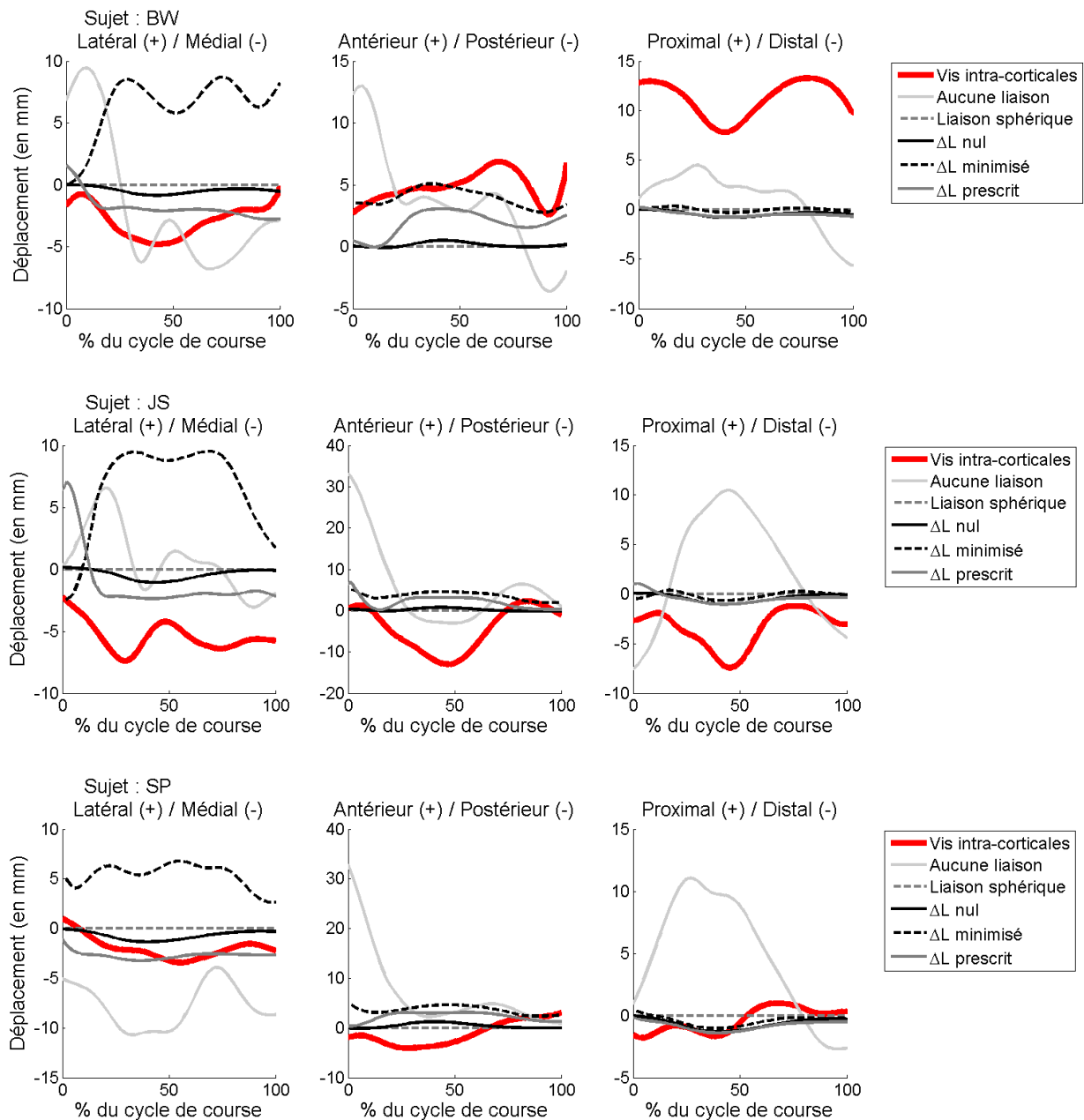


Figure 15 : Vis intra-corticales - in-vivo : Déplacements

6.2.3 Discussion des résultats

Les résultats des méthodes de variation de longueur nulle, minimisée et prescrite des ligaments sont assez proches de la cinématique angulaire obtenue par vis intra-corticales. Cependant, ces méthodes n'apportent pas d'amélioration significative par rapport aux

méthodes d'optimisation sans liaison ou avec une liaison sphérique, excepté au niveau de l'adduction-abduction des sujets JS et SP.

Du point de vue des déplacements articulaires, les modèles cinématiques ont l'avantage, par rapport au modèle sphérique, de décrire les déplacements articulaires, mais cela n'implique pas que ces résultats soient satisfaisants. Les déplacements médiaux-latéraux semblent mieux estimés par la méthode de variation de longueur prescrite. Les résultats de déplacement antéro-postérieur obtenus avec les vis intra-corticales pour les sujets JS et SP sont surprenants. En effet, le déplacement du tibia par rapport au fémur durant la flexion du genou est décrit dans la littérature (cf. paragraphe 2.1) comme étant antérieur. Les différentes méthodes ne permettent pas de suivre la référence du déplacement antéro-postérieur excepté pour le sujet BW. La méthode d'optimisation sans liaison introduit des déplacements bien plus élevés que la référence et n'est donc pas fiable pour l'estimation des déplacements articulaires lors d'activités dynamiques.

On constate qu'il n'y a pas de méthodes permettant d'estimer au mieux la cinématique sur l'ensemble des sujets. En effet, les meilleures estimations des paramètres de chaque sujet sont données par des méthodes différentes. La variabilité inter-sujet est plus importante avec les vis intra-corticales qu'avec les méthodes d'optimisation basées sur les marqueurs cutanés. On retrouve ici l'effet introduit par les modèles cinématiques et discuté précédemment qui consiste à calculer une cinématique proche de celle du modèle mais pas nécessairement de celle du sujet. On remarque également la présence de décalages entre les courbes de références et les courbes obtenues à l'aide des méthodes d'optimisations. Cet effet est probablement dû à un mauvais recalage des repères segmentaires en position neutre, qui introduit une mauvaise orientation des modèles cinématiques. Cette question du recalage du modèle est cruciale quand on utilise un modèle cinématique plus complexe que le modèle sphérique. Dans cette étude, les points anatomiques mesurés dans une radiographie bi-plane ont été utilisés pour positionner le modèle cinématique par rapport aux marqueurs cutanés mais cette position relative ne semble plus correcte au cours du mouvement, d'où les forts décalages observés sur certaines courbes.

On voit bien ici aussi que le modèle n'est pas nécessairement compatible avec le sujet, ce qui confirme la difficulté de la mise en place d'un modèle générique permettant de décrire précisément la cinématique angulaire d'un sujet quelconque. Il semble donc qu'une personnalisation des modèles soit nécessaire à une description précise de la cinématique d'un sujet en particulier. Cependant, cela va dépendre du but de l'utilisation des modèles. L'obtention d'un modèle générique permettant de décrire la cinématique d'un sujet quelconque est en effet séduisante mais, un modèle permettant de fournir des couplages articulaires proches de la cinématique physiologique peut suffire comme première étape pour l'utilisation, notamment, de modèles musculo-squelettiques. En effet, des couplages

articulaires physiologiques, notamment sur les déplacements antéro-postérieurs et la rotation interne-externe, sont essentiels à la détermination des bras de levier des lignes d'action musculo-tendineuse de manière réaliste. Deux choix d'exploration dans les modèles cinématiques sont alors possibles : le développement d'un modèle géométrique générique fournissant des couplages articulaires physiologiques ou le développement de modèles de plus en plus personnalisés permettant une description fine de la cinématique articulaire d'un sujet, tout en sachant qu'il peut sembler illusoire de décrire des déplacements articulaires précis au millimètre en ayant des ATM sur les marqueurs cutanés de l'ordre du centimètre (Leardini et al., 2005).

Cependant, il faut également relever que les données expérimentales de référence n'ont pas été obtenues dans les meilleures conditions. En effet, le nombre de caméra est limité ce qui provoque la présence de nombreuses occlusions dans les trajectoires de marqueurs, rectifiées à l'aide d'interpolation entre les différents marqueurs. De plus l'acquisition se fait à l'aide d'un système vidéographique et non optoélectronique dont l'erreur instrumentale serait plus faible. Le jeu de marqueurs n'a pas été disposé sur des points anatomiques, le recalage géométrique des modèles cinématiques est donc plus ardu qu'avec un jeu de marqueurs adaptés. Finalement, les vis intra-corticales sont connues pour vibrer au cours du mouvement voire se déformer et, lors d'un geste dynamique comme la course, il peut sembler optimiste de suivre avec précision les déplacements articulaires.

Il serait donc souhaitable d'évaluer ces méthodes à l'aide de techniques modernes, à savoir une méthode de fluoroscopie bi-plane (ayant également ses limites) pour les données de référence et l'utilisation d'un système opto-électronique avec un nombre de caméras suffisant et un jeu de marqueurs adapté permettant un recalage optimal des modèles cinématiques.

Toutefois, ces données étant les seules données de validation dont nous disposons, la méthode de pénalité ne s'est pas montrée totalement concluante et reste encore à valider plus avant.

6.3 Conclusion intermédiaire

Dans la première de ces deux études nous avons montré que les modèles de cinématique de genou associés à différentes méthodes d'optimisation utilisant des ligaments déformables permettent d'obtenir des couplages articulaires compatibles avec le fonctionnement physiologique d'un genou sain.

Cependant, ces méthodes d'optimisation n'ont pas apporté d'amélioration substantielle au niveau de la cinématique angulaire quand on les compare à des méthodes d'optimisation classique sans liaison ou avec une liaison sphérique pour modèle de genou.

L'intérêt de ces modèles à ligaments déformables est donc bien d'amener des couplages articulaires physiologiques au niveau des déplacements, lors de mouvements dynamiques. En effet, lors de mouvements lents *ex-vivo*, les méthodes n'ont pas montré d'amélioration significative par rapport aux méthodes classiques. Cependant, l'étude sur la course montre que les méthodes sans liaison ou avec liaison sphériques ne permettent pas d'avoir une estimation raisonnable des déplacements articulaires et d'observer les couplages physiologiques présents dans un genou sain. Toutefois les déplacements obtenus avec les méthodes de variation de longueur nulle, minimisée et prescrite lors de la course ne peuvent pas être considérés comme proches de la référence.

Bien que l'on puisse mettre en doute la capacité des méthodes utilisant les vis intracorticales à suivre précisément les déplacements du genou lors d'un geste dynamique comme la course, on ne peut affirmer que ces méthodes sont validées. Cela rejoint les conclusions d'Andersen et al. (Andersen et al., 2010) et de Li et al. (Li et al., 2012) qui ont montré l'incapacité des modèles (sphérique pour le premier et courbes de couplages pour le second) à décrire précisément la cinématique d'un sujet quelconque.

Une des pistes d'améliorations évoquées ci-dessus serait la personnalisation des modèles cinématiques, mais cela est-il possible ? Nous allons essayer de donner des éléments de réponse à cette question dans la section suivante en étudiant l'influence du choix des faisceaux ligamentaires dans les modèles cinématique et en comparant différents cas possibles de personnalisation.

7 Etude de l'influence de la géométrie du modèle

Cette étude a pour but d'étudier l'influence de la géométrie et la sensibilité des modèles cinématiques du genou. Ce type d'étude est essentiel à la compréhension des méthodes et permet d'évaluer la possible personnalisation des modèles.

Dans cette optique, les différentes configurations du modèle IRM vont être comparées entre elles, puis, les trois modèles cinématiques définis précédemment (optimisé, IRM, hybride) le seront aussi. Les données de marche utilisées sont les mêmes que dans le paragraphe 5.

Etant trop contraignante, la méthode de variation de longueur nulle nécessite l'utilisation de modèles cinématique optimisés. Les modèles IRM et hybrides ne le sont pas et ne permettent donc pas d'utiliser cette méthode. De plus, les données des modèles IRM et hybrides ne donnent pas d'information sur la variation de longueur des ligaments donc l'utilisation de la méthode de prescription des allongements est impossible. La méthode d'optimisation utilisée pour les deux études de cette section sera donc la méthode de variation de longueur ligamentaire minimisée. Dans ce cas les longueurs de référence des ligaments correspondent aux longueurs des ligaments lorsque le mécanisme est en position neutre (0° de flexion). Ces longueurs sont obtenues directement à partir des tableaux donnant les coordonnées des modèles en annexe I. Pour un ligament, elle correspond à la distance entre l'origine et l'insertion du ligament fournis par le tableau. Pour le modèle cinématique optimisé, les longueurs de références sont les longueurs optimisées \tilde{d}^l pour être cohérent avec les autres modèles.

7.1 Influence de la configuration des ligaments

Le modèle IRM comporte plusieurs faisceaux par ligaments : 2 faisceaux pour le LCA (antérieur, postérieur), 2 faisceaux pour le LCP (antérieur, postérieur), 3 faisceaux pour le LCM (antérieur, intermédiaire et postérieur) et 3 faisceaux pour le LCL (antérieur, superficiel et postérieur). Ceci nous permet de tester 36 configurations ligamentaires différentes pour un modèle à quatre ligaments. Les ligaments seront notés avec la première lettre du faisceau et les trois lettres du ligament. Ainsi le aLCA correspond au faisceau antérieur du ligament croisé antérieur et le iLCM correspond au faisceau intermédiaire du ligament collatéral médial.

La solution initiale correspond aux paramètres \mathbf{Q} non optimisés déterminés à partir des marqueurs cutanés (Dumas and Chèze, 2007). Le code couleur des figures ci-dessous permet de visualiser les résultats de l'ensemble des configurations ligamentaires où l'on retrouve le

ligament ou le couple de ligaments mis en légende et ainsi de montrer l'influence d'un ligament ou d'un couple de ligaments en particulier. Par exemple, dans la figure 16, l'ensemble des courbes bleues pleines correspond aux différentes configurations ligamentaires où l'on retrouve le faisceau antérieur du LCA et le faisceau antérieur du LCP ; l'ensemble des courbes rouges pointillées correspond aux différentes configurations ligamentaires où l'on retrouve le faisceau postérieur du LCA et le faisceau postérieur du LCP. Il en va de même pour la figure 17 et la figure 18.

7.1.1 Cinématique angulaire et déplacements articulaires

Globalement la cinématique angulaire (figure 16) et les déplacements (figure 17) sont peu influencés par les différentes configurations ligamentaires des modèles. Cependant, quatre groupes de configurations ayant une cinématique commune peuvent être identifiés : les modèles avec le faisceau antérieur du LCA et du LCP, ceux avec le faisceau antérieur du LCA et postérieur du LCP, ceux avec le faisceau postérieur du LCA et antérieur du LCP et finalement ceux avec les faisceaux postérieurs du LCA et du LCP, quelle que soit la configuration ligamentaire par ailleurs.

Comme précédemment, on retrouve la cohérence de la cinématique avec les données de la littérature compilées dans la section 2 et ce pour l'ensemble des modèles. Il semble tout de même que le déplacement latéral-médial soit trop important.

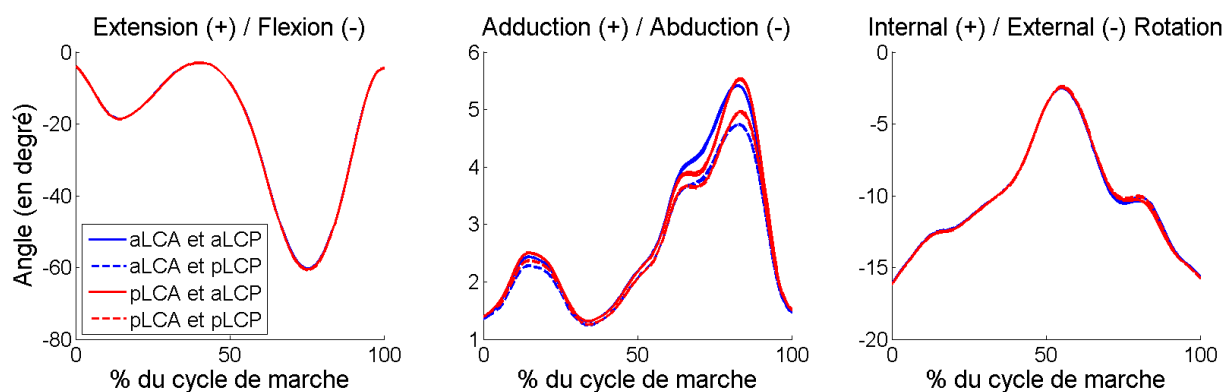


Figure 16 : Influence de la configuration des ligaments : Cinématique angulaire (moyenne)

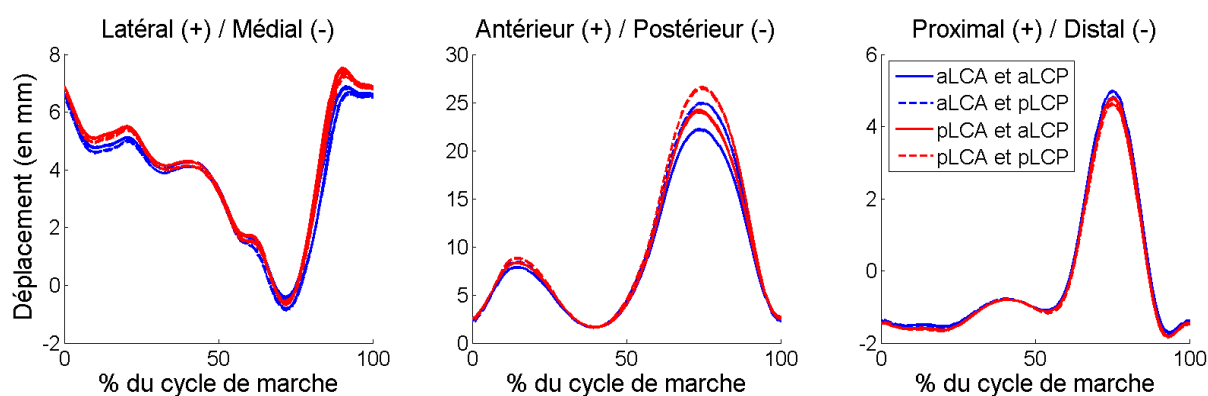


Figure 17 : Influence de la configuration des ligaments : Déplacements (moyenne)

7.1.2 Allongement des ligaments

Comme on pouvait s'y attendre, on observe également différents groupes de modèles pour les allongements des différents ligaments (figure 18).

Ainsi, on observe deux groupes et deux sous-groupes d'allongements pour le LCA. L'influence la plus importante vient du choix du faisceau antérieur ou postérieur du LCA. L'allongement du groupe de modèles avec le pLCA est compris dans une plage d'allongement d'environ 10% alors que le groupe de modèles avec le aLCA dépasse largement les 10% d'allongement avec un pic compris entre 30% et 40% d'allongement à 75% du cycle de marche. Au sein de ces deux groupes et dans une moindre mesure, on constate que le choix du faisceau antérieur ou postérieur du LCP influence aussi l'allongement du LCA.

L'allongement du LCP diffère très peu selon les modèles et reste toujours dans une plage de $\pm 5\%$ d'allongement. Cependant, et de manière surprenante, les deux groupes qui peuvent être identifiés dépendent de la configuration du LCA.

Trois groupes d'allongement sont observés pour le LCM, correspondant aux modèles ayant comme faisceaux le aLCM, le iLCM ou pLCM. Les allongements restent dans une plage de $\pm 5\%$ pour le groupe aLCM et $\pm 2\%$ pour les groupes iLCM et pLCM.

Trois groupes d'allongement sont observés pour le LCL correspondant aux modèles ayant comme faisceau le aLCL, le iLCL et ou le pLCL. Les allongements restent globalement dans une plage de $\pm 10\%$.

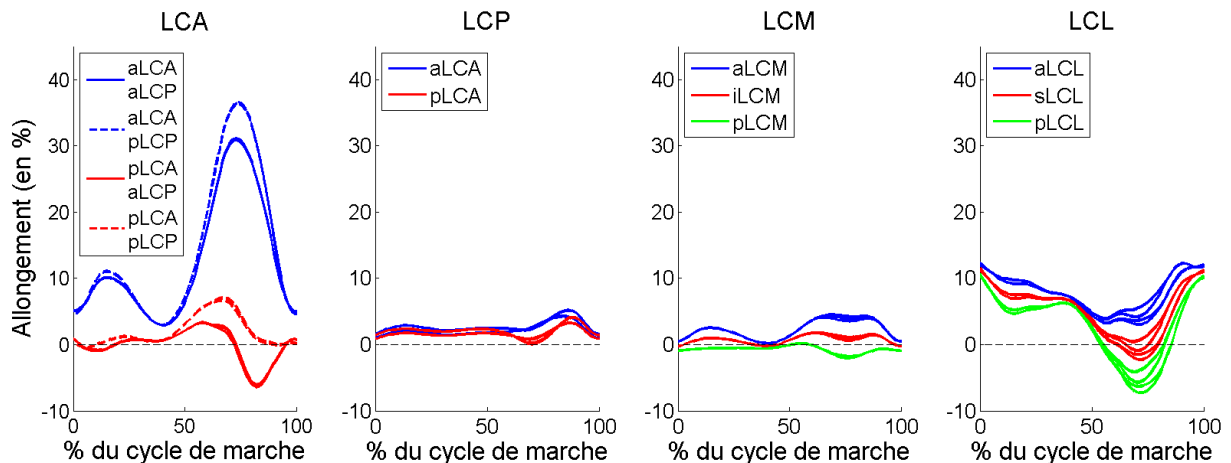


Figure 18 : Influence de la configuration des ligaments : Allongement des ligaments (moyenne)

7.1.3 Discussion des résultats

Les configurations du LCA et du LCP ont une influence sur la cinématique mais qui reste tout de même limitée. Dans cette étude, les configurations du LCM et du LCL n'ont pas montré d'influence sur la cinématique.

Comme on pouvait s'y attendre, la configuration de chaque ligament a une influence sur son allongement excepté pour le LCP. Les configurations du LCA et du LCP ont une influence réciproque mais limitée sur leurs allongements respectifs. Les configurations ligamentaires du LCM et du LCL n'ont pas d'influence sur ces deux ligaments. Les variations de longueurs du LCM et LCP ne sont pas influencées par les configurations ligamentaires autres que la leur. Excepté le faisceau antérieur du LCA, les ligaments sont dans des plages d'allongement proches de celles décrites dans la littérature, à savoir $\pm 10\%$. Les faisceaux les plus isométriques sont le pLCA, le pLCP, le pLCM et le aLCL.

La méthode de pénalité permet donc de jouer avec les différentes configurations ligamentaires, ce qui n'est pas possible avec la méthode de variation de longueur nulle où la cinématique est trop influencée par la géométrie. En relâchant les contraintes, la méthode de pénalité amène plus de flexibilité sur les modèles cinématiques et la configuration ligamentaire. Il n'est donc pas nécessaire d'optimiser la géométrie du modèle cinématique sur une cinématique de référence pour pouvoir faire aboutir l'optimisation.

7.2 Influence de la géométrie du modèle

Les trois modèles présentés au paragraphe 1 (modèles optimisé, IRM et hybride) vont maintenant être comparés en utilisant la méthode de variation de longueur minimisée. La solution initiale correspond aux paramètres \mathbf{Q} non optimisés déterminés à partir des marqueurs cutanés (Dumas and Chèze, 2007). Le modèle IRM sera composé de ses ligaments les plus isométriques (pLCA, pLCP, pLCM et aLCL) dans un souci de cohérence avec la construction du modèle cinématique optimisé et la contrainte imposée (minimisation de la variation de longueur).

7.2.1 Cinématique angulaire

La flexion est similaire pour les trois modèles, bien que le pic maximal de flexion du modèle hybride soit légèrement plus faible (55°) que les modèles optimisé et IRM (60°).

Les allures des modèles optimisés et IRM sont similaires pour l'adduction-abduction. L'adduction est quasi constante au cours du cycle de marche, dans une plage de 4° . On observe un minimum d'adduction lors de la flexion maximale du genou (75% du cycle de marche). Le modèle hybride est majoritairement en abduction. L'allure de la courbe est la même que celle de la flexion, avec un premier pic d'abduction (-2°) à 15% du cycle de marche et un second pic (-10°) à 75% du cycle de marche.

L'articulation va vers la rotation interne entre 0% et 55% du cycle de marche et va vers la rotation externe entre 55% et 100% du cycle de marche avec une plage angulaire de 15° pour les géométries optimisées et IRM. Pour le modèle hybride, l'articulation va vers la rotation

interne entre 0% et 60% du cycle de marche et va vers la rotation externe entre 60% et 100% du cycle de marche avec une plage angulaire de 20°.

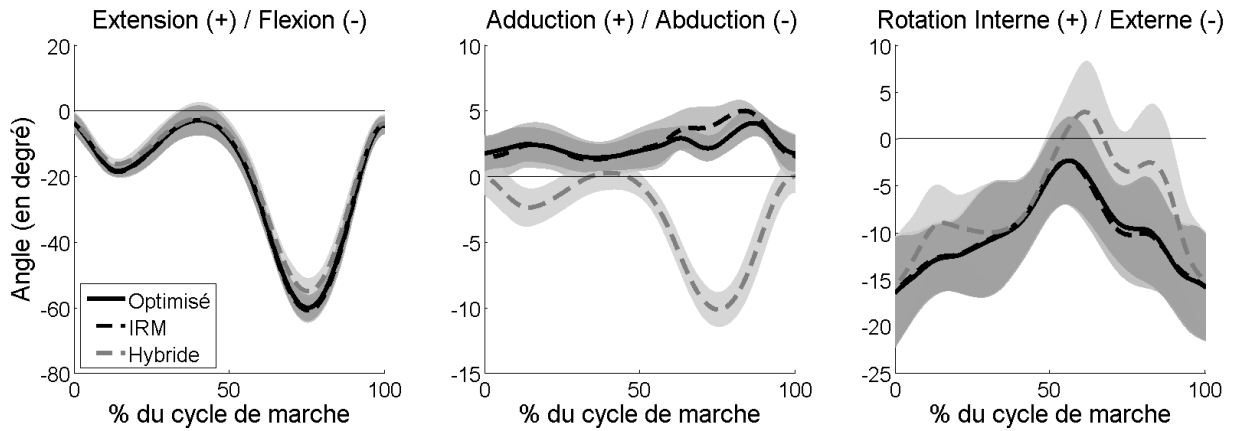


Figure 19 : Influence de la géométrie - Cinématique angulaire (moyenne \pm 1 écart-type)

7.2.2 Déplacements articulaires

Le déplacement latéral-médial des modèles optimisé et IRM ont la même allure avec un décalage allant jusqu'à 5mm. Le modèle hybride n'a pas la même allure mais reste dans une plage de 5°.

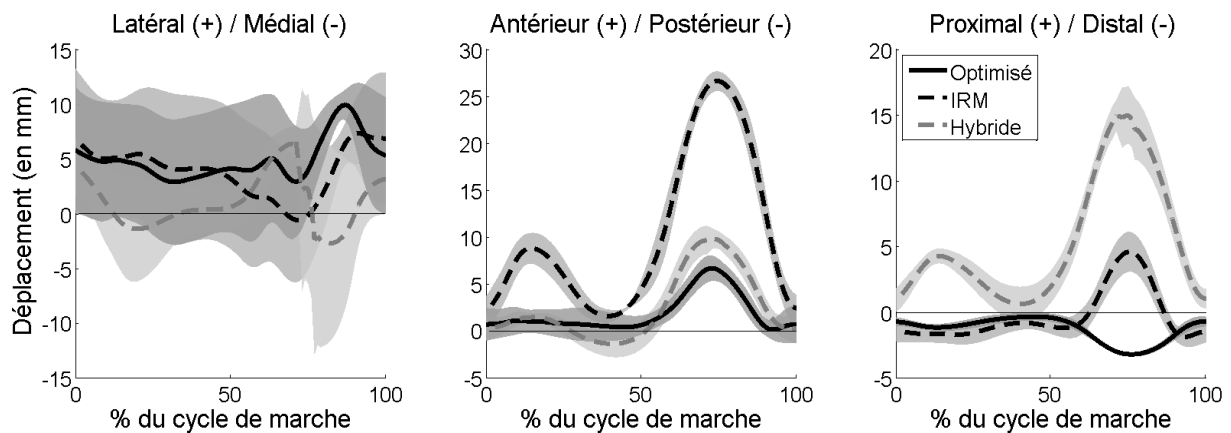


Figure 20 : Influence de la géométrie - Cinématique angulaire (moyenne \pm 1 écart-type)

L'allure des déplacements antéro-postérieurs est la même quel que soit le modèle. Le déplacement est globalement antérieur avec un pic maximal de déplacement antérieur de 7mm, 27mm et 11mm à environ 70% du cycle de marche pour le modèle optimisé, le modèle IRM et le modèle hybride respectivement. Le modèle IRM présente un premier pic de déplacement antérieur de 10mm à 15% du cycle de marche.

Le déplacement sur l'axe proximal-distal est distal et compris entre 0 et -3mm pour le modèle optimisé avec une allure proche de la flexion du genou. Il est quasi constant à -1mm jusqu'à 60% du cycle de marche puis il présente un pic proximal de 5mm à 75% du cycle de

marche et revient à la valeur de -1mm pour le modèle IRM. Il est proximal pour le modèle hybride avec un premier pic de 4 mm à 15% du cycle de marche et un second pic de 15mm à 75% du cycle de marche. Ces pics sont corrélés à la flexion du genou.

7.2.3 Variation de longueur des ligaments

La variation de longueur des ligaments du modèle optimisé reste dans une plage de 5% d'allongement pour le LCP, le LCM et le LCL. Le LCL est dans une plage de 7% d'allongement. La variation de longueur des ligaments du modèle IRM est dans une plage d'allongement de 10% pour l'ensemble des ligaments. La variation de longueur des ligaments du modèle hybride est dans une plage d'allongement de $\pm 10\%$ pour le LCA, le LCP et le LCM. Le LCL a un premier pic de -15% d'allongement à 15% du cycle de marche et -45% d'allongement à 75% du cycle de marche.

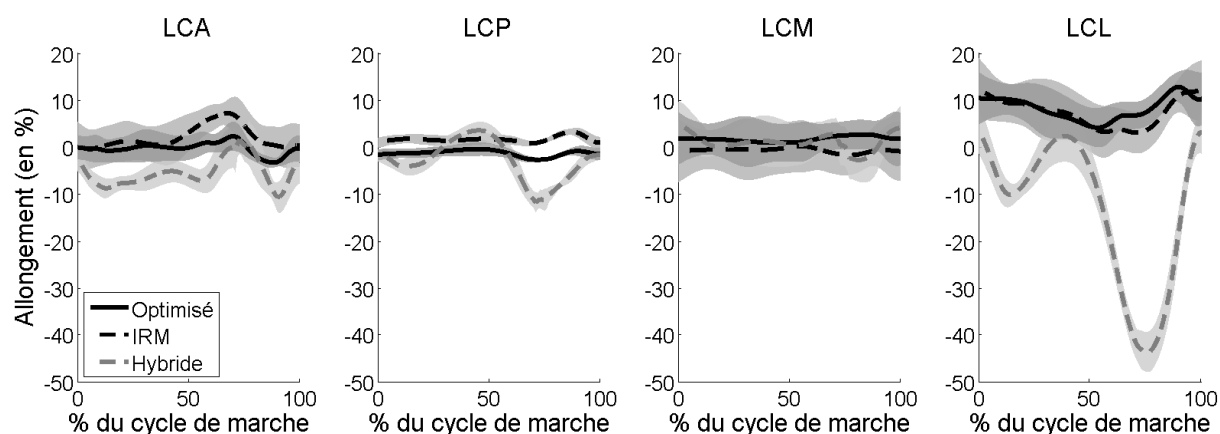


Figure 21 : Influence de la géométrie : Allongement des ligaments (moyenne \pm 1 écart-type)

7.2.4 Discussion des résultats

Les cinématiques des modèles optimisés et IRM sont très proches et sont cohérentes avec les données de la littérature. La forte abduction du modèle hybride suggère une mauvaise estimation de l'axe de flexion. De plus, la variation de longueur des ligaments qui semble la moins fiable parmi les modèles est obtenue avec le modèle hybride avec un raccourcissement maximal du LCL atteignant -45%. Il est à noter que le modèle hybride est le seul à avoir les plateaux dans le plan transverse. Les résultats peu concluants obtenus avec ce modèle semblent indiquer l'importance de l'orientation des plans de contacts. Ces résultats suggèrent également la nécessité d'avoir une géométrie consistante (ligaments et contacts pris sur le même genou) pour obtenir une cinématique satisfaisante.

7.3 Discussion à propos de la personnalisation

Globalement, on retrouve la cohérence des résultats avec la littérature pour le modèle IRM mais des résultats moins satisfaisants avec le modèle hybride. Cependant les résultats ne sont

pas fantaisistes, excepté certains allongements ligamentaires, et la méthode d'optimisation converge. Ceci est encourageant car la méthode de variation de longueur nulle ne permet pas cette flexibilité. Avec cette méthode l'utilisation de modèles non-optimisés ne permet pas toujours la convergence de l'optimisation. L'ajout de ligaments déformables, en relâchant les contraintes, permet donc un nouveau pas vers la personnalisation des modèles et une cinématique potentiellement plus proche de la cinématique articulaire des sujets. De plus, une étude récente ([Taylor et al., 2013](#)), qui compare des données issues d'IRM et des dissections sur un même sujet, montre que l'identification de la position des ligaments à partir d'IRM permet de positionner précisément l'anatomie réelle. La personnalisation des modèles à partir d'IRM semble donc tout à fait envisageable. Le problème principal reste l'obtention des allongements ligamentaires en fonction de la flexion pour une utilisation potentielle de la méthode de prescription des allongements.

L'utilisation de modèles reconstruits à partir de différents jeux de données n'est pas conseillée.

8 Conclusions relatives aux modèles cinématiques

Dans cette partie, nous avons introduit une méthode permettant de gérer des contraintes déformables dans un modèle cinématique. Cette méthode a été appliquée aux ligaments du genou mais peut également s'appliquer à d'autres articulations comme la cheville. En effet, des mécanismes parallèles à ligaments isométriques de la cheville ont été développés (Di Gregorio and Parenti-Castelli, 2003; Franci et al., 2009; Parenti-Castelli and Sancisi, 2013). Cette méthode pourrait également être utilisée pour modéliser un contact déformable et il serait également possible d'ajouter un nombre plus important de faisceaux ligamentaires. Comparé à des modèles dynamiques plus détaillés (Bei and Fregly, 2004; Blankevoort and Huiskes, 1996; Caruntu and Hefzy, 2004; Guess, 2012; Shelburne et al., 2004; Wismans et al., 1980), la méthode proposée permet de traiter directement la cinématique sans passer par la résolution d'un équilibre statique ou dynamique ayant un coût numérique élevé.

Les données cadavériques utilisées pour les modèles (Feikes et al., 2003; Garg and Walker, 1990; Guess, 2012; Ottoboni et al., 2010; Shelburne et al., 2004) ont été calculées afin de créer des modèles cinématiques du genou ayant comme référence la position neutre, à savoir que les angles articulaires, les déplacements et les allongements sont nuls à 0° de flexion. Ces hypothèses correspondent aux définitions des mécanismes parallèles (Duprey et al., 2010) et des lois de couplage entre degrés de libertés (Li et al., 2012) utilisés dans de précédentes optimisations multi-segmentaires.

Les modèles cinématiques ne sont pour l'instant pas personnalisés et la variation de longueur des ligaments est mesurée en flexion passive, sans charge alors que les mouvements étudiés sont généralement tout ou en partie sous charge. La flexibilité de la méthode de pénalité a montré qu'elle permet d'envisager une personnalisation de la géométrie des modèles cinématiques à partir d'IRM. Cependant le suivi des allongements des ligaments lors de la flexion du genou nécessiterait la mise en place d'un protocole envisageable mais très lourd et comprenant des IRM et de la fluoroscopie ou radiographie bi-plane.

La validation de la méthode à l'aide de vis intra-corticales a été abordée. Les résultats sont satisfaisants au niveau de la cinématique angulaire, cependant des progrès restent à faire au niveau des déplacements articulaires. D'autres optimisations multi-segmentaires utilisant des modèles simplifiés (Andersen et al., 2010) ou des couplages articulaires (Li et al., 2012) n'ont également pas donné de résultats satisfaisants. Cependant, pour les applications où un modèle cinématique est nécessaire, particulièrement dans le cas de modèles musculo-squelettiques, la cinématique articulaire fournie par le modèle cinématique est pertinente car elle fournit des couplages articulaires proches de la physiologie d'une articulation (Dumas et al., 2012; Hu et al., 2013; Ribeiro et al., 2011; Seth et al., 2010). Ce type de modèle est particulièrement

nécessaire pour réduire le biais dû aux ATM quand la cinématique est estimée à partir de mesures de trajectoires de marqueurs cutanés.

Dans cette perspective, les angles et le déplacement les plus affectés par les ATM (Akbarshahi et al., 2010) et les plus sensibles au modèle cinématique (Duprey et al., 2010) sont l'adduction-abduction, la rotation interne-externe et le déplacement antéro-postérieur.

Il est à noter que le principal écueil de la méthode de pénalité est la définition des poids. Les poids des ligaments ont uniquement un sens numérique et ne sont pas reliés directement à la raideur mécanique des ligaments. Ils peuvent être vus comme une raideur numérique associée aux contraintes dans le problème d'optimisation. Dans une optique de compensation des ATM, le poids des ligaments a été choisi largement supérieur aux poids des marqueurs, mais en respectant la convergence de l'optimisation. Une analyse quantitative de l'influence des poids dans l'optimisation reste à faire.

En conclusion, le modèle optimisé proposé semble un bon compromis entre un modèle rigide trop simpliste et un modèle dynamique déformable trop complexe, lorsque qu'un modèle cinématique du genou est nécessaire (particulièrement en modélisation musculo-squelettique). Il offre également de bonnes perspectives de personnalisation.

9 Références bibliographiques

- Abebe, E.S., Kim, J.P., Utturkar, G.M., Taylor, D.C., Spritzer, C.E., Moorman, C.T., Garrett, W.E., Defrate, L.E., 2011. The effect of femoral tunnel placement on ACL graft orientation and length during in vivo knee flexion. *Journal of Biomechanics* 44, 1914–20.
- Ackerman, M.J., 1991. The Visible Human Project. *Journal of biocommunication* 18, 14.
- 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, 1292–301.
- Andersen, M.S., Benoit, D.L., Damsgaard, M., Ramsey, D., Rasmussen, J., 2010. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of biomechanics* 43, 268–73.
- Andersen, M.S., Damsgaard, M., Rasmussen, J., 2009. Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 12, 371–84.
- Bei, Y., Fregly, B., 2004. Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics. *Medical engineering & physics* 26, 777–89.
- 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, 1019–30.
- Belvedere, C., Ensini, A., Feliciangeli, A., Cenni, F., Angeli, V.D., Giannini, S., Leardini, A., 2012. Geometrical changes of knee ligaments and patellar tendon during passive flexion. *Journal of Biomechanics* 45, 1886–92.
- Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renström, P., 2006. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & posture* 24, 152–64.
- Benoit, D.L., Ramsey, D.K., Lamontagne, M.A., Xu, L., Wretenberg, P., Renström, P., 2007. In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clinical orthopaedics and related research* 454, 81–8.
- Bergamini, E., Pillet, H., Hausselle, J., Thoreux, P., Guerard, S., Camomilla, V., Cappozzo, A., Skalli, W., 2011. Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization. *Gait & posture* 33, 706–11.
- Blankevoort, L., Huiskes, R., 1996. Validation of a three-dimensional model of the knee. *Journal of biomechanics* 29, 955–61.
- Caruntu, D.I., Hefzy, M.S., 2004. 3-D anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints. *Journal of Biomechanical Engineering* 126, 44–53.
- Charlton, I.W., Tate, P., Smyth, P., Roren, L., 2004. Repeatability of an optimised lower body model. *Gait & posture* 20, 213–21.

- Deneweth, J.M., Bey, M.J., McLean, S.G., Lock, T.R., Kolowich, P. a, Tashman, S., 2010. Tibiofemoral joint kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee during a single-legged hop landing. *The American journal of sports medicine* 38, 1820–8.
- Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *Journal of biomechanical engineering* 132, 114503.
- Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., 2003. A Spatial Mechanism With Higher Pairs for Modelling the Human Knee Joint. *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 232–7.
- DiGregorio, R., 2007. Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. *Med Bio Eng Comput* 45, 305–313.
- Dumas, R., Chèze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Medical & biological engineering & computing* 45, 315–22.
- Dumas, R., Moissenet, F., Gasparutto, X., Cheze, L., 2012. Influence of joint models on lower-limb musculo-tendon forces and three-dimensional joint reaction forces during gait. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 226, 146–60.
- 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, 2858–62.
- 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 (Bristol, Avon)* 27, 384–9.
- Feikes, J.D., O'Connor, J.J., Zavatsky, A.B., 2003. A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *Journal of biomechanics* 36, 125–9.
- Franci, R., Parenti-Castelli, V., Belvedere, C., Leardini, A., 2009. A new one-DOF fully parallel mechanism for modelling passive motion at the human tibiotalar joint. *Journal of biomechanics* 42, 1403–8.
- Garg, A., Walker, P.S., 1990. Prediction of total knee motion using a three-dimensional computer-graphics model. *Journal of biomechanics* 23, 45–58.
- Grimpampi, E., Camomilla, V., Cereatti, A., de Leva, P., Cappozzo, A., 2013. Metrics for Describing Soft-Tissue Artefact and Its Effect on Pose, Size, and Shape of Marker Clusters. *IEEE transactions on bio-medical engineering* Accepted.
- Guess, T.M., 2012. Forward dynamics simulation using a natural knee with menisci in the multibody framework. *Multibody System Dynamics* 28, 37–53.
- Guess, T.M., Thiagarajan, G., Kia, M., Mishra, M., 2010. A subject specific multibody model of the knee with menisci. *Medical engineering & physics* 32, 505–15.
- Hsieh, Y.F., Draganich, L.F., 1997. Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. *The Knee* 4, 145–54.

- Hu, C., Lu, T., Chen, S., 2013. Influence of model complexity and problem formulation on the forces in the knee calculated using optimization methods. *BioMedical Engineering online* 7, 12–20.
- Jalón, D., García, J., Unda, J., Avello, A., 1986. Natural coordinates for the computer analysis of multibody systems. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 56, 309–27.
- 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, 1877–84.
- 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, 347–57.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture* 21, 212–25.
- Leardini, A., O'Connor, J.J., Catani, F., Giannini, S., 1999. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *Journal of biomechanics* 32, 111–8.
- Li, K., Zheng, L., Tashman, S., Zhang, X., 2012. The inaccuracy of surface-measured model-derived tibiofemoral kinematics. *Journal of biomechanics* 45, 2719–23.
- Liu, F., Gadikota, H.R., Kozánek, M., Hosseini, A., Yue, B., Gill, T.J., Rubash, H.E., Li, G., 2011. In vivo length patterns of the medial collateral ligament during the stance phase of gait. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 19, 719–27.
- Lu, T.W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics* 32, 129–34.
- Ottoboni, A., Parenti-Castelli, V., Sancisi, N., Belvedere, C., Leardini, A., 2010. Articular surface approximation in equivalent spatial parallel mechanism models of the human knee joint: an experiment-based assessment. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 224, 1121–32.
- Parenti-Castelli, V., Di Gregorio, R., 2000. Parallel mechanisms applied to the human knee passive motion simulation. *Advances in Robot Kinematics* 333–44.
- Parenti-castelli, V., Leardini, A., Di Gregorio, R., O'Connor, J.J., 2004. On the modeling of passive motion of the human knee joint by means of equivalent planar and spatial parallel mechanisms. *Autonomous Robots* 16, 219–232.
- Parenti-Castelli, V., Sancisi, N., 2013. Synthesis of Spatial Mechanisms to Model Human Joints. In: McCarthy, J.M. (Ed.), *21st Century Kinematics*. Springer-Verlag London, London, pp. 49–84.
- Reinbolt, J.A., Schutte, J.F., Fregly, B.J., Koh, B.I., Haftka, R.T., George, A.D., Mitchell, K.H., 2005. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of biomechanics* 38, 621–6.
- Reinschmidt, C., Van Den Bogert, A.J., 1997. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait & Posture* 6, 98–109.

- Ribeiro, A., Rasmussen, J., Flores, P., Silva, L.F., 2011. Modeling of the condyle elements within a biomechanical knee model. *Multibody System Dynamics* 28, 181–97.
- Rovick, J.S., Reuben, J.D., Schrage, R.J., Walker, P.S., 1991. Relation between knee motion and ligament length patterns. *Clinical Biomechanics* 6, 213–20.
- Sancisi, N., Parenti-Castelli, V., 2011a. A New Kinematic Model of the Passive Motion of the Knee Inclusive of the Patella. *Journal of Mechanisms and Robotics* 3, 041003.
- Sancisi, N., Parenti-Castelli, V., 2011b. On the role of ligaments in the guidance of the human knee passive motion. *Proceedings of Euromech Colloquium* 511.
- Seth, A., Sherman, M., Eastman, P., Delp, S., 2010. Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. *Nonlinear dynamics* 62, 291–303.
- Shelburne, K.B., Pandy, M.G., Anderson, F.C., Torry, M.R., 2004. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *Journal of biomechanics* 37, 797–805.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., 2009. Double calibration vs. global optimisation: performance and effectiveness for clinical application. *Gait & posture* 29, 119–22.
- Tashman, S., 2004. Abnormal Rotational Knee Motion During Running After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 32, 975–983.
- Tashman, S., Kolowich, P., Collon, D., Anderson, K., Anderst, W., 2007. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clinical orthopaedics and related research* 454, 66–73.
- Taylor, K.A., Cutcliffe, H.C., Queen, R.M., Utturkar, G.M., Spritzer, C.E., Garrett, W.E., DeFrate, L.E., 2013. In vivo measurement of ACL length and relative strain during walking. *Journal of biomechanics*... 46, 478–83.
- Torry, M.R., Shelburne, K.B., Peterson, D.S., Giphart, J.E., Krong, J.P., Myers, C., Steadman, J.R., Woo, S.L.Y., 2011. Knee kinematic profiles during drop landings: a biplane fluoroscopy study. *Medicine and science in sports and exercise* 43, 533–41.
- Tsai, T., Lu, T.W., Kuo, M.Y., Lin, C.C., 2011. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *Journal of Biomechanics* 44, 1182–1188.
- Walker, P.S., Rovick, J.S., Robertson, D.D., 1988. The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *Journal of biomechanics* 21, 965–74.
- Wang, C.J., Walker, P.S., 1973. The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *Journal of biomechanics* 6, 587–96.
- Wilson, D.R., Feikes, J.D., Zavatsky, a B., O'Connor, J.J., 2000. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *Journal of biomechanics* 33, 465–73.
- Wismans, J., Veldpaus, F., Janssen, J., 1980. A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *Journal of biomechanics* 13, 677–85.
- Wu, G., Cavanagh, P.R., 1995. ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *Journal of Biomechanics* 28, 1257–61.

- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, 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, 543–48.
- Wu, J., Hosseini, A., 2010. Kinematics of the anterior cruciate ligament during gait. *The American Journal of sport medicine* 38, 1475–82.

Partie II

Dynamique articulaire :

Prise en compte des moments passifs

Table des figures

Figure 1 : Schéma d'une articulation synoviale type	64
Figure 2 : Dispositifs expérimentaux de mesure des actions passives du membre inférieur. (A) Mesure avec orthèse, (Vrahas et al., 1990), (B) Mesure avec poignée instrumentée, (Riener and Edrich, 1999), (C) Mesure avec orthèse et contrepoids, (Heerkens et al., 1985, 1986).....	67
Figure 3 : influence des muscles bi-articulaires à la cheville et à la hanche (d'après : Riener and Edrich, 1999).....	68
Figure 4 : Modèle de Hill	71
Figure 5 : Comparaison des moments passifs ligamentaires	83
Figure 6 : Paramétrage, modèle cinématique et lignes d'actions musculo-tendineuses	84
Figure 7 : Forces musculo-tendineuses	88
Figure 8 : Force de contact articulaire en 3D	89
Figure 9 : Cinématique, moment et puissance moteur vs passif à la hanche	93
Figure 10 : Cinématique, moment et puissance moteur vs passif au genou	94
Figure 11 : Cinématique, moment et puissance moteur vs passif à la cheville	94

Table des tableaux

Tableau 1 : Paramètres du modèle de moment passif ligamentaire linéaire	80
Tableau 2 : Paramètres du modèle de moment passif ligamentaire exponentiel Mpl2	81
Tableau 3 : Paramètres du modèle de moment passif ligamentaire exponentiel 2	82
Tableau 4 : Comparaison des forces de contact supérieures-inférieures des modèles avec les forces de contact mesurées sur le sujet au genou	90

1 Positionnement du problème

L'hypothèse de liaison parfaite entre des segments rigides domine en analyse du mouvement mais cette hypothèse est limitative. En effet, il a été montré la présence d'actions passives (butées articulaires, raideur) dans les articulations humaines et animales.

Tout d'abord dans cette partie on fera le bilan sur les méthodes de mesure des actions passives, leur modélisation et leur influence durant la marche à travers une revue de littérature. Puis, nos travaux sur ce problème seront présentés à travers deux études utilisant des modèles d'actions passives issus de la littérature. La première étude traite de l'influence de la prise en compte des actions passives ligamentaires sur l'estimation des forces musculo-tendineuses et les forces de contact durant la marche, au sein d'un modèle musculo-squelettique. Les forces musculo-tendineuses représentant les actions passives et actives, une seconde étude apportera un éclairage complémentaire en présentant la part relative de l'action passive des ligaments seuls et de l'action passive due à l'ensemble des structures péri-articulaires par rapport aux actions motrices durant la marche à travers une étude en dynamique inverse.

1.1 Hypothèse de liaison parfaite et structures passives

La modélisation cinématique du membre inférieur en analyse du mouvement repose sur l'hypothèse de liaison parfaite entre segments rigides (pelvis, cuisse, jambe, pied), c'est-à-dire des liaisons ne mettant en jeu ni raideur, ni amortissement. Ainsi, pour une liaison parfaite, on considère un torseur de liaison avec une composante nulle sur les axes des degrés de liberté et une composante liée à une raideur infinie sur les autres axes.

Cependant, les articulations du corps humain sont des mécanismes complexes constitués d'un ensemble de structures articulaires permettant son bon fonctionnement et sa préservation. Nous nous intéresserons aux principales articulations synoviales (ou diarthroses) du membre inférieur (hanche, genou, cheville). Ces articulations ont des géométries et une organisation différentes mais les structures anatomiques les composant sont les mêmes.

La figure 1 montre l'organisation d'une articulation synoviale type composée : de deux os, de muscles squelettiques et de leur tendons permettant de mobiliser l'articulation, de ligaments articulaires reliant les os, d'une bourse séreuse permettant le glissement du complexe musculo-tendineux et d'une capsule articulaire renfermant la membrane synoviale, le liquide synovial et le cartilage articulaire.

Lors de la sollicitation d'une articulation synoviale, l'ensemble de ces structures va jouer un rôle. Deux types de structure vont apparaître : les structures actives et passives. Les structures actives correspondent aux fibres musculaires contractées permettant de mobiliser et

de stabiliser l'articulation. Les structures passives correspondent au reste des tissus qui permet d'assurer la coaptation articulaire, la lubrification du contact etc. Nous allons nous intéresser plus particulièrement au rôle des structures passives en se concentrant sur les axes des degrés de liberté (où la composante du torseur de liaison est nulle si la liaison est parfaite).

Le liquide synovial et les cartilages articulaires permettent une bonne lubrification du contact et ainsi une réduction des forces de frottement au sein de l'articulation. Dans le cas d'une articulation saine, l'hypothèse d'absence de frottement dans une articulation semble donc raisonnable (McCutchen, 1962).

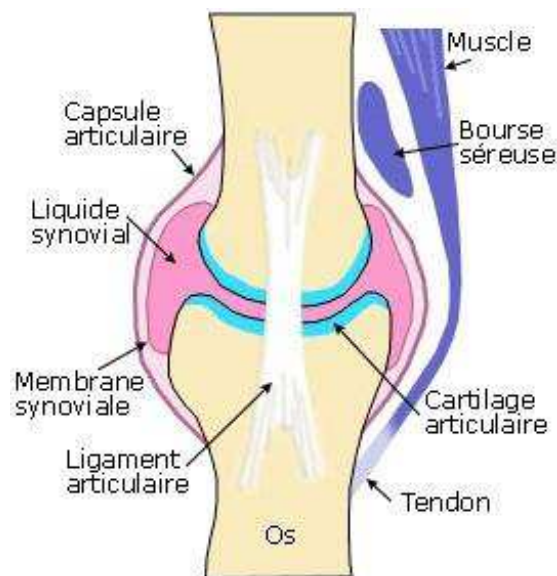


Figure 1 : Schéma d'une articulation synoviale type

Les muscles non contractés, les tendons et la capsule articulaire ont, entre autre, le rôle d'assurer la coaptation articulaire. Au genou et à la hanche, les butées articulaires en extension sont assurées principalement par la capsule articulaire et les ligaments (Kapandji, 2007). Ces structures ayant un comportement viscoélastique (Siegler et al., 1984; Yoon and Mansour, 1982), on peut se poser la question de la pertinence de l'hypothèse de liaison parfaite lors de l'étude dynamique du mouvement. En effet, mécaniquement, la raideur et l'amortissement dans une liaison permettent d'une part de stocker et de restituer de l'énergie et d'autre part d'en dissiper. L'action passive des structures péri-articulaires sur les axes des degrés de liberté peut donc permettre de ralentir les segments avant l'arrivée en butée mais également de stocker et de restituer de l'énergie pouvant aider à la locomotion tout en économisant les dépenses énergétiques. On parlera de raideur articulaire pour décrire le comportement de ces actions passives. Ceci est à différencier d'autres études traitant de quasi-raideur articulaire (Rouse et al., 2013; Shamaei et al., 2013a, 2013b) qui s'attachent à décrire le fonctionnement global des articulations (actions inter-segmentaires à la fois passives et

actives) à l'aide de ressorts de torsion sur les axes des degrés de liberté dans le but de développer des prothèses proches du fonctionnement physiologique des articulations.

1.2 Détermination expérimentale des raideurs passives

1.2.1 Moments représentant l'action passive de l'ensemble des structures péri-articulaires

1.2.1.1 Méthodes de mesures

L'action de l'ensemble des structures péri-articulaires peut être mesurée *in vivo*. Deux types de dispositifs expérimentaux ont été proposés dans la littérature pour mesurer les moments dus aux structures passives sur les axes des degrés de liberté, particulièrement sur l'axe de flexion-extension. Dans les deux cas, l'articulation sur laquelle est effectuée la mesure est mobilisée passivement par l'expérimentateur. La mesure est effectuée en quasi-statique afin de ne pas prendre en compte d'amortissement dans l'articulation. L'état de repos des groupes musculaires principaux des sujets peut être contrôlée par électromyographie (EMG) (Lamontagne et al., 2000; McFaul and Lamontagne, 1998; Silder et al., 2007; Vrahas et al., 1990; Wang and Walker, 1973). Différentes méthodes sont utilisées pour enlever l'action du poids dans la mesure et seront détaillées par la suite. Les mesures permettent d'établir la loi de comportement $M_p = f(\theta_H, \theta_G, \theta_C)$ du moment passif M_p à une articulation en fonction des angles de flexion-extension de la hanche (θ_H), du genou (θ_G) et/ou de la cheville (θ_C). Le moment passif d'une articulation correspond ainsi à l'action passive des structures péri-articulaires sur l'axe d'un degré de liberté en rotation d'une articulation.

1.2.1.1.1 Dispositifs expérimentaux

Le premier dispositif de mesure du moment passif consiste à équiper le sujet d'une orthèse mesurant directement le moment sur un axe concordant avec l'axe de flexion-extension de l'articulation concernée (voir figure 2 (A)). Les membres sont mobilisés passivement par un opérateur extérieur. La mesure est effectuée à différents degrés de flexion de l'articulation pour établir une carte du moment passif. Le problème ici est que l'axe de flexion de l'orthèse est fixe alors que l'axe de flexion du genou par exemple est mobile. Les deux axes ne vont donc pas correspondre sur l'ensemble de la plage angulaire.

Dans le second type de dispositif, l'expérimentateur mobilise passivement l'articulation du sujet à l'aide de poignées instrumentées (voir figure 2 (B)). Les mesures sur les poignées permettent de déduire la valeur du moment passif sur l'axe de flexion-extension de l'articulation. Le problème viendra ici de l'estimation de la position de l'axe de flexion et du centre du genou.

Il est à noter que Siegler et al. (Siegler et al., 1984) utilisent une méthode originale pour mesurer l'action passive à la cheville durant la marche. La cinématique angulaire de la

cheville des sujets est d'abord mesurée durant un cycle de marche à l'aide d'un dispositif vidéo graphique et de marqueurs cutanés. Le sujet est ensuite allongé avec le pied fixé dans une pédale instrumentée et asservie. Le cycle de marche est reproduit par la pédale, le sujet gardant le membre inférieur relâché. Une injection de xylocaïne (0.2%) est effectuée au niveau du nerf sciatique pour enlever la composante reflexe des muscles. Le moment mesuré est considéré comme le moment passif à la cheville durant la marche.

1.2.1.1.2 Action du poids

Lors de la détermination de ces moments, l'action du poids doit être prise en compte afin d'isoler uniquement l'action passive. La majorité des auteurs calculent la contribution du poids à l'aide des modèles anthropométriques de Winter ([Hoang et al., 2005](#); [Lamontagne et al., 2000](#); [Lee and Munn, 2000](#); [Siegler et al., 1984](#)) ou de Zatsiorsky et Seluyanov ([Amankwah et al., 2004](#); [Riener and Edrich, 1999](#)). Deux méthodes expérimentales sont utilisées pour enlever cette action. Dans le premier cas (figure 2 (A)), le sujet est placé sur le côté, l'auteur considère alors que le poids des segments s'équilibre avec la surface sur laquelle est posé le membre ([Mansour and Audu, 1986](#); [Silder et al., 2007](#); [Vrahas et al., 1990](#); [Yoon and Mansour, 1982](#)). Dans le second cas (figure 2 (C)), le sujet est assis et un contre poids situé du côté proximal de l'articulation est utilisé ([Heerkens and Woittiez, 1985](#); [Heerkens et al., 1986](#)).

1.2.1.1.3 Prise en compte des muscles bi-articulaires

Certain auteurs prennent en compte l'influence des muscles bi-articulaires dans leurs modèles.

Riener et Edrich ([Riener and Edrich, 1999](#)), mesurent le moment passif en fonction de la flexion de l'articulation concernée et des articulations adjacentes. Les mesures se font en quasi-statique à l'aide de poignées instrumentées et d'électro-goniomètres mesurant les angles articulaires (figure 2 (B)). Trois cycles complets de flexion-extension sont effectués à chaque articulation pour différentes positions fixées des articulations adjacentes. Le nombre total de mesures n'est pas indiqué.

Silder et al. ([Silder et al., 2007](#)) proposent un autre dispositif expérimental permettant de prendre en compte l'action des muscles bi-articulaires à partir de 15 mesures. Les configurations du membre inférieur pour les essais sont choisies pour permettre de découpler l'action des muscles mono et bi-articulaire. Le sujet est allongé sur le côté avec le membre inférieur mesuré posé sur des plateaux articulés et les segments sont mobilisés à l'aide de poignées instrumentées. La cinématique est également mesurée à l'aide de marqueurs cutanés et d'un dispositif optoélectronique afin de mettre en relation les angles articulaires et les moments passifs.

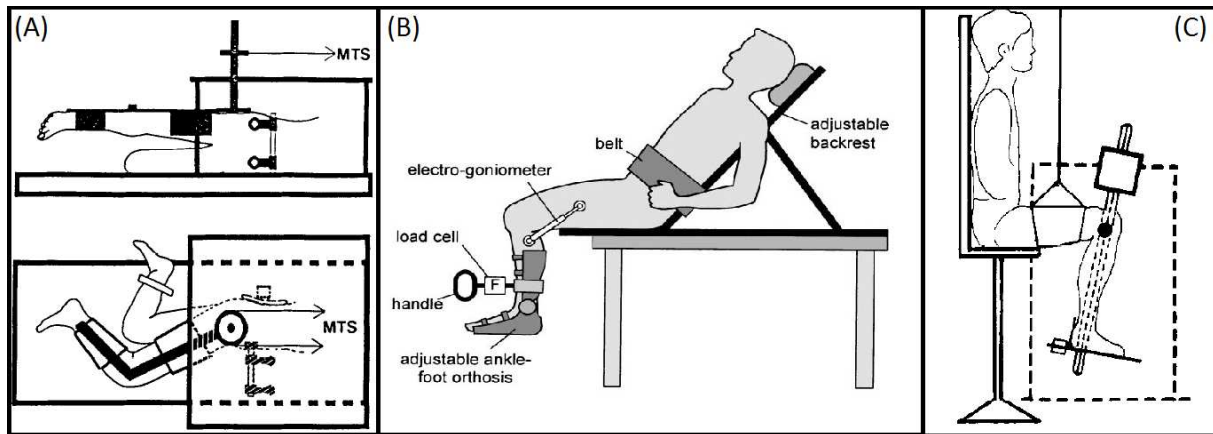


Figure 2 : Dispositifs expérimentaux de mesure des actions passives du membre inférieur. (A) Mesure avec orthèse, (Vrahas et al., 1990), (B) Mesure avec poignée instrumentée, (Riener and Edrich, 1999), (C) Mesure avec orthèse et contrepoids, (Heerkens et al., 1985, 1986)

1.2.1.2 Comportement observé

Les études expérimentales sur le comportement des structures passives montrent un comportement en double exponentielle à la hanche (Lee and Munn, 2000; Riener and Edrich, 1999; Silder et al., 2007; Vrahas et al., 1990; Yoon and Mansour, 1982) et au genou (Audu and Davy, 1985; McFaull and Lamontagne, 1998; Piziali and Rastegar, 1977; Riener and Edrich, 1999; Silder et al., 2007), à savoir une zone où le moment passif est faible (dans la plage fonctionnelle de l'articulation) et des pics de moments passifs au niveau des butées articulaires (aux extrémités de la plage fonctionnelle). Le moment passif à la cheville a un comportement en simple exponentielle, avec une butée en flexion (Hajrasouliha et al., 2005; Hoang et al., 2005; Lamontagne et al., 2000; Riener and Edrich, 1999; Siegler et al., 1984; Silder et al., 2007). La présence d'hystérésis entre la charge et la décharge est également largement observée (Frey et al., 2004; Hajrasouliha et al., 2005; Heerkens and Woittiez, 1985; Heerkens et al., 1986; Mansour and Audu, 1986; Siegler et al., 1984; Vrahas et al., 1990; Yoon and Mansour, 1982).

L'étude de Riener et Edrich (Riener and Edrich, 1999) montre que les muscles bi-articulaires ont une influence substantielle sur les actions passives et qu'ils devraient être pris en compte dans les moment passifs. En effet, dans la figure 3 basée sur les données de Riener et Edrich, on peut observer les fortes variations de moment passif à la cheville et à la hanche en fonction de la flexion du genou et de l'articulation concernée. Quand le genou est en extension complète la raideur passive à la cheville et à la hanche augmente très fortement pour les mouvements de flexion. L'extension de genou étend, entre autres, les gastrocnémiens qui croisent les articulations du genou et de la cheville et les ischio-jambiers qui croisent les articulations de la hanche et du genou. La flexion de cheville et l'extension de hanche étirent ces muscles qui sont déjà pré-tendus, la résistance au mouvement augmente. Ces structures

ayant, entre autre, un comportement élastique, on peut supposer que cette raideur aidera un retour en extension pour la cheville et en flexion pour la hanche.

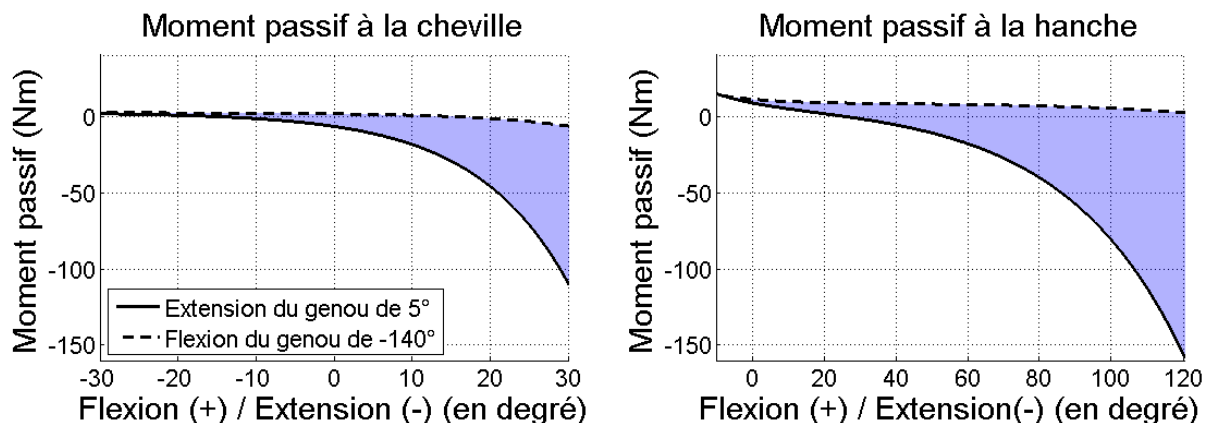


Figure 3 : influence des muscles bi-articulaires à la cheville et à la hanche (d'après : Riener and Edrich, 1999)

L'influence de l'âge a peu été étudiée (Anderson et al., 2007; Silder et al., 2008). Anderson et al. (Anderson et al., 2007) mesurent les actions passives sur le membre inférieur sur trois classes d'âges avec 14 sujets entre 18 et 25 ans, 14 sujets entre 55 et 65 ans et 6 sujets au-dessus de 65 ans. En comparant l'ensemble des paramètres de raideur articulaire de l'étude, on observe une augmentation globale de cette raideur entre la classe d'âge de 18-25 ans et celle de 55-65 ans pour ensuite stagner dans le groupe d'âge supérieur à 65 ans. Silder et al. (Silder et al., 2008) étudient également l'influence de l'âge en comparant une population de 20 sujets de 18 à 35 ans et 20 sujets de 65 à 85 ans. Il n'est pas observé de différences significatives entre les groupes concernant les actions passives.

L'influence du sexe n'est observable que dans une seule étude (Anderson et al., 2007). L'auteur différencie les données de ses modèles de moments passifs pour les sujets hommes et femmes des différentes classes. Cependant, aucune différence significative n'est observée en fonction du sexe.

Dans le cas pathologique comme chez les patients hémi-parétiques, diabétiques ou immobilisés après fracture (Amankwah et al., 2004; Hajrasouliha et al., 2005; Heerkens et al., 1986; Lamontagne et al., 2000), la raideur articulaire augmente. Heerkens et al. (Heerkens et al., 1986) montrent dans le cas d'une immobilisation après fracture qu'une remobilisation permet de récupérer les niveaux de raideurs avant traumatisme.

On voit donc que l'hypothèse de liaison parfaite largement utilisée en analyse du mouvement est très limitative. Cependant, pour une articulation saine, loin des butées articulaires (dans la plage fonctionnelle), la raideur des articulations est peu importante, de l'ordre de quelques Newtons mètres (Hajrasouliha et al., 2005; Heerkens and Woittiez, 1985; Lee and Munn, 2000; McFaul and Lamontagne, 1998; Riener and Edrich, 1999; Vrahas et

al., 1990; Yoon and Mansour, 1982). On peut donc se poser la question du rôle des structures passives durant un mouvement comme la marche.

1.2.2 Action passive ligamentaire

L'action des structures ligamentaires seules n'est mesurable qu'in vitro sur pièces anatomiques, généralement sous forme de matrice de raideur (Fujie et al., 1996; Piziali and Rastegar, 1977). Les pièces sont nettoyées de toutes les structures autres que ligamentaires. Le fémur est ensuite fixé sur un bâti et le tibia est manipulé par un robot 6 axes instrumenté, ce qui permet le calcul des actions passives dans toutes les directions de l'articulation. Ce sont surtout les composantes du torseur de liaison sur les autres axes que ceux des degrés de liberté qui ont été étudiées. Certains coefficients de la matrice de raideur dans certaines positions articulaires sont connus mais l'information reste très incomplète.

Sur les axes des degrés de liberté, contrairement aux moments passifs représentant l'ensemble des structures péri-articulaires, le moment passif représentant les ligaments n'a été quasiment pas étudié expérimentalement. La question du rôle de ces structures passives durant un mouvement comme la marche se pose alors.

1.3 Prise en compte des structures passives dans l'analyse de la marche

Très peu d'études de la marche prennent en compte l'action des structures passives péri-articulaires sur les axes des degrés de liberté (Lamontagne et al., 2000; Silder et al., 2008; Whittington et al., 2008).

Dans le cas de la dynamique inverse, la question de la contribution de l'ensemble des structures passives péri-articulaires aux moments moteurs (moment inter-segmentaire projeté sur l'axe de mobilité de l'articulation) a été abordée mais fait aujourd'hui débat au sein de la communauté scientifique. En effet, plusieurs auteurs se sont penchés sur la question sans trouver de consensus. Certains ont conclu que l'influence des structures passives était négligeable durant la marche (Lamontagne et al., 2000; Siegler et al., 1984; Vrahas et al., 1990) alors que d'autres études montrent une forte influence de ces structures (Mansour and Audu, 1986; Whittington et al., 2008; Yoon and Mansour, 1982). Excepté une étude (Whittington et al., 2008), une seule articulation à la fois est étudiée. Il semble donc que l'effet des muscles bi-articulaires n'ait pas été analysé en profondeur.

Dans le cas de la modélisation musculo-squelettique, les actions musculo-tendineuses (passives et actives) sont prises en compte directement au niveau des lignes d'actions. L'action des ligaments et éventuellement du cartilage de l'articulation n'apparaît que dans des simulations en dynamique directe et font souvent appel à des modèles discrets (Blankevoort and Huiskes, 1996; Guess, 2012; Imhauser et al., 2008), même si des modèles simplifiés

comme des ressorts de torsion ont également été proposés (Al Nazer et al., 2008; Anderson and Pandy, 1999). L'influence de la prise en compte ou non de ces actions passives, principalement ligamentaires, dans la modélisation musculo-squelettique est méconnue.

La composante visqueuse n'est généralement prise en compte qu'à des fins de stabilités numériques dans des simulations en dynamique directe. Les paramètres semblent uniquement numériques (Al Nazer et al., 2008; Anderson and Pandy, 1999; Silva et al., 1997).

1.3.1 Modélisation des structures passives

1.3.1.1 Ressort de torsion non-linéaire

L'action passive au niveau de l'articulation a été majoritairement modélisée par des ressorts de torsion non linéaires appliqués sur l'axe de flexion-extension de l'articulation concernée (hanche, genou, cheville). Il s'agit de moments passifs dépendant de l'angle de flexion de l'articulation concernée pour les modèles ne prenant pas en compte les muscles bi-articulaires (Anderson et al., 2007; Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987; Lee and Munn, 2000; Yoon and Mansour, 1982), ou dépendant de la flexion de l'articulation concernée et des articulations adjacentes, pour les modèles prenant en compte l'action des muscles bi-articulaires (Hatze, 1976; Riener and Edrich, 1999; Silder et al., 2007; Whittington et al., 2008). Ces modèles de moments passifs sont uniquement en 2D dans le plan sagittal. La majorité des auteurs utilise des modèles de moment passif à double exponentielle pour modéliser les butées articulaires et la raideur faible dans la plage fonctionnelle (Anderson et al., 2007; Anderson and Pandy, 1999; Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987; Hatze, 1976; Lee and Munn, 2000; Mansour and Audu, 1986; Riener and Edrich, 1999; Silder et al., 2007; Whittington et al., 2008; Yoon and Mansour, 1982). Il existe cependant quelques modèles de moment passif linéaires (Al Nazer et al., 2008; Amankwah et al., 2004).

Ces modèles prennent généralement en compte l'ensemble des structures péri-articulaires d'une articulation, avec ou sans muscles bi-articulaires (Amankwah et al., 2004; Anderson et al., 2007; Audu and Davy, 1985; Hoang et al., 2005; Lee and Munn, 2000; Mansour and Audu, 1986; Piazza and Delp, 1996; Riener and Edrich, 1999; Silder et al., 2007; Whittington et al., 2008; Yoon and Mansour, 1982), on parlera alors de moment passif total. Toutefois, certains modèles ne prennent en compte que l'action des ligaments et de la capsule articulaire (Al Nazer et al., 2008; Anderson and Pandy, 1999; Piazza and Delp, 1996), on parlera alors de moment passif ligamentaire. Ils peuvent être basés sur des mesures expérimentales (Al Nazer et al., 2008; Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987) ou sur des paramètres arbitraires issus de simulations en dynamique directe (Anderson and Pandy, 1999).

La prise en compte en 3D des butées articulaires des articulations n'est pas simple. Une option consiste à définir le cône de mobilité (ou cône de circumduction (Kapandji, 2007)) des différentes articulations et à appliquer un moment de pénalité lorsque l'articulation s'approche

des limites du cône (Silva et al., 1997). Ce type de modèle est utilisé en dynamique directe (Silva et al., 1997) et sert à ce que les mannequins numériques n'atteignent pas des positions trop extrêmes dans des simulations de choc. Les paramètres de raideur sont fixés arbitrairement et ne sont donc pas nécessairement cohérents avec les données expérimentales des autres études. En effet, les moments passifs maximaux définis dans modèle de Silva et al. à la hanche et au genou sont de 452 Nm et 226 Nm respectivement contre des valeurs maximales de moments passifs mesurées sur les axes de flexion des différentes articulations globalement inférieures à 100 Nm. Ce type de modèle semble prometteur mais le paramétrage ne semble pas cohérent avec la littérature pour des applications en étude de la marche. Pour les moments passifs ligamentaires, on retrouvera plus simplement trois composantes à la hanche, sur les axes de flexion-extension, adduction-abduction et rotation interne-externe, une composante au genou sur l'axe de flexion-extension et deux composantes à la cheville sur les axes de flexion-extension et d'adduction-abduction (Al Nazer et al., 2008; Anderson and Pandy, 1999).

1.3.1.2 Modèle musculo-squelettique

Dans ce cas, un modèle de Hill représentant le complexe musculo-tendineux est implémenté dans un modèle musculo-squelettique complet (Arnold et al., 2010). Le modèle musculo-squelettique permet d'estimer les forces dans les lignes d'actions des complexes musculo-tendineux représentés.

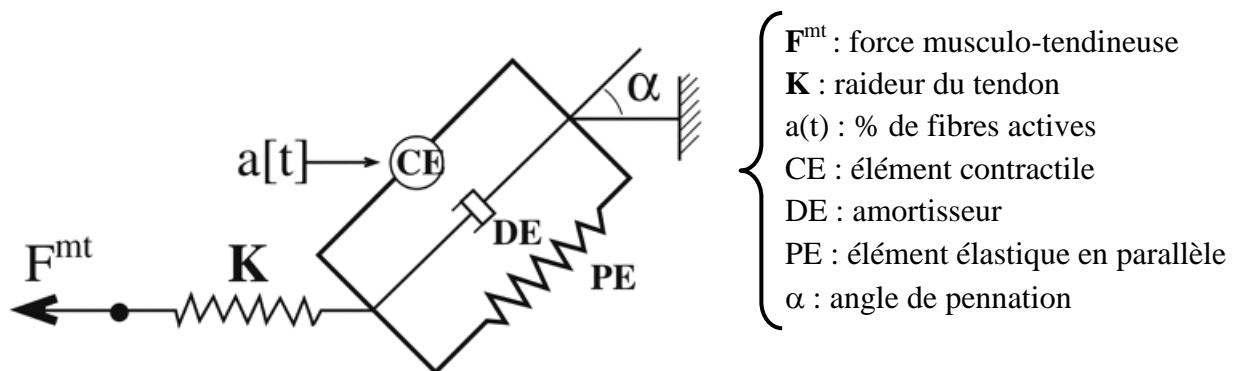


Figure 4 : Modèle de Hill

Le modèle de Hill (figure 4) permet alors de faire la part entre les composantes passives et actives de ces forces au sein du tissu musculaire et du tendon. L'intérêt de ce type de modèle serait d'avoir une estimation en 3D des actions passives de chaque structure (tissu musculaire, tendon) au niveau de chaque articulation. Le principal écueil est la détermination des paramètres de raideur de chaque muscle. De plus, les ligaments n'ont jusqu'à présent pas été

pris en compte dans ce type de modèles sans que soit justifié le fait qu'ils puissent être négligés. On retrouve donc ici typiquement l'hypothèse des liaisons parfaites.

1.3.1.3 Modèle articulaire

Ce type de modèle s'attache, quant à lui, à prendre en compte de manière spécifique les ligaments et les contacts articulaires. Les géométries articulaires sont reconstruites à partir d'IRM ce qui permet d'obtenir une description détaillée des os et des cartilages (Bei and Fregly, 2004; Blankevoort and Huiskes, 1996; Guess, 2012; Imhauser et al., 2008; Shelburne et al., 2005) mais également des ligaments (Blankevoort and Huiskes, 1996; Guess, 2012; Imhauser et al., 2008; Shelburne et al., 2005) et des ménisques pour le genou (Guess, 2012). Les contacts articulaires sont déformables et sont gérés en utilisant différentes méthodes d'éléments finis. Les lois de comportement pour les modèles de genou (Bei and Fregly, 2004; Blankevoort and Huiskes, 1996; Guess, 2012) sont quasiment toutes issues du modèle de Wismans et al. (Wismans et al., 1980) lui-même basé sur des études expérimentales. Les lois de comportement pour le modèle de cheville d'Imhauser et al. (Imhauser et al., 2008) se base sur des données issues d'une étude animale.

Les ligaments (Blankevoort and Huiskes, 1996; Guess, 2012; Imhauser et al., 2008) sont modélisés comme des ressorts non linéaires. Plusieurs lignes d'action par ligaments sont définies afin de prendre en compte le recrutement des différentes fibres ligamentaires au cours du mouvement. Pour le genou, les lois de comportements des ligaments sont issues du modèle de Wismans et al. (Wismans et al., 1980) basé sur des données expérimentales (Trent et al., 1976). Les propriétés des ligaments subtalaires ne sont pas connues, Imhauser et al. (Imhauser et al., 2008) utilisent donc le comportement d'un ligament comparable : le ligament tibio-talaire postérieur.

Le but de ces modèles est de fournir une modélisation très détaillée des articulations et ainsi de permettre d'investiguer les causes probables de pathologies articulaires d'origine mécanique (arthrose par exemple). Les modèles articulaires peuvent être incorporés dans des modèles musculo-squelettiques d'analyse du mouvement mais nécessitent des méthodes plus lourdes qu'une simple analyse en dynamique inverse. Les données issues des modèles musculo-squelettiques peuvent en effet être utilisées comme les conditions aux limites des modèles détaillés des articulations. L'ensemble des calculs peuvent également être menés en dynamique directe. Les modèles articulaires nécessitent la résolution d'équilibres dynamique (Bei and Fregly, 2004; Guess, 2012; Imhauser et al., 2008) ou quasi-statique (Blankevoort and Huiskes, 1996) qui impliquent un coût computationnel élevé.

1.3.2 Contribution des structures passives lors de la marche

1.3.2.1 Cas de la marche saine

Whittington et al. (Whittington et al., 2008) montre que le moment passif total à la hanche contribue jusqu'à 40% de la puissance motrice résistive à la hanche durant la phase d'extension, pour 50% de la puissance motrice propulsive durant la phase de flexion de la hanche et pour 10% de la puissance à la cheville durant la phase de propulsion (entre 20 et 60% du cycle de marche). Il montre ainsi que la puissance emmagasinée durant l'extension de la hanche est ensuite relâchée durant la flexion. Ainsi la raideur articulaire aide à freiner et à mobiliser l'articulation. De même en comparant les valeurs de moments passifs total de la hanche (Yoon and Mansour, 1982) et du genou (Mansour and Audu, 1986) aux valeurs de moments moteurs (moment inter-segmentaire projeté sur l'axe de flexion-extension de l'articulation) calculés durant la marche, ces auteurs concluent que les structures passives ont une importance substantielle durant la locomotion. Dans un bilan global sur toutes les articulations durant la simulation d'un cycle complet de marche, (Sasaki et al., 2009) la puissance passive positive a été évaluée à 35% de la puissance articulaire positive (hanche, genou et cheville cumulée)

Au contraire d'autres auteurs considèrent la contribution des actions passives chez les sujets sains négligeable à la hanche (Vrahas et al., 1990) et à la cheville (Lamontagne et al., 2000; Siegler et al., 1984). Les résultats de Vrahas et al. (Vrahas et al., 1990) à la hanche montrent une contribution du moment articulaire passif total (prenant en compte l'ensemble des structures péri-articulaires) inférieure à 10% du moment moteur. Les études de Siegler et al. (Siegler et al., 1984) et Lamontagne et al. (Lamontagne et al., 2000) montrent une action des structures passives à la cheville comprise entre 5 et 7% du moment moteur.

1.3.2.2 Cas de la marche pathologique

L'augmentation de la raideur des articulations du membre inférieur peut avoir des effets bénéfiques ou néfastes au niveau de la marche. Chez le patient hémi-parétique (Lamontagne et al., 2000), une augmentation de la contribution de la raideur passive au moment moteur à la cheville du côté parétique permet au patient de compenser le manque de contraction musculaire lors de l'extension de cheville durant la phase de propulsion. Les structures passives prendraient alors le relai des structures actives lésées. La contribution passive du côté parétique est 2 à 3 fois supérieure (16,9% en moyenne) que celle du côté non parétique (7,3% en moyenne) ou du groupe contrôle de l'étude (5,9% en moyenne).

Au contraire, dans le cas du patient diabétique (Hajrasouliha et al., 2005), l'augmentation de raideur passive de la cheville réduit la plage angulaire de la cheville, modifie l'angle d'attaque du pied sur le sol et pourrait donc être une des causes de l'ulcère du pied diabétique.

1.3.2.3 Contribution des ligaments ?

La contribution passive des ligaments et de la capsule articulaire n'a pas été étudiée spécifiquement lors de la marche que ce soit dans les études de dynamique inverse ou d'estimation des forces musculo-tendineuses. Cependant, une étude d'Arnold et al. (Arnold et al., 2010), qui estime les moments passifs articulaires à partir d'un modèle musculo-squelettique complet ne prenant pas en compte les ligaments montre des résultats très proches des données de Riener et al. (Riener, 1999) à la cheville mais plus éloignés à la hanche et au genou. Il semblerait donc que l'action passive des ligaments soit faible sur l'axe du degré de liberté de la cheville mais tout de même non négligeable au genou et à la hanche. Dans une réponse à une lettre à l'éditeur (Paul, 2010) à propos du rôle des ligaments dans d'une étude de Correa et al. (Correa et al., 2010) utilisant le modèle ligamentaire de Anderson et al. (Anderson and Pandy, 1999), les auteurs estiment que l'action des ligaments est négligeable.

Toutefois, aucune étude n'a à notre connaissance étudié explicitement l'action passive des ligaments des articulations du membre inférieur au cours de la marche.

1.4 Hypothèses de travail

Dans ce contexte, nous nous proposons d'étudier l'influence des structures passives durant la marche saine.

L'étude portera sur les articulations du membre inférieur, à savoir : la hanche, le genou où les articulations tibio-fémorale et patello-fémorale seront simplifiées en ne considérant qu'une seule liaison entre la cuisse et la jambe, et finalement la cheville où les articulations tibio-tarsienne et talo-crurale seront simplifiées en ne considérant qu'une seule liaison entre la jambe et le pied. Nous voulons vérifier si, durant la marche, localement, (1) la prise en compte des actions passives ligamentaires a un effet sur l'estimation des forces musculo-tendineuses et les forces de contact et plus globalement, (2) si les actions passives musculo-tendineuses et/ou ligamentaires contribuent ou non aux actions motrices.

Nous nous baserons sur les modèles de moment passif disponibles dans la littérature qui ont été sélectionnés et adaptés.

Aucune composante visqueuse ne sera prise en compte. Cette action est généralement considérée comme négligeable pendant la marche du fait des faibles vitesses articulaires. La majorité des auteurs ne considèrent pas de dissipation dans les articulations même si certains modèles de moment passif introduisent une composante visqueuse mais qui est utilisée à des fins de stabilité numérique lors de simulations en dynamique directe (ces valeurs sont peu représentatives du comportement mécanique des articulations). Cette question resterait toutefois à explorer.

Pour que les calculs soient cohérents, l'axe sur lequel est appliqué le moment passif doit être l'axe sur lequel est effectuée la mesure expérimentale, or cet axe n'est pas toujours bien défini. Dans tous les cas, nous faisons donc le choix d'appliquer les moments passifs sur les axes de mouvement construit au moment des calculs. De manière cohérente avec les études sur la cinématique, nous utiliserons donc les axes du système de coordonnées articulaires définis par l'ISB ([Wu et al., 2002](#)).

2 Application à la marche saine

La présente section regroupe les travaux effectués aux cours de cette thèse sur la thématique des moments passifs.

2.1 Choix des modèles

2.1.1 Critique des modèles de la littérature

La majorité des modèles de moment passif ne sont qu'en deux dimensions, dans le plan sagittal, les moments sont donc perpendiculaires à ce plan et les mesures permettant la détermination des paramètres des modèles sont effectuées sur l'axe de flexion-extension estimé des articulations du membre inférieur (Anderson et al., 2007; Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987; Hatze, 1976; Hoang et al., 2005; Lee and Munn, 2000; Mansour and Audu, 1986; Piazza and Delp, 1996; Riener and Edrich, 1999; Silder et al., 2007). Lors d'application en analyse 3D du mouvement, la pertinence de ces modèles sera donc limitée. Il sera uniquement possible d'étudier le rôle des moments passifs sur les axes de flexion-extension des articulations.

Une mesure sur l'axe de flexion-extension seul est compréhensible à la cheville et au genou car, comme on l'a vu dans la partie 1, ils peuvent être considérés comme n'ayant qu'un seul degré de liberté indépendant (DiGregorio, 2007; Feikes et al., 2003; Leardini, 1999; Parenti-Castelli and Di Gregorio, 2000; Wilson et al., 2000). Cependant, du fait des couplages cinématiques, les axes de flexion-extension de la cheville et du genou sont mobiles et ne sont pas normaux au plan sagittal. La mesure des moments autour d'un axe fixe semble donc moins fiable que les mesures effectuées avec des poignées instrumentées qui laissent l'articulation libre. Le problème sera par contre d'obtenir une estimation fiable de l'axe de rotation de l'articulation. Ce problème se pose également lors de l'application des modèles. L'axe sur lequel est appliqué le modèle lors des calculs doit être cohérent avec l'axe de mesure des moments passifs.

Le problème de l'axe se pose surtout à la hanche, car cette articulation possède trois degrés de liberté indépendants : la flexion-extension, l'adduction-abduction, la rotation interne-externe. Bien que pour la marche les mouvements du membre inférieur soient souvent considérés uniquement dans le plan sagittal (Winter, 1990), la hanche a bien un mouvement en trois dimensions (Kadaba et al., 1989). Il y a donc un manque de données sur les moments passifs totaux lors de l'adduction-abduction et de la rotation interne-externe de la hanche.

À la cheville, la majorité des études mesurent la raideur de l'articulation tibio-tarsienne (flexion-extension) (Anderson and Pandy, 1999; Arnold et al., 2010; Davy and Audu, 1987; Hoang et al., 2005; Riener and Edrich, 1999; Siegler et al., 1984; Silder et al., 2007). Peu de données de raideurs passives sont disponibles pour l'articulation subtalaire (inversion-éversion) (Al Nazer et al., 2008; Anderson and Pandy, 1999). Les données de l'articulation

subtalaire correspondent à des valeurs arbitraires servant à la stabilité du pied dans la simulation en dynamique directe. Elles ne sont donc pas pertinentes dans notre étude.

La majorité des modèles de moment passif total (Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987; Lee and Munn, 2000; Mansour and Audu, 1986; Yoon and Mansour, 1982) ne prend pas en compte les structures bi-articulaires. Le reste des modèles ne s'intéressent qu'à une (Fujie et al., 1996; Hoang et al., 2005; Lee and Munn, 2000; Piziali and Rastegar, 1977; Yoon and Mansour, 1982) ou deux articulations (Mansour and Audu, 1986; Piazza and Delp, 1996; Silva et al., 1997). Seul le modèle de Yoon et Mansour prend en compte le phénomène d'hystérésis mais l'étude ne porte que sur la hanche. Seuls les modèles de Riener et Edrich (Riener and Edrich, 1999) et de Silder et al. (Silder et al., 2007) prennent en compte les muscles bi-articulaires et l'ensemble des articulations. Cependant, Silder et al. (Silder et al., 2007) ne fournissent pas de jeu de données générique. Ils proposent un protocole expérimental permettant d'obtenir un modèle personnalisé. Toutefois, ce protocole, comprenant 15 essais de mesures est trop lourd pour les applications potentielles en clinique des méthodes d'étude du mouvement développées dans cette thèse.

On constate également que l'origine des paramètres de certains modèles est confuse. Par exemple, Piazza et Delp (Piazza and Delp, 1996) utilisent des paramètres issus du modèle de moment passif, présenté comme ligamentaire, développé par Audu et Davy (Audu and Davy, 1985) au sein d'une modélisation musculo-squelettique complète. Or ce modèle est une reformulation du modèle de Hatze (Hatze, 1976) basé sur des résultats expérimentaux sur un sujet sain et qui prend en compte l'ensemble des structures péri-articulaires. Il y aurait donc redondance des actions passives des muscles dans l'étude de Piazza et Delp, de même que dans l'étude de Audu et Davy. Piazza et Delp justifient l'utilisation du modèle de Audu et Davy en affirmant enlever la composante bi-articulaire de ce modèle sans expliquer cette opération. Cependant, le modèle de moment passif total de Audu et Davy ne dépend que de l'angle de flexion-extension de l'articulation considérée et ne prend donc pas en compte les muscles bi-articulaires soi-disant enlevés par Piazza et Delp. De même, Piazza et Delp ne retiennent que 75% du moment passif à la hanche car ils le considèrent trop important en rapport avec les données de Winter (Winter, 1990) mais sans donner de justification claire. Certains auteurs n'expliquent pas l'origine des paramètres de leurs modèles, comme Davy et Audu (Davy and Audu, 1987) à la cheville. De plus, ces auteurs présentent de nouveau leur modèle comme un modèle de moment passif ligamentaire. Or dans ce nouveau modèle, seule la plage angulaire où le moment passif est négligeable est modifié par rapport à leur précédente étude (Audu and Davy, 1985). Il s'agit donc une fois de plus d'un modèle de moment passif total. Le modèle de moment passif ligamentaire de Al Nazer et al. (Al Nazer et al., 2008) est basé sur une étude expérimentale du moment passif total (Amankwah et al., 2004) excepté pour la rotation interne-externe de la hanche où les paramètres sont obtenus par

une simulation en dynamique directe. Les auteurs ne précisent pas comment ils passent du modèle de moment passif total de l'article de référence au modèle de moment passif ligamentaire de leur étude.

2.1.2 Modèles de moments passifs sélectionnés

A l'issue de cette revue de littérature, quatre modèles nous paraissent utilisables pour l'analyse de la marche. Pour les moments passifs totaux, le modèle de Riener et Edrich (Riener and Edrich, 1999), bien qu'en 2D, convient à notre étude. En effet, il présente un modèle générique en double exponentielle, basé sur 10 sujets et prenant en compte les muscles bi-articulaires. Concernant les moments passifs ligamentaires, celui de Audu et Davy (Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987) est en double exponentielle et les paramètres sont disponibles. Ce modèle semble être un modèle de moment passif total, cependant il est présenté et utilisé (Neptune et al., 2008; Piazza and Delp, 1996; Sasaki and Neptune, 2010) comme un modèle de moment passif ligamentaire. Le modèle de Anderson et Pandy (Anderson and Pandy, 1999) est également en double exponentielle et les paramètres sont disponibles. Cependant, ces paramètres sont basés sur des simulations numériques et non des mesures expérimentales. Un autre modèle de moment passif ligamentaire proposé par Al Nazer et al. (Al Nazer et al., 2008) est au contraire linéaire mais semble basé sur une étude expérimentale (Amankwah et al., 2004). Ce modèle semble à priori peu réaliste mais il peut être intéressant de voir si un modèle linéaire peut être suffisant à décrire l'action des ligaments. A notre connaissance, les modèles de moment passif ligamentaire que nous avons sélectionnés sont les trois seuls disponibles dans la littérature. Bien qu'ils ne semblent pas totalement fiables, il est intéressant de les tester afin d'avoir une vue d'ensemble sur la modélisation des actions passives ligamentaires.

Les modèles sélectionnés correspondent à des ressorts de torsion dont l'axe correspond à l'axe de mouvement de l'articulation concernée. Ils dépendent uniquement des angles articulaires. Des modifications ont été apportées pour respecter les conventions de signe des angles suivant les recommandations de l'ISB et recalculer les plages angulaires des modèles pour les rendre cohérentes entre elles. Les moments sont appliqués sur les différents axes des repères liés aux articulations (JCS) définis dans la partie 1 lors des calculs de cinématique. Le paramétrage en coordonnées généralisées ($\mathbf{Q}_i = [\mathbf{u}_i \quad \mathbf{r}_{P_i} \quad \mathbf{r}_{D_i} \quad \mathbf{w}_i]^T$) sera de nouveau utilisé, les axes de flexion-extension de chaque articulation correspondent ainsi aux vecteurs \mathbf{w}_i .

2.1.2.1 Moment passif total (Riener and Edrich, 1999) : Mpt

Ce modèle de moment passif total prend en compte l'action des muscles bi-articulaires et est basé sur 10 hommes sains (23 à 29 ans, 79.8±9.5kg, 1.85±0.06m). Il s'agit d'un modèle générique en double exponentielle dépendant des angles de flexion des articulations du membre inférieur.

Le système d'axes utilisé par Riener et Edrich étant différent du système ISB (Wu et al., 2002) au niveau de l'orientation des axes, les signes des moments passifs ont été adaptés aux conventions de l'ISB. Ainsi les signes des angles de flexion et de l'axe du moment passif dans les conventions de Riener et Edrich et de l'ISB sont opposés à la cheville et au genou ; en revanche les signes à la hanche sont les mêmes.

On note θ_H, θ_G et θ_C l'angle de flexion extension en degrés de la hanche, du genou et de la cheville respectivement et Mp_H, Mp_G et Mp_C les valeurs des moments passifs à la hanche, au genou et à la cheville respectivement.

$$\text{On a : } \begin{cases} \theta_H^{ISB} = \theta_H^{Riener} \\ \theta_G^{ISB} = -\theta_G^{Riener} \\ \theta_C^{ISB} = -\theta_C^{Riener} \end{cases} \text{ et } \begin{cases} Mp_H^{ISB} = Mp_H^{Riener} \\ Mp_G^{ISB} = -Mp_G^{Riener} \\ Mp_C^{ISB} = -Mp_C^{Riener} \end{cases}$$

Les moments suivants sont les moments exprimés dans les conventions d'axe et d'angles de l'ISB

Pour la hanche, le moment est appliqué sur l'axe du JCS $\mathbf{e}_H^1 = \mathbf{w}_4$:

$$(1) \quad \begin{cases} Mp_H^{tot} = \exp(1.4655 + 0.00034 \theta_G - 0.0075 \theta_H) \\ \quad \quad \quad - \exp(1.3403 + 0.0226 \theta_G + 0.0305 \theta_H) + 8.072 \end{cases}$$

Pour le genou, le moment est appliqué sur l'axe du JCS $\mathbf{e}_G^1 = \mathbf{w}_3$:

$$(2) \quad \begin{cases} Mp_G^{tot} = -\exp(1.800 + 0.0460 \theta_C + 0.0352 \theta_G + 0.0217 \theta_H) \\ \quad \quad \quad + \exp(-3.971 + 0.0004 \theta_C - 0.0495 \theta_G - 0.0128 \theta_H) + 4.820 \\ \quad \quad \quad - \exp(2.220 + 0.150 \theta_G) \end{cases}$$

Pour la cheville, le moment est appliqué sur l'axe du JCS $\mathbf{e}_C^1 = \mathbf{w}_2$:

$$(3) \quad \begin{cases} Mp_C^{tot} = -\exp(2.1016 + 0.0843 \theta_C + 0.0176 \theta_G) \\ \quad \quad \quad + \exp(-7.9763 - 0.1949 \theta_C - 0.0008 \theta_G) + 1.792 \end{cases}$$

2.1.2.2 Moment passif ligamentaire linéaire $Mpl1$ (Al Nazer et al., 2008)

Les paramètres du modèle linéaire de moment passif ligamentaires adaptés d'une étude expérimentale du moment passif total (Amankwah et al., 2004) excepté pour l'inversion-éversion de la cheville et la rotation interne de la hanche.

A l'articulation i , le moment passif est donné par l'expression suivante :

$$(4) \quad \mathbf{M}p_i^{l1} = -k_i (\theta_i - \theta_i^0)$$

Où i correspond à l'articulation concernée : cheville, genou, hanche.

k_i correspond au coefficient de raideur passive en Nm/°.

θ_i correspond à l'angle de flexion de l'articulation en degrés.

θ_i^0 correspond à la position neutre de l'articulation en degrés. Ce paramètre n'était pas pris en compte dans le modèle original et donnait des valeurs de moment passif aberrantes. Les valeurs de positions neutres ont été déterminées en se basant sur les livres d'anatomie fonctionnelle (Kapandji, 2007) et sur les courbes expérimentales de moments passifs disponibles dans la littérature (Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987; Hajrasouliha et al., 2005; Mansour and Audu, 1986; McFaul and Lamontagne, 1998; Riener and Edrich, 1999; Siegler et al., 1984; Silder et al., 2007; Vrahas et al., 1990; Yoon and Mansour, 1982). Les zones de raideur minimale étant consistantes entre les différentes études, un angle neutre a pu être ainsi déterminé. Les paramètres sont disponibles dans le tableau 1 ci-dessous.

Tableau 1 : Paramètres du modèle de moment passif ligamentaire linéaire

	Hanche			Genou	Cheville
	Flexion	Adduction	Internal	Extension	Flexion
	–	–	–	–	–
	Extension	Abduction	External Rotation	Flexion	Extension
k_i	0.7	1.5	0.8	0.27	0.21
θ_i^0 (°)	20	0	0	-25	-15
Axe JCS	$\mathbf{e}_H^1 = \mathbf{w}_4$	$\mathbf{e}_H^2 = \mathbf{e}_H^3 \times \mathbf{e}_H^1$	$\mathbf{e}_H^3 = (\mathbf{r}_{P_3} - \mathbf{r}_{D_3}) / L_3$	$\mathbf{e}_G^1 = \mathbf{w}_3$	$\mathbf{e}_C^1 = \mathbf{w}_2$

2.1.2.3 Modèle passif ligamentaire exponentiel Mpl2 (Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987)

Les paramètres de ce modèle de moment passif ligamentaire exponentiel ont été adaptés à partir de deux modèles. Les modèles de la hanche et du genou sont issus de l'étude de Audu et Davy (Audu and Davy, 1985). En effet les paramètres de leur seconde étude (Davy and Audu, 1987) ne fournissaient pas de résultats cohérents. Le modèle de cheville est issu de l'étude de Davy et Audu (Davy and Audu, 1987). Ce modèle étant 2D, il ne gère donc que les degrés de liberté en flexion des articulations.

A l'articulation i , le moment passif est donné par l'expression suivante :

$$(5) \quad \mathbf{M}p_i^{l2} = c_i e^{-a_i(\theta_i - \alpha_i)} + d_i e^{-b_i(\beta_i - \theta_i)}$$

Où i correspond à l'articulation concernée : cheville, genou, hanche.

c_i et d_i sont deux paramètres d'échelle permettant de régler l'amplitude du moment en Nm.

a_i et b_i sont deux paramètres reliés à la raideur exprimés en radians⁻¹. Plus ces paramètres sont importants, plus le pic de raideur sera important.

θ_i correspond à l'angle de flexion de l'articulation en radians.

$[\alpha_i, \beta_i]$ correspond à la zone neutre de la plage angulaire exprimée en radian.

Les paramètres sont disponibles dans le tableau 2 ci-dessous, l'angle de cheville étant paramétré différemment dans l'étude, il a été adapté :

Tableau 2 : Paramètres du modèle de moment passif ligamentaire exponentiel Mpl2

	Hanche	Genou	Cheville
	Flexion	Extension	Flexion
	– Extension	– Flexion	– Extension
a (rad ⁻¹)	5.8	5.9	5.0
b (rad ⁻¹)	1.3	11.8	5.0
α (rad)	0.174	-1.22	-0.34
β (rad)	0.95	-0.09	0.34
c (N.m)	2.6	3.1	2.0
d (N.m)	8.7	10.5	5.0
<i>axe JCS</i>	$\mathbf{e}_H^1 = \mathbf{w}_4$	$\mathbf{e}_G^1 = \mathbf{w}_3$	$\mathbf{e}_C^1 = \mathbf{w}_2$

2.1.2.4 Moment passif ligamentaire exponentiel Mpl3 (Anderson and Pandy, 1999)

Les paramètres de ce modèle de moment passif ligamentaire exponentiel sont basés sur des simulations numériques. La formulation est la même, à quelques signes près, que pour le modèle Mpl2.

A l'articulation i , le moment passif est donné par l'expression suivante :

$$(6) \quad \mathbf{M}p_i^{l3} = c_i e^{a_i(\theta_i - \alpha_i)} + d_i e^{b_i(\theta_i - \beta_i)}$$

Où i correspond à l'articulation concernée : cheville, genou, hanche.

c_i et d_i sont deux paramètres d'échelle permettant de régler l'amplitude du moment en Nm.

a_i et b_i sont deux paramètres reliés à la raideur exprimés en radians⁻¹. Plus ces paramètres sont importants, plus le pic de raideur sera important.

θ_i correspond à l'angle de flexion de l'articulation en radians.

$[\alpha_i, \beta_i]$ correspond à la zone neutre de la plage angulaire exprimée en radians.

Les plages angulaires en flexion-extension, trop importantes dans le modèle original, ont été ajustées au genou (Audu and Davy, 1985; Davy and Audu, 1987) et à la cheville (Imhauser et al., 2008).

Les paramètres sont disponibles dans le tableau 3.

Tableau 3 : Paramètres du modèle de moment passif ligamentaire exponentiel 2

	Hanche			Genou	Cheville
	Flexion	Adduction	Internal	Extension	Flexion
	Extension	Abduction	External Rotation	Flexion	Extension
a (rad ⁻¹)	5.05	14.94	14.94	33.94	38.11
b (rad ⁻¹)	-21.88	-14.94	-14.94	-11.33	-42.12
α (rad)	1.81	0.5	0.92	0.0	0.26
β (rad)	-0.47	-0.5	-0.92	-2.4	-0.52
c (N.m)	-2.44	-0.03	-0.03	-6.09	-2.03
d (N.m)	1.51	0.03	0.03	11.03	0.18
axe JCS	$\mathbf{e}_H^1 = \mathbf{w}_4$	$\mathbf{e}_H^2 = \mathbf{e}_H^3 \times \mathbf{e}_H^1$	$\mathbf{e}_H^3 = (\mathbf{r}_{P_3} - \mathbf{r}_{D_3}) / L_3$	$\mathbf{e}_G^1 = \mathbf{w}_3$	$\mathbf{e}_C^1 = \mathbf{w}_2$

2.1.2.4.1 Comparaison des modèles de moments passifs ligamentaires

A la hanche, on constate que les zone neutres, où le moment passif est faible sont proches pour le modèle linéaire et le premier modèle ligamentaire exponentiel, entre 10° et 20° de flexion. Le second modèle exponentiel est quasi-nul sur l'ensemble de la plage angulaire.

Au genou, les moments passifs ligamentaires sont faibles sur la plage angulaire de la marche (-60° à 0° de flexion). Le modèle exponentiel Mpl2 montre des butées articulaires très marquées avec des moments passifs allant jusqu'à 240Nm, ce qui semble surestimé par rapport aux données de la littérature sur les moments passifs totaux. Le modèle exponentiel Mpl3 est nul sur l'ensemble de la plage angulaire et augmente très fortement lors de l'hyper-extension (à partir de 5°) pour atteindre une valeur de 2300Nm à 10° d'extension. Ceci conforte l'idée que ce modèle est un modèle de butées articulaires utilisé pour limiter les

plages angulaires des mannequins numériques plutôt qu'un modèle représentant le comportement physiologique des ligaments.

A la cheville, les modèles ligamentaires linéaires et le modèle exponentiel Mpl2 sont quasi-similaires sur l'ensemble de la plage angulaire. Le modèle exponentiel Mpl3 présente une butée articulaire après 15° de flexion.

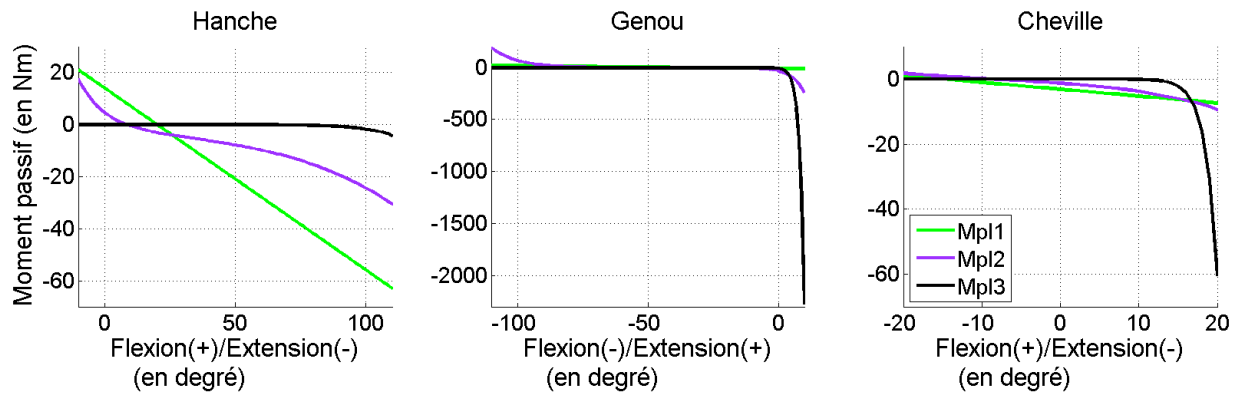


Figure 5 : Comparaison des moments passifs ligamentaires

2.2 Influence des actions passives ligamentaires sur les forces musculo-tendineuses et les forces de réactions articulaires

L'influence des actions passives ligamentaires n'a, à notre connaissance, pas été étudiée en analyse de la marche au sein d'une modélisation musculo-squelettique. En effet, les modèles de moment passif ligamentaire ont généralement pour but d'éviter aux articulations d'atteindre des positions non physiologiques en simulation dynamique directe, c'est-à-dire des positions articulaires dépassant la plage fonctionnelle d'une articulation saine. Ils peuvent également jouer un rôle de stabilisation numérique dans les intégrations temporelles. Dans une estimation des forces musculo-tendineuses par optimisation dite « statique » (c'est-à-dire basée sur la dynamique inverse), les moments passifs ligamentaires ne sont quasiment jamais introduits. Leur impact sur les forces musculo-tendineuses et de réaction articulaire est méconnu.

2.2.1 Modèle musculo-squelettique et sujets

Un modèle 3D du membre inférieur basé sur de précédentes méthodes de dynamique inverse (Dumas and Chèze, 2007) et d'optimisation multi-segmentaire (Duprey et al., 2010) a été développé (Moissenet et al., 2012). Ce modèle est composé de quatre segments rigides et de 43 lignes d'action musculo-tendineuses.

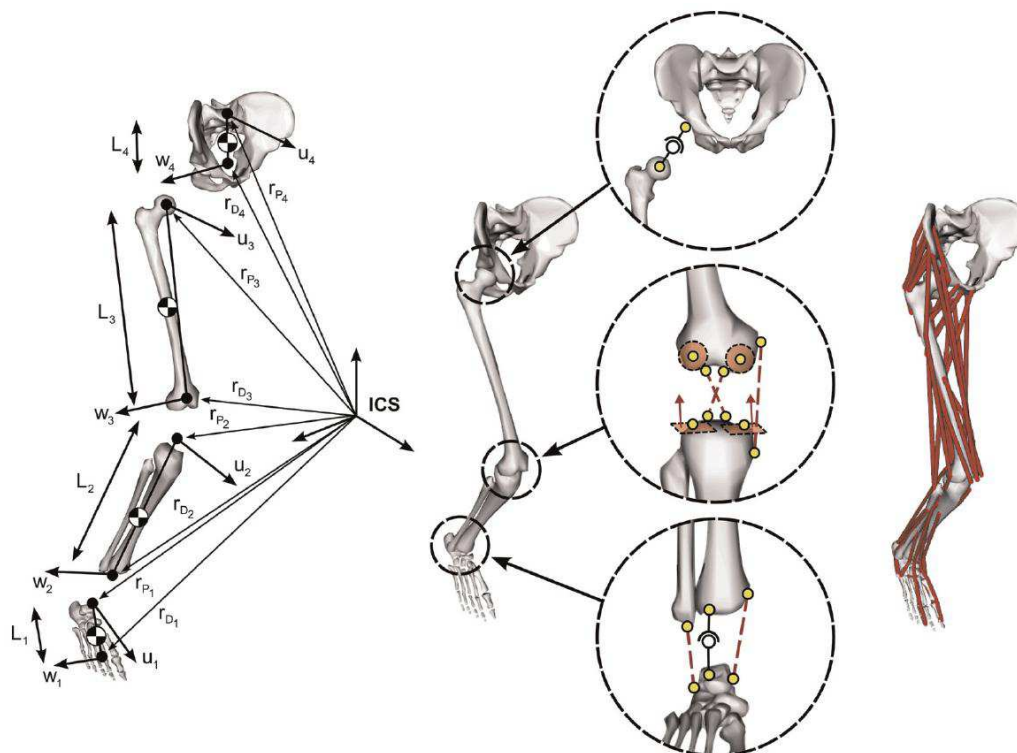


Figure 6 : Paramétrage, modèle cinématique et lignes d'actions musculo-tendineuses

2.2.2 Méthode

Les équations de la dynamique ne sont écrites que pour trois segments du membre inférieur droit, à savoir le pied, la jambe et la cuisse et donc trois articulations : la cheville, le genou et la hanche. Comme dans la partie 1, le modèle utilise un paramétrage en coordonnées généralisées : on retrouvera des contraintes cinématiques et de corps rigides comme vu dans la partie 1. Pour pouvoir récupérer, le cas échéant, des forces ligamentaires à travers les multiplicateurs de Lagrange (Moissenet et al., 2012), le modèle cinématique avec trois ligaments isométriques est introduit au niveau du genou. Les modèles cinématiques de la hanche et de la cheville sont respectivement une liaison sphérique et un mécanisme parallèle à la cheville (DiGregorio, 2007).

Les détails des calculs sont développés par Dumas et al. (Dumas et al., 2012). Pour résumer, l'équation de la dynamique prend la forme suivante :

$$(7) \quad \mathbf{G}\ddot{\mathbf{Q}} + \mathbf{K}^T\boldsymbol{\lambda} = \mathbf{E} + \mathbf{L}\mathbf{f}$$

Avec : \mathbf{G} la matrice de masse, $\ddot{\mathbf{Q}}$ le vecteur regroupant l'accélération des 3 segments en coordonnées généralisées, $\mathbf{K}^T\boldsymbol{\lambda}$ correspond au produit des matrices jacobiennes des contraintes cinématiques et des contraintes de corps rigides par les multiplicateurs de Lagrange associés, \mathbf{E} correspond à l'ensemble des forces extérieures au système, à savoir le poids, les forces de contacts et les moments passifs ligamentaires, le vecteur $\mathbf{L}\mathbf{f}$ correspond au produit des bras de levier généralisés des lignes d'actions musculo-tendineuses par les forces musculo-tendineuses. Les accélérations en coordonnées généralisées sont calculées à partir des résultats de l'optimisation multi-segmentaire telle que présentées dans la partie 1.

Les moments passifs pris en compte dans un modèle musculo-squelettique ne peuvent être que ligamentaires. En effet, les actions passives ou actives des groupes musculo-tendineux sont comprises sans en faire la distinction dans les forces musculo-tendineuses déterminées par le modèle. Ma contribution a principalement consisté à sélectionner, adapter puis introduire les moments passifs ligamentaires dans l'équation de la dynamique. Les moments passifs implémentés dans le modèle sont le moment passif ligamentaire linéaire et le moment passif ligamentaire exponentiel Mpl3 présentés précédemment. En effet, Mpl1 et Mpl2 présentent un comportement proche dans la plage angulaire de la marche. L'étude complète s'intéressait également à l'influence de la modélisation cinématique (liaisons sphériques, pivots, mécanismes parallèles) (Dumas et al., 2012).

A partir de l'équation de la dynamique (équation (7)), le système linéaire suivant est obtenu :

$$(8) \quad \begin{bmatrix} \mathbf{L} & -\mathbf{K}^T \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{f} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{pmatrix} = \mathbf{G}\ddot{\mathbf{Q}} - \mathbf{E}$$

Le vecteur $(\mathbf{f} \ \boldsymbol{\lambda})^T$ contenant les forces musculo-tendineuses et les multiplicateurs de Lagrange est l'inconnue de ce système. Une réduction de paramétrage est effectuée afin de simplifier le problème en enlevant les multiplicateurs de Lagrange de l'équation. Pour cela la matrice \mathbf{Z}_K définie comme la base orthogonale de l'espace nul de \mathbf{K} est introduite. Elle est composée des vecteurs propres de la matrice $\mathbf{K}^T \mathbf{K}$ associés aux valeurs propres nulles de cette même matrice. La matrice \mathbf{Z}_K (dite de projection dans l'espace nul de la Jacobienne des contraintes) possède la propriété suivante : $\mathbf{K} \mathbf{Z}_K = \mathbf{0} \Leftrightarrow \mathbf{Z}_K^T \mathbf{K}^T = \mathbf{0}$ qui va permettre de simplifier le système en le multipliant par cette matrice. Le système linéaire est finalement écrit sous la forme $\mathbf{A} \mathbf{f} = \mathbf{b}$:

$$(9) \quad \underbrace{[\mathbf{Z}_K^T \mathbf{L}]}_{\mathbf{A}} \mathbf{f} = \underbrace{\mathbf{Z}_K^T (\mathbf{G} \ddot{\mathbf{Q}} - \mathbf{E})}_{\mathbf{b}}$$

Le système musculo-squelettique étant redondant, une méthode d'optimisation est nécessaire afin de répartir les forces entre les différentes composantes musculo-tendineuses. Cette méthode est dite « statique », en effet chaque instant du mouvement est traité indépendamment. De plus les forces musculo-tendineuses doivent être positives. Il serait en effet aberrant d'avoir des tendons qui « poussent ». Le problème d'optimisation prend la forme suivante :

$$(10) \quad \begin{cases} \min_{\mathbf{f}} J = \frac{1}{2} \mathbf{f}^T \mathbf{W} \mathbf{f} \\ \text{soumis à : } \begin{cases} \mathbf{A} \mathbf{f} = \mathbf{b} \\ \mathbf{f} \geq \mathbf{0} \end{cases} \end{cases}$$

Où \mathbf{W} est une matrice de poids diagonale basée sur la section physiologique des muscles ($PCSA$) : $\mathbf{W}_{jj} = (1 / PCSA)^2$.

Les forces de réaction articulaire sont calculées dans un deuxième temps (une fois les forces musculo-tendineuses obtenues) à travers les multiplicateurs de Lagrange :

$$(11) \quad \boldsymbol{\lambda} = (\mathbf{K}^T)^\dagger (-\mathbf{G} \ddot{\mathbf{Q}} + \mathbf{E} + \mathbf{L} \mathbf{f})$$

2.2.3 Etude

Afin de comprendre l'influence des modèles de moments passifs, trois types de modèles ont été comparés. Le premier n'incorpore pas de moments passifs (Ma), le second incorpore

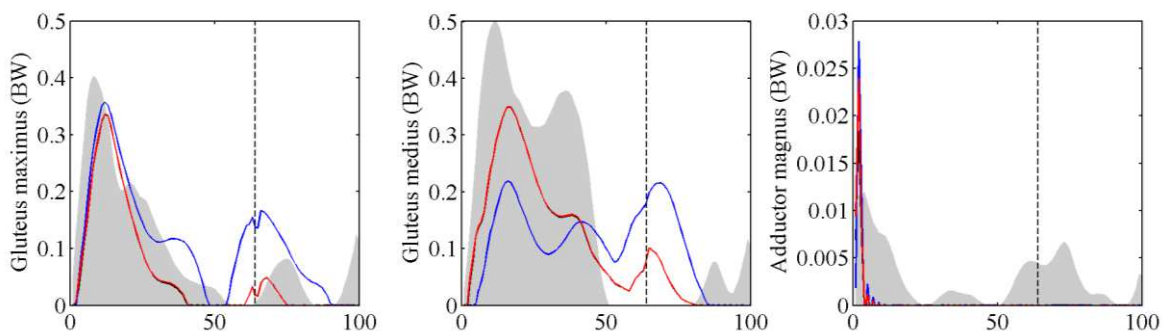
le modèle de moments passifs ligamentaires linéaires Mpl1 (Mb), le troisième incorpore le modèle de moments passifs ligamentaires exponentiels Mpl3 (Mc).

Les données utilisées pour l'étude sont issues du « second grand challenge to predict in vivo knee loads » organisé par Fregly et al. (Fregly et al., 2012). Ces données sont basées sur un cycle de marche d'un sujet homme (67kg, 1,72m) équipé d'une prothèse de genou instrumentée. Les données comportent la cinématique du sujet, les forces et moments de réaction au sol, les signaux électromyographiques (EMG) de 14 muscles et les forces de contact au genou qui sont fournies par la prothèse instrumentée. Qualitativement, les forces musculo-tendineuses pourront être comparées aux RMS des signaux EMG (valeurs quadratiques moyennes des signaux), les forces de réaction articulaire au genou pourront être comparées aux mesures de la prothèse et les forces de réaction articulaire à la hanche pourront être comparées aux mesures par prothèses instrumentées rapportées pour d'autres sujets dans la littérature. Quantitativement, la racine de l'erreur quadratique (RMSE) adimensionnée par le poids du sujet sera calculée ainsi que les coefficients de corrélation R entre les forces de réaction articulaire au genou et les mesures par prothèses instrumentées du sujet.

2.2.4 Résultats

Les différences observées sur les forces musculo-tendineuses entre les différents modèles de moment passif ligamentaire sont négligeables. Les seules différences notables sont observées sur le *gluteus medius*, le *rectus femoris*, le *tibialis anterior* et le tenseur du fascia latae entre les modèles Ma et Mb. Les forces musculo-tendineuses sont dans l'ensemble en accord avec la chronologie des signaux EMG.

Concernant les forces de réaction articulaires, les différences entre les modèles sont également très faibles (figure 8). Les seules différences notables sont observées sur la force de réaction articulaire à la hanche. Pour la force de réaction articulaire dans la direction supérieure-inférieure à la hanche, au genou et à la cheville, quand les moments passifs ligamentaires linéaires sont pris en compte, l'amplitude est généralement plus faible pendant la phase d'appui et plus importante pendant la phase oscillante.



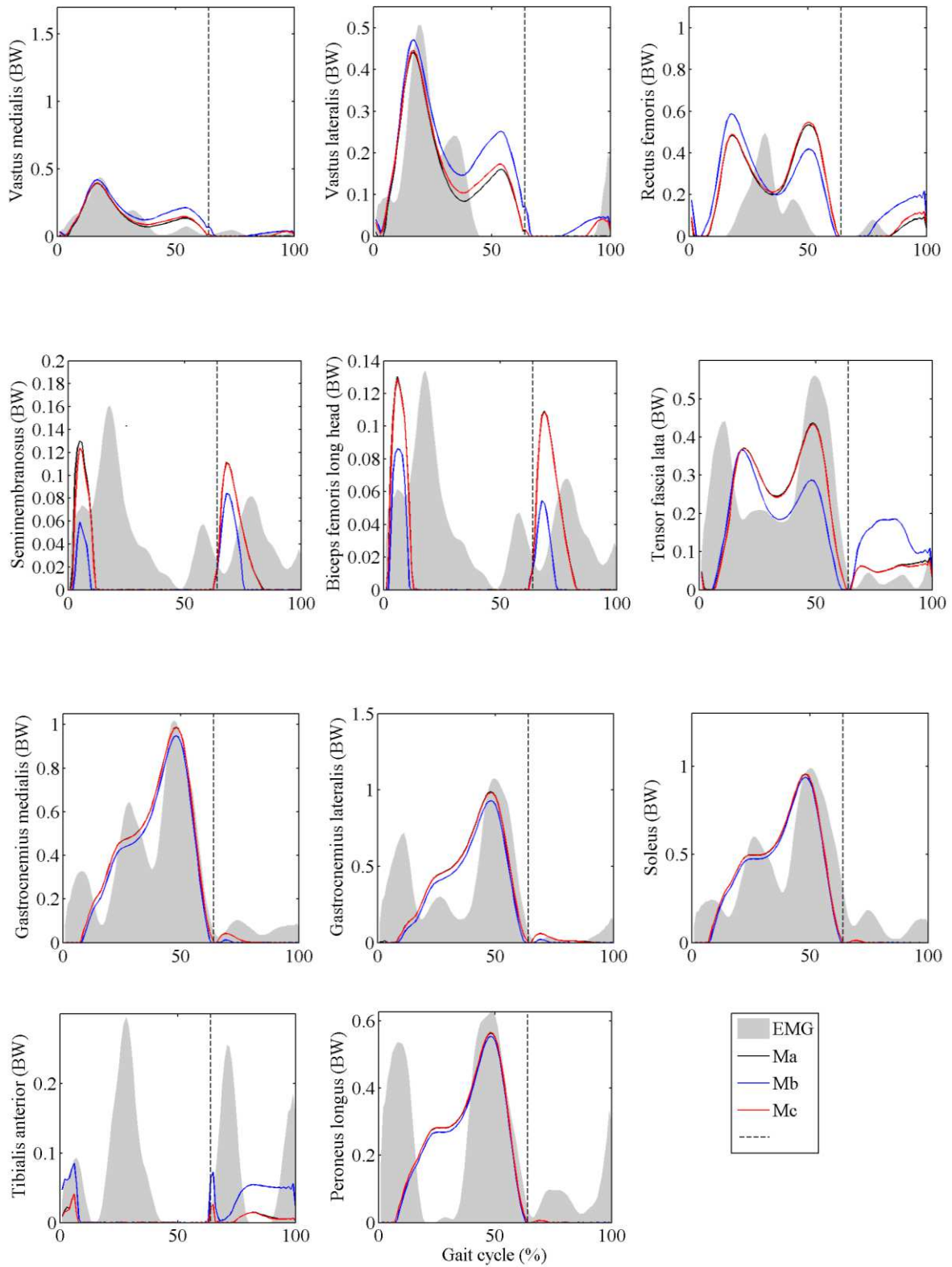


Figure 7 : Forces musculotendineuses

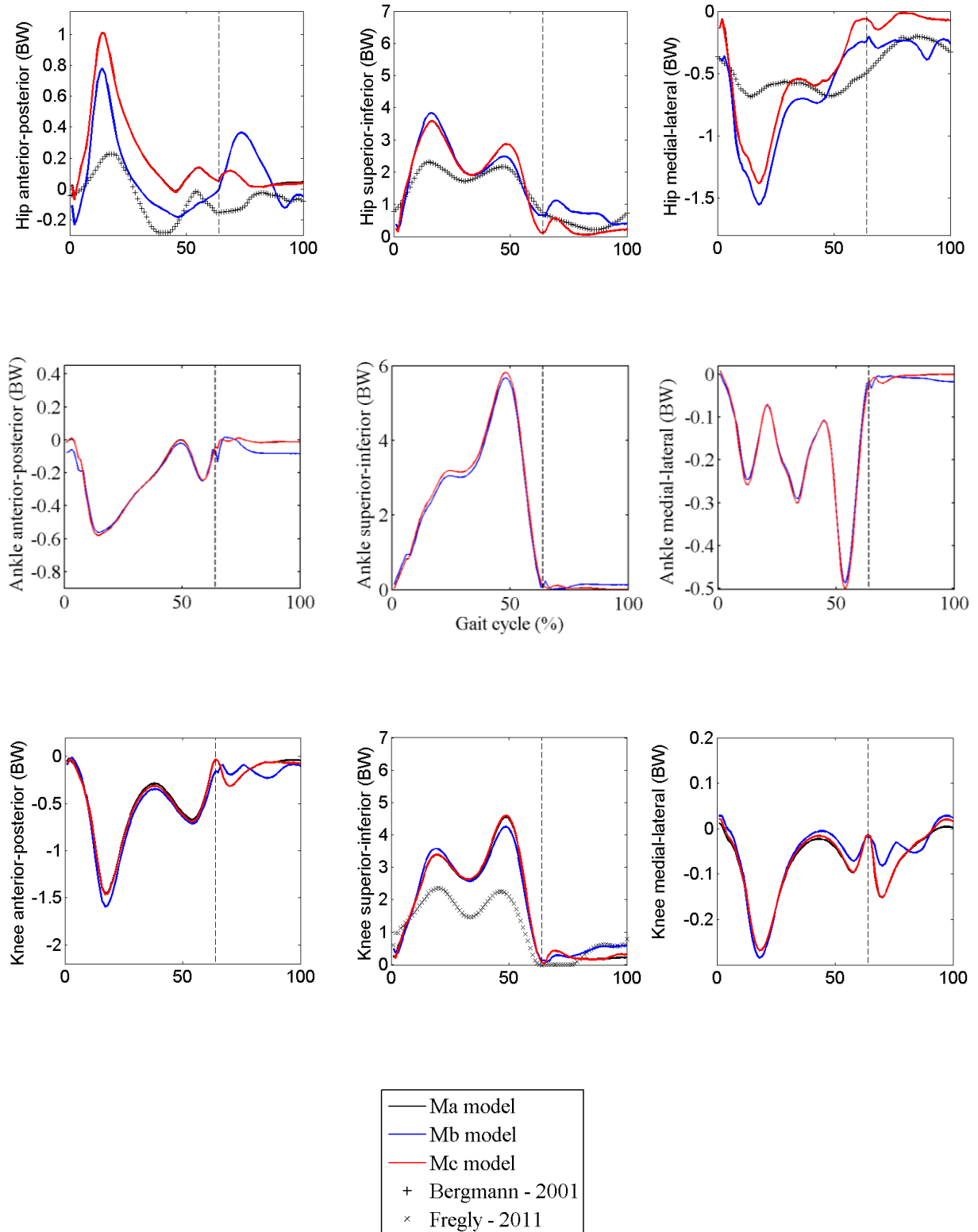


Figure 8 : Force de contact articulaire en 3D

Tableau 4 : Comparaison des forces de contact supérieures-inférieures des modèles avec les forces de contact mesurées sur le sujet au genou

Modèle	RMSE (en poids de corps)	R
Ma	1,03	0,914
Mb	0,955	0,943
Mc	1,05	0,914

2.2.4.1 Discussion

Les modèles de moments passifs ligamentaires ont une influence limitée sur les forces de contact et sur les forces musculo-tendineuse obtenues. Le modèle de moment passif ligamentaire exponentiel semble sous-estimer l'action des ligaments sur les articulations ; en effet, il n'y a aucune différence dans les résultats quand ce modèle est pris en compte ou non. L'influence du modèle de moment passif ligamentaire linéaire Mpl1 est plus marquée. En effet les principales différences sont observées entre ce modèle et les deux autres (sans moment passif ou avec moment passif ligamentaire exponentiel). Dans ce cas, l'amplitude des forces musculo-tendineuses est légèrement augmentée ou diminuée selon que les muscles s'opposent ou non à la raideur passive. Les forces de réaction 3D sont généralement plus faibles avec ce modèle.

Ceci serait le reflet d'une demande musculaire plus faible. En d'autres mots, les actions passives contribueraient aux actions motrices. C'est un résultat plutôt attendu pour les actions passives de l'ensemble des structures péri-articulaires (Lamontagne et al., 2000; Mansour and Audu, 1986; Whittington et al., 2008; Yoon and Mansour, 1982) et non pour les actions passives uniquement ligamentaires. Donc, si le modèle de moment passif ligamentaire exponentiel Mpl3 semble sous-estimer l'action des ligaments sur les articulations, le modèle de moment passif ligamentaire linéaire Mpl1 semble les surestimer. Ces tendances pourront être confirmées par l'étude en dynamique inverse de la contribution des actions passives totales et ligamentaires aux actions motrices.

Les résultats complémentaires de l'étude (Dumas et al., 2012) qui comparent les résultats obtenus avec les différents modèles cinématiques (sphérique, pivot, joint de cardant, mécanisme parallèle) et la prise en compte ou non des moments passifs ligamentaire montrent qu'il peut être pertinent d'introduire les rôles des structures passives articulaires dans la modélisation biomécanique. Pour la modélisation musculo-squelettique, l'action des ligaments peut être prise en compte par des contraintes cinématiques (comme décrit dans la partie 1) et par des moments passif ligamentaires. Pour la dynamique inverse, les forces musculaires n'étant pas prises en compte, il sera également possible de s'intéresser aux moments passifs totaux, comme présenté dans l'étude suivante.

2.3 Contribution des actions passives aux actions motrices

Nous allons étudier l'influence des structures passives durant la marche saine, en particulier sur l'axe de flexion-extension. Pour cela nous utiliserons les modèles de moment passifs présentés ci-dessus : les moments passifs obtenus seront comparés aux moments moteurs calculés par dynamique inverse. En plus des deux modèles de moment passif ligamentaire utilisés (Mpl1 et Mpl3) dans l'étude de modélisation musculo-squelettique, on intégrera le modèle de moment passif total et le modèle de moments passifs ligamentaires Mpl2.

2.3.1 Sujets

Cette étude porte sur une population de 10 sujets sains hommes ($26 \pm 2,4$ ans, $73,5 \pm 15$ kg, $1,75 \pm 0.06$ m) effectuant chacun 3 cycles de marche. Les sujets correspondent à la population de l'étude de Riener et Edrich (Riener and Edrich, 1999), 10 hommes sains entre 23 et 29 ans ($26,8 \pm 9,5$ ans et $1,84 \pm 0.06$ m).

2.3.2 Dynamique inverse

La méthode de dynamique inverse utilisée consiste à déterminer les moments inter-segmentaires (moments nets articulaires) à partir de mesures de trajectoires de marqueurs cutanés et de la mesure des actions de contact entre le sol et le pied à l'aide d'une plateforme de force. L'équilibre dynamique est tout d'abord résolu pour le pied, puis pour la jambe et enfin pour la cuisse. Ceci permet de déterminer torseur d'action du segment proximal sur le segment distal. Les moments nets articulaires correspondent au moment de ce torseur.

Les moments moteurs correspondent aux moments inter-segmentaires projetés sur les axes de mobilités des articulations. Les calculs de dynamique inverse sont effectués directement à partir du paramétrage en coordonnées généralisées \mathbf{Q} (Dumas and Chèze, 2007). Le paramétrage étant surabondant il est nécessaire d'introduire six équations de contraintes de corps rigide. Ces équations sont définies dans la partie 1.

L'équation du mouvement est posée en utilisant la méthode de Lagrange, pour le segment $i=1,2,3,4$ (pied, jambe, cuisse, pelvis), le bilan des actions mécaniques est appliqué au point P_i , le point proximal du segment considéré :

$$(12) [\mathbf{G}_i] \ddot{\mathbf{Q}}_i + [\mathbf{K}_i^r] \boldsymbol{\lambda}_i^r = [\mathbf{N}_i^{C_i}]^T m_i \mathbf{g} + [\mathbf{N}_i^{P_i}] (\mathbf{F}_i - \mathbf{F}_{i-1}) + [\mathbf{N}_i^*]^T (\mathbf{M}_i - \mathbf{M}_{i-1} + (\mathbf{r}_{P_{i-1}} - \mathbf{r}_{P_i}) \times (-\mathbf{F}_{i-1}))$$

Où, pour le segment i : \mathbf{G}_i est constante et correspond à la matrice de masse, $\ddot{\mathbf{Q}}_i$ correspond à l'accélération généralisée, \mathbf{K}_i^r correspond à la Jacobienne des contraintes de corps rigide (cf. partie 1), $\boldsymbol{\lambda}_i^r$ correspond au vecteur des multiplicateurs de Lagrange associés aux contraintes de corps rigide, les matrices \mathbf{N}_i sont constantes et correspondent aux matrices

d'interpolation dépendant du point d'application de la force appliquée qui permettent de prendre en compte la force pour le bilan des résultantes et les moments pour le bilan sur les moments, $m_i \mathbf{g}$ correspond à l'action du poids des segments, \mathbf{F}_i et \mathbf{M}_i correspondent aux forces et moments appliquées par le segment $i+1$ sur le segment i , \mathbf{F}_{i-1} et \mathbf{M}_{i-1} correspond aux forces et moments appliquées par le segment i sur le segment $i-1$. Les inconnues sont \mathbf{F}_i , \mathbf{M}_i et λ_i^r . De la même manière que pour la modélisation cinématique, le problème est simplifiable en enlevant les multiplicateurs de Lagrange de l'équation à l'aide de la matrice \mathbf{Z}_i^r . Cette dernière est définie comme étant la base orthogonale de l'espace nul de \mathbf{K}_i^r . Ensuite \mathbf{F}_i et \mathbf{M}_i sont calculés de la manière suivante :

$$(13) \quad \begin{bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} [\mathbf{Z}_i^r]^T [\mathbf{N}_i^p]^T & [\mathbf{Z}_i^r]^T [\mathbf{N}_i^*]^T \end{bmatrix}^{-1} \cdot [\mathbf{Z}_i^r]^T \left([\mathbf{G}_i] \ddot{\mathbf{Q}}_i - [\mathbf{N}_i^c]^T m_i \mathbf{g} - [\mathbf{N}_i^p]^T (-\mathbf{F}_{i-1}) - [\mathbf{N}_i^*]^T (-\mathbf{M}_{i-1} + (\mathbf{r}_{p_{i-1}} - \mathbf{r}_{p_i}) \times (-\mathbf{F}_{i-1})) \right)$$

Les moments passifs n'interviennent pas dans la dynamique inverse, ils sont fonction de la cinématique articulaire du membre inférieur. Cette cinématique est aussi déduite des paramètres \mathbf{Q} (Dumas et al. 2012), de la même manière que la méthode présentée dans la partie 1. Les puissances passives et motrices seront également étudiées. Elles correspondent au produit du moment passif ou moteur par la vitesse angulaire sur l'axe de flexion-extension. Comme dans l'étude précédente, l'axe de flexion-extension est l'axe \mathbf{w} du paramétrage \mathbf{Q} des segments.

Les moments et les puissances sont adimensionnés afin de rendre les résultats comparables. Les résultats issus de la résolution de l'équation (13) sont divisés respectivement par les coefficients α_M (pour les moments) et α_P (pour les puissances). Ces ratios d'adimensionnement dépendent de la masse et de la taille des sujets. Ils prennent la forme suivante :

$$(14) \quad \begin{cases} \alpha_M = m \cdot g \cdot \frac{T}{2} \\ \alpha_P = m \cdot \left(g^3 \cdot \frac{T}{2} \right)^{1/2} \end{cases}$$

Où m correspond à la masse en kg du sujet, g à l'accélération de la pesanteur et T à la taille du sujet en cm. La taille T est divisée par deux pour s'approcher de la longueur de la jambe des sujets.

2.3.3 Résultats

A la hanche (figure 9), durant la phase d'appui (entre 0 et 60% du cycle de marche), le moment passif total et le premier moment passif ligamentaire exponentiel contribuent pour 40% du moment moteur de flexion. Le moment passif ligamentaire linéaire contribue respectivement pour 50% du moment moteur de flexion. Le moment passif total ne contribue pas aux deux pics de flexion du moment moteur. Le moment passif ligamentaire linéaire y contribue jusqu'à 10% pour le premier pic et au-delà de 50% pour le deuxième pic. Le moment passif ligamentaire exponentiel 1 y contribue jusqu'à 10% du premier pic et environ 30% du second. Au niveau des puissances, le modèle de moment passif ligamentaire linéaire et le premier modèle de moment passif exponentiel contribue à 10% de la puissance propulsive du premier pic moteur. Durant la phase de décolllement du pied (entre 45% et 60% du cycle de marche) la puissance passive totale contribue jusqu'à 60% du premier pic résistif de la puissance motrice, la puissance passive ligamentaire linéaire vaut jusqu'à 100% de la puissance motrice résistive et la puissance passive ligamentaire du modèle exponentiel 1 vaut jusqu'à 40% de cette puissance. Durant la phase oscillante, le second pic propulsif de la puissance motrice est inférieur au pic de puissance passive linéaire. La puissance passive totale monte jusqu'à 80% de la puissance motrice, la puissance passive ligamentaire linéaire monte jusqu'à 95% de la puissance motrice propulsive et la puissance passive exponentielle 1 monte jusqu'à 40% de cette puissance. Les modèles de moments passifs ligamentaires linéaire et exponentiel 1 contribuent jusqu'à 10% du dernier pic de puissance motrice résistive. Le modèle de moment passif ligamentaire exponentiel 2 n'apporte pas de contribution significative.

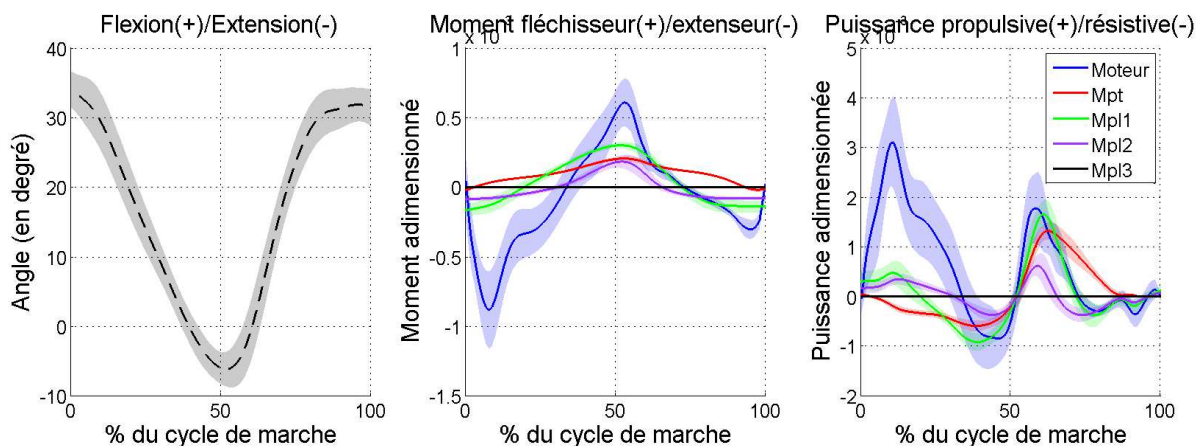


Figure 9 : Cinématique, moment et puissance moteur vs passif à la hanche

Au genou (figure 10), durant la phase de simple support (entre 15% et 45% du cycle de marche) la contribution des moments passifs au moment moteur de flexion va jusqu'à 25% pour le modèle de moment passif total, 16% pour le modèle de moment passif linéaire et 33% pour le modèle de moment passif exponentiel 1. Au milieu de la phase oscillante, le moment

passif ligamentaire linéaire (extenseur) et la puissance passive ligamentaire linéaire (propulsive) sont opposés au moment moteur et à la puissance motrice. Le moment passif total et la puissance passive totale ont le même comportement que le modèle de moment passif ligamentaire linéaire mais ils présentent un décalage qui les fait mieux correspondre à l'allure de l'action motrice. A la fin de la phase oscillante, la puissance passive totale, la puissance passive ligamentaire linéaire et la puissance passive exponentielle 1 contribuent à 65%, 25% et 40% de la puissance motrice résistive respectivement. Le modèle de moment passif ligamentaire exponentiel 2 n'apporte pas de contribution significative.

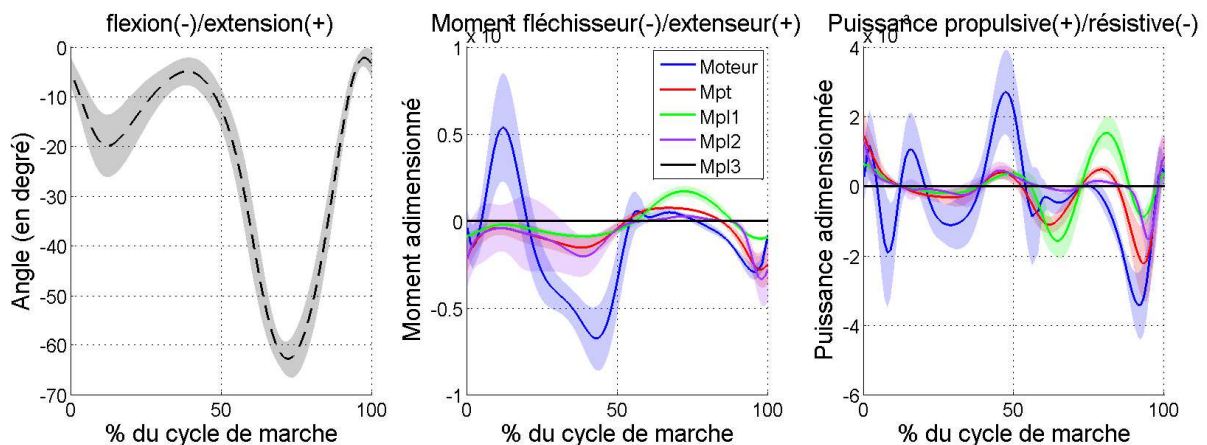


Figure 10 : Cinématique, moment et puissance moteur vs passif au genou

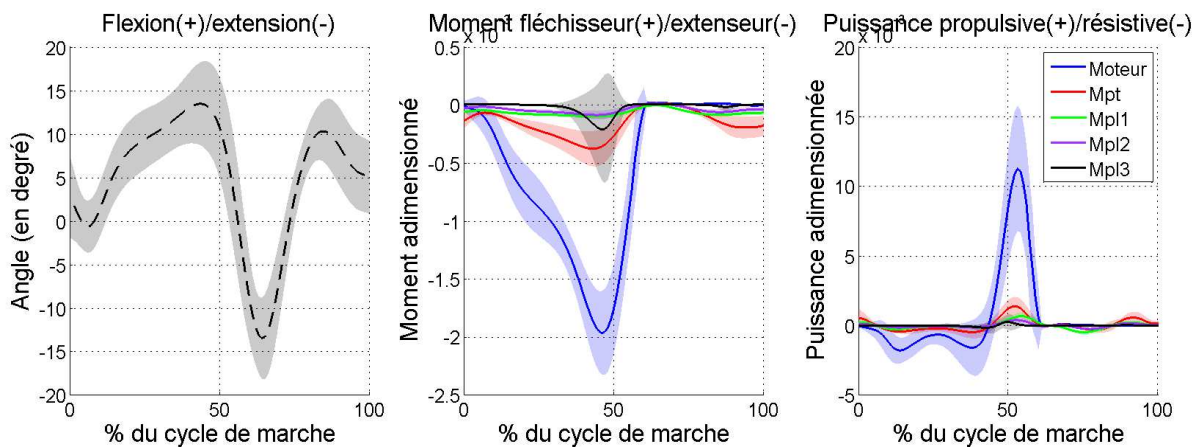


Figure 11 : Cinématique, moment et puissance moteur vs passif à la cheville

A la cheville (figure 11), durant la phase d'appuis simples (entre 0% et 45% du cycle de marche), deux pics de puissance motrice résistive sont observés. La contribution des actions passives au premier pic et au second pic sont respectivement de 25% et 30% pour le modèle passif total, 17% et 7% pour le modèle ligamentaire linéaire et de 8% et 7% pour le modèle ligamentaire exponentiel 1. Le modèle Mpl3 n'y contribue pas. Durant la phase pré-oscillante (double support entre 45% et 60% du cycle de marche) la contribution des moments passifs

au moment moteur est de 20% pour le modèle passif total, 5% pour le modèle ligamentaire linéaire, 5% pour le modèle Mpl2 et 11% pour le modèle Mpl3. Durant cette phase, les puissances passives sont propulsives et leur contribution à la puissance propulsive totale est de 12% pour le modèle passif total, 6% pour le modèle Mpl1, 3.5% pour le modèle Mpl2 et 2.5% pour le modèle Mpl3. A la fin de la phase oscillante on note la présence de moments passifs total, ligamentaire linéaire et exponentiel (Mpl2) sans présence de moments moteurs. Deux pics de puissance sont observés pour ces modèles de moments passifs : un pic résistif entre 75% et 80% du cycle de marche et un pic propulsif à 90% du cycle de marche. Le pic résistif le plus important est dû au moment passif linéaire. Le pic propulsif le plus important est dû au moment passif total. Il peut s'agir d'artéfacts des modèles.

2.3.4 Discussion

Le modèle de moment passif total donne des résultats en accord avec les études affirmant que le rôle des structures péri-articulaires est substantiel lors de la marche (Silder et al., 2008, 2007; Whittington et al., 2008), à savoir environ 40% de la puissance résistive à la hanche durant la phase d'extension, 50% de la puissance propulsive durant la flexion de genou et 10% de la puissance propulsive à la cheville. Les résultats sont par contre contraires aux résultats de l'étude de Vrahas et al. (Vrahas et al., 1990) à la hanche qui montre une contribution des actions passives totales inférieure à 10%. Les résultats des études de Lamontagne et al. (Lamontagne et al., 2000) et de Siegler et al. (Siegler et al., 1984) concluant que l'action passive totale à la cheville est négligeable avec une contribution comprise entre 5% et 7% du moment moteur sont tout de même proches des résultats obtenus avec le modèle de Riener et al. et dans l'étude de Whittington et al. qui donnent une contribution de l'ordre de 10%. Il y a donc plus ou moins consensus à la cheville autour d'une contribution des actions passives totales de 5% à 10% du moment moteur. Les différences peuvent venir des méthodes de dynamique inverse ou des dispositifs expérimentaux utilisés. De plus, certaines de ces études n'utilisent pas de modèle générique comme nous l'avons fait, mais des modèles de moment passif établis expérimentalement pour chaque sujet.

Les résultats de l'étude confirment que les structures passives peuvent avoir un effet bénéfique sur la marche en aidant à la propulsion à la cheville et à la hanche ainsi qu'à freiner la jambe à la fin de la phase oscillante au niveau du genou. On observe un phénomène de stockage d'énergie élastique durant l'extension de la hanche et la flexion de la cheville puis restitution de cette énergie élastique en puissance motrice pour la flexion de hanche et l'extension de cheville. L'action au genou est principalement un rôle de butée (action résistive lors de l'extension). Les structures passives jouent donc le rôle de butées articulaires élastiques du membre inférieur. Elles aident à freiner et maintenir les articulations mais elles aident également à la propulsion. Leur implémentation dans l'étude de la dynamique du mouvement est donc intéressante au moment de l'interprétation (rappelons que les moments

passifs n'interviennent pas dans le calcul de la dynamique inverse, ils ne dépendent que des angles articulaires). Le modèle générique de Riener et Edrich (Riener and Edrich, 1999) semble satisfaisant dans un premier temps mais un modèle 3D serait souhaitable, notamment à la hanche.

Le modèle ligamentaire linéaire donne des résultats largement surestimé à la hanche et au genou. En effet, la puissance passive ligamentaire à la hanche est supérieure à la puissance passive totale durant la phase d'appui et supérieure à la puissance motrice et à la puissance passive totale durant la phase oscillante. Au genou, durant la phase d'appui le moment passif ligamentaire linéaire est égal au moment passif total et durant la phase de balancement la puissance passive ligamentaire est propulsive alors que la puissance motrice est résistive afin de freiner l'extension du genou. Le fait que ce modèle soit linéaire ne correspond pas au comportement physiologique de l'articulation décrit dans la littérature comme ayant une allure en double exponentielle. De plus les données sont issues d'une étude traitant de moments passif totaux sans que l'auteur ne précise le passage au moment passif ligamentaire. Au vu de ces résultats, il semblerait que l'auteur n'ait pas adapté les modèles de moments passifs et qu'il ait utilisé le modèle total en le prenant pour un modèle ligamentaire. Cependant, les résultats à la cheville sont satisfaisants et en accord avec les résultats du moment passif total.

Le modèle Mpl2 semble également surestimer la contribution ligamentaire aux moments passifs. En effet, au niveau des moments, au genou, la contribution de ce modèle est identique à la contribution du moment passif total et à la hanche la contribution de ce modèle dépasse le moment passif total. Cependant, au niveau des puissances, la contribution du modèle ligamentaire exponentiel 1 semble raisonnable en regard de la contribution du passif total. Ce modèle a une influence minime à la cheville. Ces résultats tendent à confirmer le fait que ce modèle soit basé sur des moments passifs totaux et non sur des moments uniquement ligamentaires.

Le modèle ligamentaire exponentiel 2 n'a pas d'influence notable excepté au niveau des moments à la cheville, cependant cette contribution ne se retrouve pas dans les puissances. Les paramètres de ce modèle de moments passifs ligamentaires étant issus de simulations en dynamique directe, on peut supposer que son utilisation a un but différent du nôtre, à savoir éviter que les articulations n'arrivent dans des plages angulaires trop aberrantes lors de simulations en dynamique directe et stabiliser l'intégration temporelle, ce qui est confirmé par l'allure des moments passif de ce modèle tracée au paragraphe 2.1.2.

D'un moment passif ligamentaire à l'autre, le comportement obtenu est très différent, avec des actions passives qui semblent surestimées ou éventuellement sous-estimées. Il semblerait qu'il y ait eu confusion chez les auteurs entre les modèles ligamentaires et totaux pour les modèles linéaire et exponentiel 1. Concernant le modèle ligamentaire exponentiel 2, il

semblerait que les sujets n'atteignent pas les butées durant l'étude, ce qui expliquerait pourquoi la contribution des moments est absente des résultats finaux. Il apparaît donc que les modèles ligamentaires disponibles dans la littérature sont inadaptés à cette problématique ou peu fiables.

3 Conclusions relatives aux moments passifs

Dans cette partie, une revue de littérature a été effectuée sur l'action des actions passives dans le membre inférieur, plus particulièrement durant marche. Les actions passives peuvent être modélisées à différents niveaux : ressort de torsion sur les axes des degrés de liberté, composante élastique du tissu musculaire et du tendon (modèle de Hill) dans la modélisation musculo-squelettique, loi de comportement des ligaments dans un modèle articulaire détaillé.

Ces actions ne sont prises que très rarement en compte dans l'analyse dynamique de la marche (Guess, 2012; Lamontagne et al., 2000; Shelburne et al., 2005; Silder et al., 2008; Whittington et al., 2008), notamment à cause de la complexité de la mise en œuvre de certaines modélisations. Cependant, l'action passive de l'ensemble des structures péri-articulaires, modélisée par un moment passif, semble avoir un rôle important durant la locomotion d'après les derniers articles publiés sur le sujet (Silder et al., 2008; Whittington et al., 2008). Le comportement mécanique des ligaments, en particulier, a peu été étudié. Les modèles de moment passif ligamentaire sont généralement utilisés en dynamique directe afin d'éviter au modèle d'atteindre des positions non physiologiques et de diverger numériquement.

Deux études de la marche ont été présentées, l'une en modélisation musculo-squelettique, l'autre en dynamique inverse. Pour cela, des modèles de moments passifs totaux et ligamentaires ont été sélectionnés et adaptés. Les paramètres obtenus et la définition des axes sur lesquels les moments sont appliqués permettent l'utilisation simple de ces modèles de moments passifs dans n'importe quel calcul de dynamique. Il suffit d'obtenir la cinématique articulaire en utilisant le système de coordonnées articulaires recommandé par l'ISB et d'appliquer les moments sur ces mêmes axes du système de coordonnées articulaires.

L'étude sur les moments totaux en dynamique inverse confirme les résultats de Whittington et al. (Whittington et al., 2008) et de Silder et al. (Whittington et al., 2008) montrant une influence substantielle des actions passives représentant l'ensemble des structures péri-articulaires durant la locomotion. Dans le cadre de la modélisation musculo-squelettique, l'intégration d'un moment passif ligamentaire linéaire a diminué la demande musculaire et, en conséquence les forces de réactions articulaires. Cependant, ce modèle ligamentaire a montré une influence probablement surestimée. Elle est en effet comparable à l'influence du modèle de moment passif total.

Les structures passives totales jouent le rôle de butées élastiques pour les articulations du membre inférieur. Ceci permet de ralentir les segments en emmagasinant de l'énergie élastique et de générer de la puissance positive en relâchant cette énergie. Cette action permet d'aider à la propulsion grâce aux puissances positives et au contrôle des membres inférieurs grâce aux puissances négatives. Il est difficile de conclure sur la contribution des actions

passives ligamentaires car les actions motrices semblent soit surestimées soit sous-estimées par les modèles utilisés dans l'étude. Il s'agit des deux seuls modèles de moment passif ligamentaire disponibles dans la littérature.

Les améliorations souhaitables des modèles passifs sont le passage à un modèle de moment passif total 3D aux différentes articulations (notamment à la hanche) et le développement de modèles de moment passif ligamentaire plus consistants. Sans aller jusqu'à une modélisation détaillée des articulations (Guess, 2012; Shelburne and Pandy, 1997), l'approche de pénalité utilisant les cônes de circumduction (Silva et al., 1997) semble prometteuse pour la modélisation 3D des moments passifs totaux, notamment à la hanche. Cependant, les paramètres disponibles dans la littérature basés sur des études numériques ne sont pas pertinents pour l'analyse de la marche et l'obtention d'une carte de raideur dans l'espace du cône semble particulièrement complexe expérimentalement. L'approche de pénalité sur les longueurs ligamentaires, qui a été utilisée dans la partie 1, constitue également une piste. On peut imaginer coupler le mécanisme parallèle à ligaments déformables à des lois de comportement de ligament. Une telle approche a notamment été proposée récemment (Sancisi and Parenti-Castelli, 2011), mais reste pour le moment une superposition de ligaments isométriques (pour le guidage cinématique) et déformables (pour l'action mécanique). Ce sujet constitue une des perspectives de cette thèse.

4 Références bibliographiques

- Al Nazer, R., Rantalainen, T., Heinonen, a, Sievänen, H., Mikkola, a, 2008. Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking. *Journal of biomechanics* 41, 1036–43.
- Amankwah, K., Triolo, R.J., Kirsch, R., 2004. Effects of spinal cord injury on lower-limb passive joint moments revealed through a nonlinear viscoelastic model. *Journal of rehabilitation research and development* 41, 15–32.
- Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M. a, 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. *Journal of biomechanics* 40, 3105–13.
- Anderson, F., Pandy, M., 1999. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics*
- Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L., 2010. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of biomedical engineering* 38, 269–79.
- Audu, M.L., Davy, D.T., 1985. The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling. *Journal of biomechanical engineering* 107, 147–57.
- Bei, Y., Fregly, B., 2004. Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics. *Medical engineering & physics* 26, 777–89.
- Blankevoort, L., Huiskes, R., 1996. Validation of a three-dimensional model of the knee. *Journal of biomechanics* 29, 955–61.
- Correa, T., Crossley, K., Kim, H., Pandy, M., 2010. Contributions of individual muscles to hip joint contact force in normal walking. *Journal of biomechanics* 43, 1618–22.
- Davy, D., Audu, M., 1987. A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *Journal of biomechanics* 20, 187–201.
- DiGregorio, R., 2007. Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. *Med Bio Eng Comput* 45, 305–313.
- Dumas, R., Chèze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Medical & biological engineering & computing* 45, 315–22.
- Dumas, R., Moissenet, F., Gasparutto, X., Cheze, L., 2012. Influence of joint models on lower-limb musculo-tendon forces and three-dimensional joint reaction forces during gait. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 226, 146–60.
- 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, 2858–62.
- Feikes, J.D., O'Connor, J.J., Zavatsky, A.B., 2003. A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *Journal of biomechanics* 36, 125–9.

- 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. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 30, 503–13.
- Frey, M., Burgkart, R., Regenfelder, F., Riener, R., 2004. Optimised robot-based system for the exploration of elastic joint properties. *Medical & biological engineering & computing* 42, 674–8.
- Fujie, H., Livesay, G., Fujita, M., Woo, S., 1996. Forces and moments in six-DOF at the human knee joint: mathematical description for control. *Journal of biomechanics* 29, 1577–1585.
- Guess, T.M., 2012. Forward dynamics simulation using a natural knee with menisci in the multibody framework. *Multibody System Dynamics* 28, 37–53.
- Hajrasouliha, a R., Tavakoli, S., Esteki, a, Nafisi, S., Noorolahi-Moghaddam, H., 2005. Abnormal viscoelastic behaviour of passive ankle joint movement in diabetic patients: an early or a late complication? *Diabetologia* 48, 1225–8.
- Hatze, H., 1976. The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences* 135, 99–135.
- Heerkens, Y., Woittiez, R., 1985. Inter-individual differences in the passive resistance of the human knee. *Human Movement ...* 4, 167–188.
- Heerkens, Y., Woittiez, R., Huijing, P., 1986. Passive resistance of the human knee: the effect of immobilization. *Journal of biomedical engineering*.
- Hoang, P.D., Gorman, R.B., Todd, G., Gandevia, S.C., Herbert, R.D., 2005. A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of biomechanics* 38, 1333–41.
- Imhauser, C.W., Siegler, S., Udupa, J.K., Toy, J.R., 2008. Subject-specific models of the hindfoot reveal a relationship between morphology and passive mechanical properties. *Journal of biomechanics* 41, 1341–9.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gordon, G., Cochran, G.V., 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research* 7, 849–60.
- Kapandji, A., 2007. *Physiologie articulaire - Tome 1*, Maloine. ed.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C.L., 2000. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 81, 351–58.
- Leardini, A., 1999. An anatomically based protocol for the description of foot ssegment kinematics during gait. *Clinical Biomechanics* 14, 528–536.
- Lee, R.Y., Munn, J., 2000. Passive moment about the hip in straight leg raising. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 15, 330–4.
- Mansour, J., Audu, M., 1986. The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. *Journal of biomechanics* 19, 369–373.

- McCutchen, C.W., 1962. The frictional properties of animal joints. *Wear* 5, 1–17.
- McFaull, S.R., Lamontagne, M., 1998. In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint. *Human Movement Science* 17, 139–165.
- Moissenet, F., Cheze, L., Dumas, R., 2012. Potential of the Pseudo-Inverse Method as a Constrained Static Optimization for Musculo-Tendon Forces Prediction. *Journal of biomechanical engineering* 134, 064503.
- Neptune, R.R., Sasaki, K., Kautz, S. a, 2008. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & posture* 28, 135–43.
- Parenti-Castelli, V., Di Gregorio, R., 2000. Parallel mechanisms applied to the human knee passive motion simulation. *Advances in Robot Kinematics* 333–44.
- Paul, J.P., 2010. Letters to the editor. *Journal of biomechanics* 43, 3070–1.
- Piazza, S., Delp, S., 1996. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics* 29, 723–733.
- Piziali, R.L., Rastegar, J.C., 1977. Measurement of the nonlinear, coupled stiffness characteristics of the human knee. *Journal of biomechanics* 10, 45–51.
- Riener, R., 1999. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of biomechanics* 32, 539–44.
- Riener, R., Edrich, T., 1999. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of biomechanics* 32, 539–44.
- Rouse, E.J., Gregg, R.D., Hargrove, L.J., Sensinger, J.W., 2013. The difference between stiffness and quasi-stiffness in the context of biomechanical modeling. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 60, 562–8.
- Sancisi, N., Parenti-Castelli, V., 2011. A sequentially-defined stiffness model of the knee. *Mechanism and Machine Theory* 46, 1920–8.
- Sasaki, K., Neptune, R.R., 2010. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *Journal of biomechanics* 43, 2780–4.
- Sasaki, K., Neptune, R.R., Kautz, S. a, 2009. The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking. *The Journal of experimental biology* 212, 738–44.
- Shamaei, K., Sawicki, G.S., Dollar, A.M., 2013a. Estimation of quasi-stiffness and propulsive work of the human ankle in the stance phase of walking. *PloS one* 8, e59935.
- Shamaei, K., Sawicki, G.S., Dollar, A.M., 2013b. Estimation of quasi-stiffness of the human knee in the stance phase of walking. *PloS one* 8, e59993.
- Shelburne, K.B., Pandy, M.G., 1997. A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *Journal of biomechanics* 30, 163–76.

- Shelburne, K.B., Torry, M.R., Pandy, M.G., 2005. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Medicine and science in sports and exercise* 37, 1948–56.
- Siegler, S., Moskowitz, G.D., Freedman, W., 1984. Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *Journal of biomechanics* 17, 647–52.
- Silder, A., Heiderscheit, B., Thelen, D.G., 2008. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *Journal of biomechanics* 41, 1520–7.
- Silder, A., Whittington, B., Heiderscheit, B., Thelen, D.G., 2007. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *Journal of biomechanics* 40, 2628–35.
- Silva, M., Ambrosio, J., Pereira, M., 1997. Biomechanical model with joint resistance for impact simulation. *Multibody System Dynamics* 65–84.
- Trent, P.S., Walker, P.S., Wolf, B., 1976. Ligament length patterns, strength and rotational axis of the knee joint. *Clinical orthopaedics* 117, 263–70.
- Vrahas, M., Brand, R., Brown, T., Andrews, J., 1990. Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip. *Journal of biomechanics* 23, 357–62.
- Wang, C.J., Walker, P.S., 1973. The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *Journal of biomechanics* 6, 587–96.
- Whittington, B., Silder, A., Heiderscheit, B., Thelen, D.G., 2008. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & posture* 27, 628–34.
- Wilson, D.R., Feikes, J.D., Zavatsky, a B., O'Connor, J.J., 2000. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *Journal of biomechanics* 33, 465–73.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*.
- Wismans, J., Veldpaus, F., Janssen, J., 1980. A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *Journal of biomechanics* 13, 677–85.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, 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, 543–48.
- Yoon, Y.S., Mansour, J.M., 1982. The passive elastic moment at the hip. *Journal of biomechanics* 15, 905–10.

Conclusion générale

Dans cette thèse nous avons cherché à dépasser certaines hypothèses de modélisation généralement utilisées dans les modèles d'analyse du mouvement des membres inférieurs. A savoir, des liaisons parfaites simplifiées ou inexistantes entre les différents segments rigides composant les modèles de membre inférieur. Ces hypothèses sont à l'origine d'erreur lors des calculs de cinématiques articulaires pouvant amener des résultats incohérents avec la physiologie d'une articulation saine mais peuvent également amener à la sous-évaluation ou surévaluation d'efforts musculaires lors de calculs de dynamique en ne prenant pas en compte des actions passives articulaires.

La première partie s'est concentrée sur la partie cinématique et sur le problème de l'obtention de couplages articulaires cohérents lors des calculs de cinématique à partir de trajectoires de marqueurs cutanés. Nous nous sommes concentrés sur le genou. Ainsi, nous avons introduit des modèles cinématiques géométriques du genou composés de contacts sphères-sur-plan modélisant les contacts fémoro-tibiaux et de lignes d'actions modélisant les ligaments. Plusieurs méthodes d'optimisation multi-segmentaire permettant l'utilisation de ces modèles ont été abordées et développées : une première méthode d'optimisation utilisant un mécanisme parallèle à ligaments isométriques et deux méthodes d'optimisation permettant de gérer des ligaments déformables de manière spécifique à l'aide d'une méthode de pénalité. Ainsi, pour une géométrie de modèle cinématique donnée ces méthodes ont permis de gérer trois types de comportement ligamentaire à savoir une variation de longueur nulle, minimisée ou prescrite.

L'exploration des différentes caractéristiques des modèles cinématiques dans cette partie a permis d'améliorer la compréhension de ce type de mécanisme en testant leur fiabilité et leur flexibilité. Ainsi, bien que ces modèles soient basés sur des données cadavériques, les cinématiques obtenues semblent cohérentes avec la physiologie d'une articulation saine sous charge lors d'activité dynamique. Toutefois, il n'a pas été possible de valider formellement les différentes méthodes, mais leur intérêt a été démontré. En effet, une étude cadavérique sur la flexion de genou comparant la cinématique obtenue à l'aide de vis intra-corticales et la cinématique obtenue à l'aide de différentes méthodes basées sur le suivi de marqueurs cutanés n'a pas montré d'amélioration substantielle lors de l'utilisation des modèles cinématiques, par rapport à l'utilisation de méthodes plus classiques. Le même type d'étude effectué in-vivo lors de la course a permis de montrer que, lors de gestes dynamiques, les modèles cinématiques permettent d'améliorer la cinématique articulaire en amenant des couplages cohérents avec la physiologie sur les déplacements. En effet, l'utilisation d'une méthode ne comprenant pas de modèle de liaison amène des déplacements bien trop importants et l'utilisation d'une méthode

comprenant une liaison sphérique au genou ne permet pas d'évaluer les déplacements articulaires. Les modèles cinématiques ont donc comme intérêt principal de permettre d'obtenir des couplages articulaires cohérents même lors d'activité dynamique. Ces études ont aussi montré la difficulté du recalage du modèle cinématique à l'aide de marqueurs externes. Il a en effet été observé durant l'étude in-vivo lors de la course, pour certains sujets, des décalages importants entre la cinématique de référence et la cinématique obtenue à l'aide des modèles. Ces décalages sont probablement imputables à un recalage approximatif des modèles cinématique dû au manque de données. De manière imagée, si l'axe de flexion imposé par le modèle cinématique utilisé est très différent de l'axe de flexion du mouvement du sujet, le modèle ne permettra pas de calculer une cinématique proche de celle du sujet.

Une des pistes d'amélioration des modèles étant la personnalisation, différentes configurations géométriques ont été testées en utilisant la méthode de variation de longueur minimisée. Les résultats ont montré que l'utilisation de modèles non optimisés basés sur des coupes IRM est possible et donne des résultats cohérents avec le fonctionnement sain d'une articulation. Il a également été observé que les ligaments ayant le plus d'influence sur la cinématique sont les ligaments croisés antérieur et postérieur. La reconstruction de modèle géométrique à partir de données issues de genoux différents (équivalent au recalage d'un modèle générique) n'a pas donné de résultats concluants. La personnalisation géométrique est donc envisageable tant que la géométrie est issue d'un même genou. Ceci pourrait permettre d'améliorer de manière significative la précision des modèles.

La seconde partie s'est concentrée sur la partie dynamique en cherchant à évaluer l'influence des structures passives lors de la marche à travers une étude « locale » et une étude « globale » sur le membre inférieur complet en utilisant des modèles de moments passifs disponibles dans la littérature. L'étude « locale » a consisté à évaluer, au sein d'un modèle musculo-squelettique, l'influence des actions passives ligamentaires sur les forces de contact articulaire et les forces musculo-tendineuses. L'étude « globale » a consisté à évaluer la contribution des actions passives de l'ensemble des structures péri-articulaires et des ligaments aux actions motrices au niveau de chaque articulation du membre inférieur, le tout pendant la marche. L'action des moments passifs a été modélisée par des ressorts de torsion. Quatre modèles de la littérature ont été employés : un modèle total exponentiel (prenant en compte l'ensemble des structures péri-articulaires), un modèle ligamentaire linéaire et deux modèles ligamentaires exponentiels différents.

L'étude locale a montré que les modèles de moments passifs ligamentaires utilisés n'ont que peu d'influence sur les forces musculo-tendineuses et les forces de réaction articulaires. Cependant, lors de la prise en compte des moments passifs ligamentaires, il a été observé que les forces musculo-tendineuses peuvent, selon les cas, être augmentées ou diminuées. Ceci implique que les actions passives peuvent aider à la propulsion mais également s'opposer à

l'action musculaire. De même, les forces de réaction articulaire sont généralement plus faibles, ce qui résulterait d'une action musculaire plus faible due à la contribution de l'action passive ligamentaire.

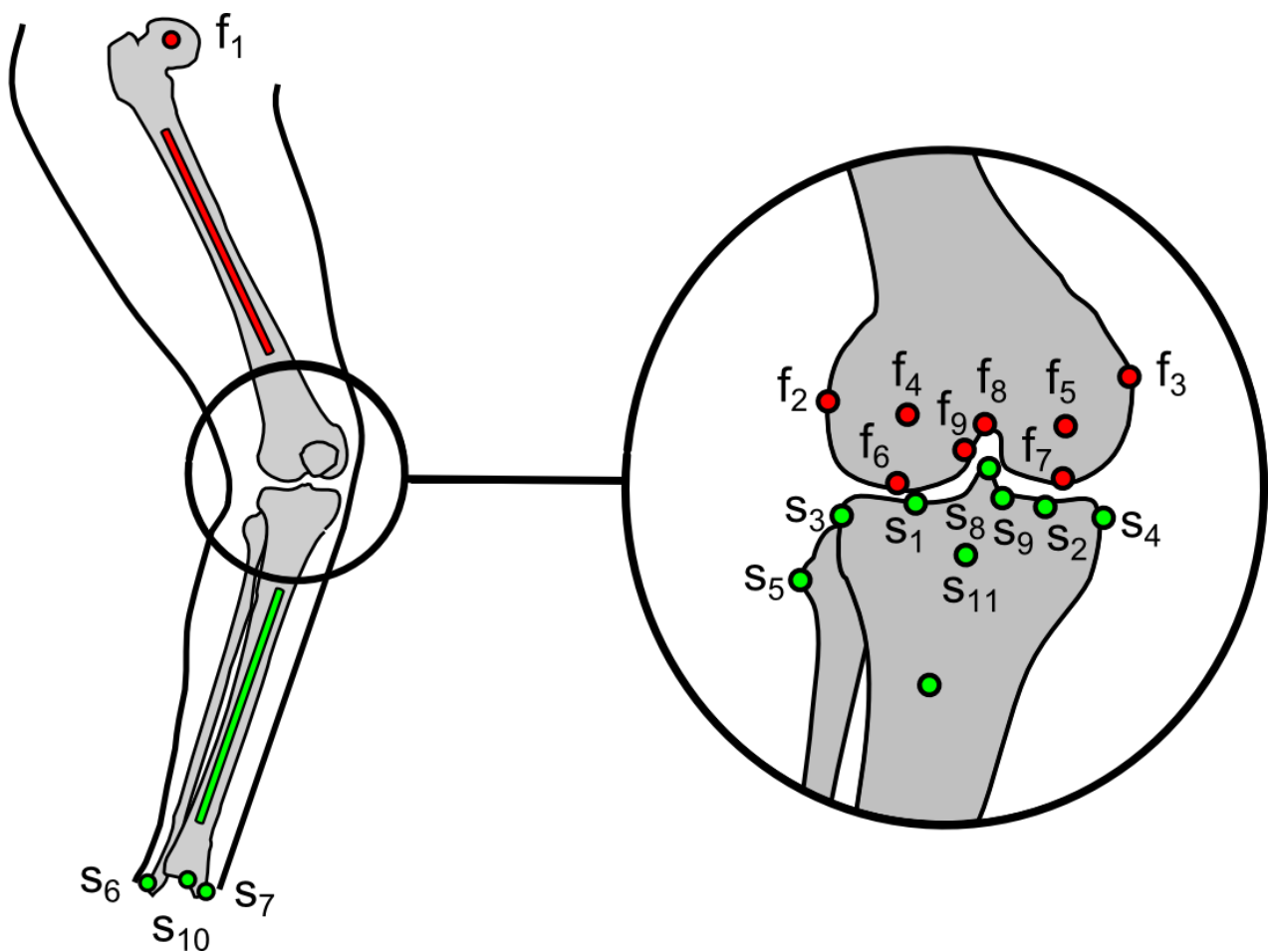
L'étude globale a conclu que le modèle total contribue significativement à la puissance motrice propulsive et résistive à la hanche, au genou et à la cheville. Les structures passives joueraient donc le rôle de butées articulaires élastiques, ce qui confirme les actions observé dans l'étude locale. Leur prise en compte est donc intéressante dans l'interprétation de l'analyse dynamique de la marche. Cette étude a également souligné le peu de fiabilité des modèles de moments passifs ligamentaires disponibles dans la littérature. En effet, le modèle ligamentaire linéaire et un modèle ligamentaire exponentiel semblent surestimer la contribution ligamentaire (proche ou supérieure à la contribution totale) alors que l'autre modèle ligamentaire exponentiel semble la sous-estimer (contribution quasi-nulle). Ces modèles ne semblent pas fournir de résultats cohérents avec le fonctionnement d'une articulation saine.

En conclusion, les modèles cinématiques à ligaments déformables ont montré leur utilité et leur adaptabilité. Ces caractéristiques pourraient mener à une personnalisation des modèles afin de s'approcher de la cinématique articulaire d'un sujet spécifique. En suivant cet objectif, il serait également envisageable d'introduire des contacts articulaires plus proches de la géométrie du fémur et du tibia. Par exemple, des contacts ellipsoïde-sur-ellipsoïde ou un rayon variable en fonction de la flexion du genou (à la manière de la prescription de longueur ligamentaire) pourraient être introduits dans les modèles. Ce type de modèle est léger numériquement et présente une alternative à des modèles plus lourds nécessitant la résolution d'équilibres statiques ou dynamiques très gourmands en temps de calcul. Les structures passives dans leur ensemble ont montré une influence substantielle aux actions motrices et les modèles d'actions passives ligamentaires disponibles ne semblent pas fiables. Il pourrait être envisageable de coupler les modèles cinématiques à ligaments déformables à des lois de comportement afin d'estimer l'action passive ligamentaire. Les allongements des ligaments obtenus après optimisation restent proches des allongements prescrits, les forces ligamentaires pourraient être relativement réalistes. Toutefois, remonter à des forces à l'aide d'une méthode cinématique inverse est très délicat. Dans cette optique, il serait également possible d'ajouter un plus grand nombre de faisceaux ligamentaires. De même, des contacts déformables pourraient être introduits au sein des modèles cinématiques, ce qui pourrait permettre de prendre en compte l'action des cartilages et de la synovie. Cependant, ces solutions se heurteraient au problème conséquent de la définition des poids relatifs entre ces différentes contraintes. De plus, il reste tout de même à valider plus en avant la cinématique articulaire et les valeurs d'allongement ligamentaires obtenues à l'aide des modèles

Annexe I : Recalage des données de cinématique de la littérature

Cette annexe présente la méthodologie ayant permis de recalrer les données de cinématiques disparates issues de la littérature.

1 Points anatomiques mesurés sur le membre inférieur droit du sujet Visible Human



1.1 Cuisse

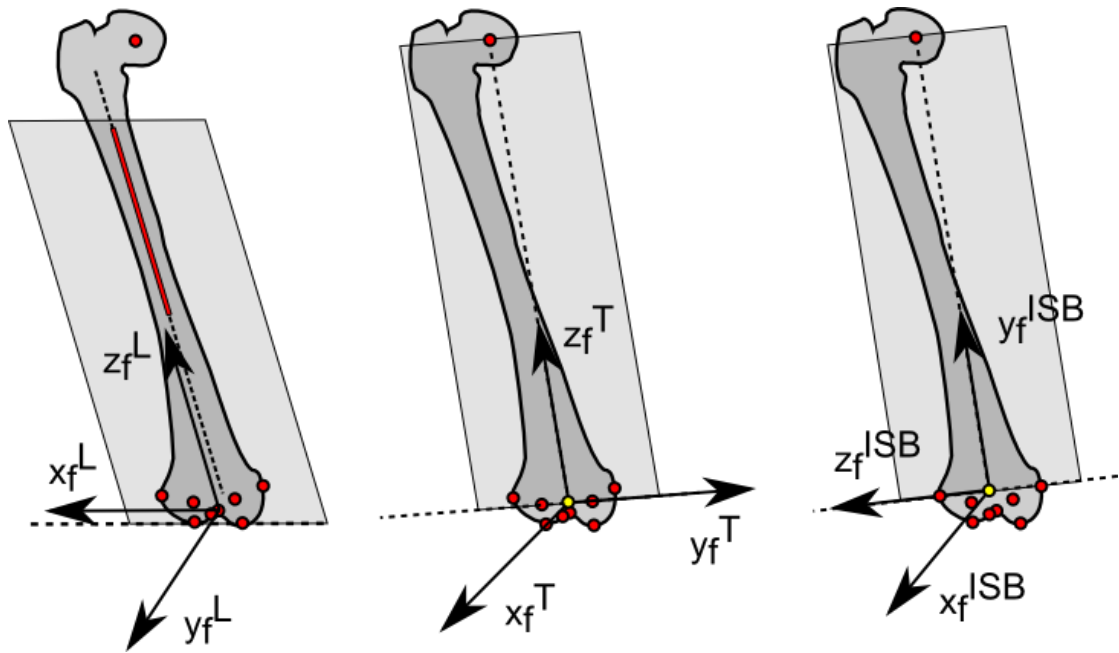
#	Point anatomique	Mesure
f ₁	Tête fémorale	Approximation sphérique
f ₂	Epicondyle Latéral	Moyenne d'un nuage de points
f ₃	Epicondyle Médial	Moyenne d'un nuage de points
f ₄	Centre du condyle latéral	Moyenne d'un nuage de points
f ₅	Centre du condyle médial	Approximation sphérique
f ₆	Point le plus distal du condyle latéral	Moyenne d'un nuage de points
f ₇	Point le plus distal du condyle médial	Moyenne d'un nuage de points
f ₈	Point le plus profond de la fosse intercondyalaire	Moyenne d'un nuage de points
f ₉	Origine du LCA	Moyenne d'un nuage de points
+ Axe long du fémur		Approximation cylindrique

1.2 Jambe

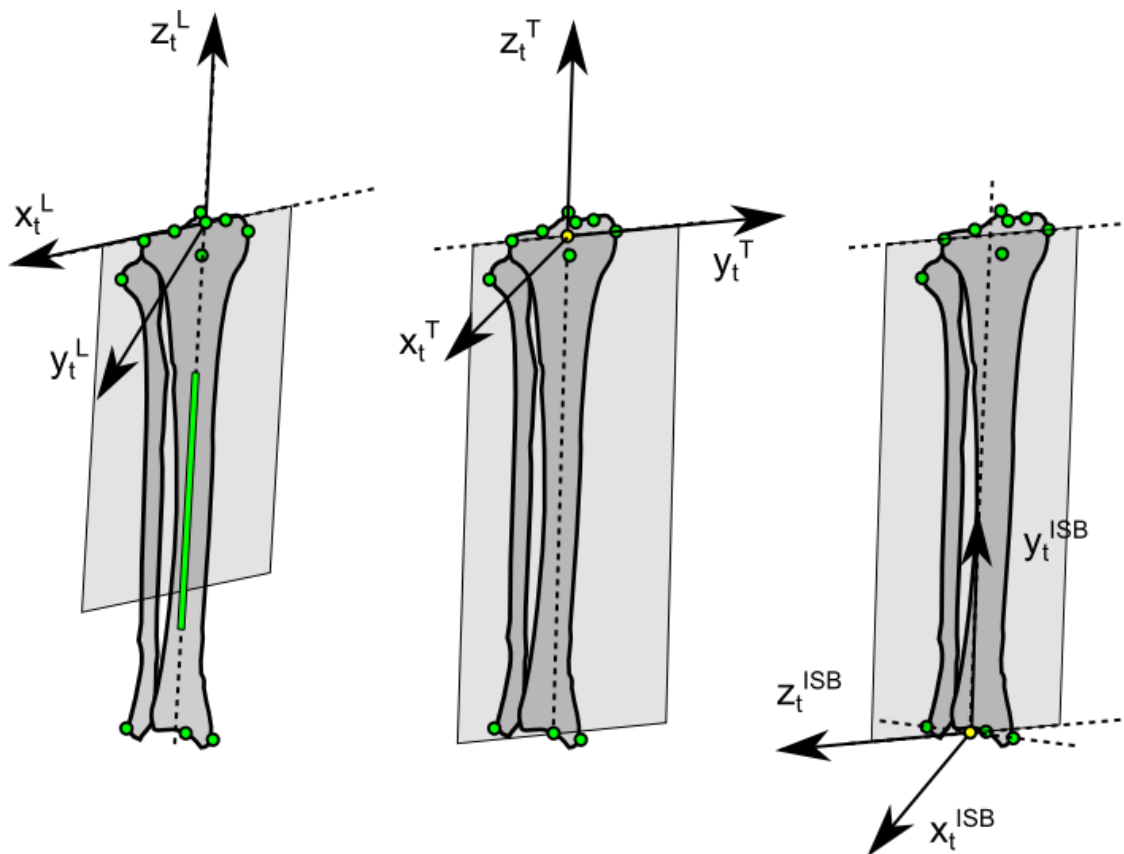
#	Point anatomique	Mesure
s ₁	Point le plus profond du condyle tibial latéral	Moyenne d'un nuage de points
s ₂	Point le plus profond du condyle tibial médial	Moyenne d'un nuage de points
s ₃	Point le plus latéral du plateau tibial	Moyenne d'un nuage de points
s ₄	Point le plus médial du plateau tibial	Moyenne d'un nuage de points
s ₅	Tête de la fibula	Moyenne d'un nuage de points
s ₆	Malléole latérale	Moyenne d'un nuage de points
s ₇	Malléole médiale	Moyenne d'un nuage de points
s ₈	Point proximal de l'éminence intercondyalaire	Moyenne d'un nuage de points
s ₉	Insertion du LCA	Moyenne d'un nuage de points
s ₁₀	Centre distal du tibia	Moyenne d'un nuage de points
s ₁₁	Tubérosité tibiale antérieure	Moyenne d'un nuage de points
+ Axe long du tibia		Approximation cylindrique

2 Repères segmentaires

Repères associés au fémur :



Repères associés au tibia :



- Points fémoraux
- Axe long du fémur
- Points Tibiaux
- Axe long du tibia
- Moyenne de points
- Plan frontal segmentaire

3 Bilan des conventions

		Lafortune	Tashman	ISB
Plan frontal	Fémur	Définis par l'axe long du fémur et les points les plus distaux des condyles	Définis par le centre de la hanche et les centres des condyles	Définis par le centre de la hanche et les épicondyles
	Tibia	Définis par l'axe long du tibia et le point le plus bas des condyles tibiaux	Définis par le centre distal du tibia et les points les plus latéraux et médiaux du plateau tibial	Définis par le centre des malléoles et les points les plus latéraux et médiaux du plateau tibial
Origine du repère	Fémur	Point le plus profond de la fosse inter-condyloire	Centre des condyles	Centre des épicondyles
	Tibia	Point proximal de l'éminence inter-condyloire	Centre des points les plus latéral et médial du plateau tibial	Centre des malléoles
Séquence d'angle d'Euler		XYZ	YXZ	ZXY

Il est à noter que l'origine du repère segmentaire du tibia dans les conventions ISB n'est pas adaptée à l'étude de la cinématique du genou. L'opération de recalage des repères segmentaires en position anatomique permet une description de la cinématique du genou plus cohérente.

4 Matrices de passage

4.1 Convention de notation pour les matrices

La matrice homogène notée $T_{0 \rightarrow 1}$ (nommée matrice de transformation de R_0 vers R_1) permet de transformer les axes et l'origine du repère R_0 pour obtenir les axes et l'origine du repère R_1 . La matrice est de la forme suivante :

$$T_{0 \rightarrow 1} = \begin{bmatrix} [& R_{0 \rightarrow 1} &] & t_{0 \rightarrow 1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

où $R_{0 \rightarrow 1}$ est la matrice de rotation associée (sans unité, de déterminant 1, composée en colonne des axes X, Y et Z de R_1 exprimés dans R_0) et $t_{0 \rightarrow 1}$ le vecteur exprimé dans R_0 allant de l'origine de R_0 vers l'origine de R_1 (en mm). Dans la suite, les indices f et t indiquent les repères segmentaires du fémur et du tibia respectivement dans les conventions ISB, les indices F et T indiquent les repères segmentaires du fémur et du tibia respectivement dans les conventions propres aux auteurs.

4.2 De Lafortune vers l'ISB

Matrice de transformation associée aux repères segmentaires du fémur :

$$T_{f \rightarrow F}^{Lafortune} = \begin{bmatrix} 0.0327 & 0.9966 & -0.0762 & 8.9117 \\ -0.0922 & 0.0789 & 0.9926 & -15.9779 \\ 0.9952 & -0.0254 & 0.0944 & 2.4320 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matrice de transformation associée aux repères segmentaires du tibia :

$$T_{t \rightarrow T}^{Lafortune} = \begin{bmatrix} -0.1660 & 0.9795 & -0.1138 & 2.1545 \\ -0.1374 & 0.0913 & 0.9863 & 402.5723 \\ 0.9765 & 0.1794 & 0.1195 & -7.8751 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

4.3 De Tashman vers l'ISB

Matrice de transformation associée aux repères segmentaires du fémur :

$$T_{f \rightarrow F}^{Tashman} = \begin{bmatrix} 0.9868 & -0.1328 & 0.0142 & -11.7638 \\ -0.0143 & 0.0001 & 0.9999 & 2.9030 \\ -0.1327 & -0.9869 & -0.0018 & 7.2282 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matrice de transformation associée aux repères segmentaires du tibia :

$$T_{t \rightarrow T}^{Tashman} = \begin{bmatrix} 0.9967 & -0.0028 & -0.0397 & 15.6687 \\ 0.0397 & 0.0189 & 0.9990 & 398.7673 \\ -0.0020 & -0.9973 & 0.0190 & -2.7773 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

5 Opération de recalage

$T_{f \rightarrow t} = [T_{f \rightarrow F} T_{F \rightarrow T} T_{T \rightarrow t}] [T_{f \rightarrow t}^0]^{-1}$ où $T_{f \rightarrow t}^0$ correspond à la matrice de transformation du fémur vers le tibia à 0° de flexion servant à remettre à 0 l'ensemble des paramètres cinématiques en position anatomique. $T_{F \rightarrow T}$ est reconstruite à partir des données issues des articles des auteurs et de leur séquence d'angle d'Euler. Il est à noter que, pour les articles ayant plusieurs sujets, seules les courbes moyennes pour plusieurs sujets étaient accessibles.

6 Bilan des activités dynamiques

Activité	Auteurs	Année	Méthode	Sujets sains	Convention
Marche	Lafortune et al.	1992	Vis intra-corticales	5 H (27,2 ans; 180,6 cm; 75,2 kg)	Lafortune
	Benoit et al.	2006 2007	Vis intra-corticales	8 H (26 ± 4,7 ans; 176,6 ± 4 cm; 76,3 ± 12,3 kg)	Lafortune
	Kozanek et al.	2009	Stéréo radiographie dynamique	6 H, 2 F (32 - 49 ans)	Tashman
	Farrokhi et al.	2012	Stéréo radiographie dynamique	3 H, 3 F (70,2 ± 8 ans; 173,3 ± 12,8 cm; 76,7 ± 20,3 kg)	Tashman
Saut	Beillas et al.	2004	Radiographie bi-plane haute vitesse	1 M (30 ans; 172 cm; 75kg)	Tashman
	Deneweth et al.	2010	Radiographie bi-plane haute vitesse	6 H, 3 F (28,8 ± 12,8 ans; 174,5 ± 8,9 cm; 77 ± 10kg)	Tashman
	Torry et al.	2011	Fluoroscopie bi-plane	6 H (34,1 ± 7,9 ans; 185 ± 5 cm; 85,1 ± 7,3 kg)	Tashman
Montée d'escalier	Tsai et al.	2011	Simple fluoroscopie	12 sujets (sexe non précisé, 22,3 ± 1,4 ans; 171,2 ± 2,7 cm; 75,8 ± 7,9 kg)	Tashman
	Li et al.	2012	Stéréo radiographie dynamique	10 sujets (sexe non précisé, 21,7 ± 3,6 ans; 178,9 ± 8,5 cm; 78,4 ± 17,2 kg)	Tashman
Course	Reinschmidt et al.	1996	Vis intra-corticales	3 H (27,7 ± 2,1 ans ; 1,88 ± 0,10 m ; 85,5 ± 9,6 kg)	Lafortune
	Tashman et al.	2004	Fluoroscopie bi-plane	6 F, 2 H (39,6 ± 8,2 ans)	Tashman
	Tashman et al.	2006	Fluoroscopie bi-plane	6 F, 10 H (35,4 ± 7,1 ans)	Tashman
	Li et al.	2012	Fluoroscopie bi-plane	10 sujets (sexe non précisé, 21,7 ± 3,6 ans; 178,9 ± 8,5 cm; 78,4 ± 17,2 kg)	Tashman
Prise d'appuis	Benoit et al.	2006	Vis intra-corticales	8 H (26 ± 4,7 ans; 176,6 ± 4 cm; 76,3 ± 12,3 kg)	Lafortune

Annexe II : Paramètres des modèles cinématiques

Tableau 1 : Géométrie du modèle cinématique optimisé

Segment	Marqueur virtuel	Point anatomique	Coordonnées (mm)/ composantes		
			X	Y	Z
Femur	V_3^1	Centre condyle latéral	-3.2853	2.1225	26.2054
	V_3^2	Centre condyle médial	0.2458	3.4071	-23.2019
	V_3^3	Origine LCA	-6.7712	7.5255	9.1575
	V_3^4	Origine LCP	-2.6610	-1.0906	-2.1857
	V_3^5	Origine LCM	2.7608	5.7798	-47.6279
	V_3^6	Origine LCL	3.2800	2.2812	36.1895
Tibia	V_2^6	Plateau tibial latéral	-2.1344	-28.6241	-19.1308
	V_2^7	Plateau tibial médial	-2.7946	-26.0861	24.3679
	n_2^3	Normale latérale	-0.0881	0.9942	0.0617
	n_2^4	Normale médiale	0.0675	0.9896	-0.1273
	V_2^8	Insertion LCA	12.7709	-26.1454	-0.9269
	V_2^9	Insertion LCP	-25.8519	-38.1449	-3.5321
	V_2^{10}	Insertion LCM	2.1345	-117.0682	-5.7872
V_2^{11}	Insertion LCL	-24.2639	-47.9992	37.1213	

Les coordonnées sont exprimées dans le repère segmentaire lié au fémur. Par construction, le repère segmentaire lié au tibia est superposé à celui du fémur en position neutre (0° de flexion). La longueur des ligaments en position neutre $d^l(0)$ correspond à la distance entre l'origine et l'insertion des ligaments dans le tableau ci-dessus, avec $l = 3, 4, 5, 6$ pour le LCA, le LCP, le LCM et le LCL respectivement. Les longueurs du mécanisme sont $d^3 = 0.0405$ m, $d^4 = 0.0433$ m, $d^5 = 0.1297$ m et les rayons des sphères utilisées dans le mécanisme sont $d^1 = 0.0323$ m, $d^2 = 0.0283$ m.

Tableau 2 : Géométrie du modèle cinématique IRM

Segment	Marqueur virtuel	Point anatomique	Coordonnées (mm)/ composantes		
			X	Y	Z
Femur	V_3^1	Centre condyle latéral	-7.4470	-17.2194	26.2528
	V_3^2	Centre condyle médial	-3.1798	-21.4644	-23.3820
	V_3^3	Origine LCA	-10.2615	-14.3913	12.4947
	V_3^4	Origine LCP	-1.8615	-24.5913	-4.9052
	V_3^5	Origine LCM	2.0384	-16.6913	-38.7052
	V_3^6	Origine LCL	-2.9615	-15.3913	41.1947
Tibia	V_2^6	Plateau tibial latéral	-8.6774	-36.5651	21.2530
	V_2^7	Plateau tibial médial	-6.4380	-43.4407	-19.7099
	n_2^3	Normale latérale	0.0614	0.9664	0.2497
	n_2^4	Normale médiale	0.1447	0.9759	-0.1631
	V_2^8	Insertion LCA	2.2384	-36.7913	5.4947
	V_2^9	Insertion LCP	-28.6615	-46.7913	5.5947
	V_2^{10}	Insertion LCM	-26.2615	-102.2913	-16.3052
	V_2^{11}	Insertion LCL	-22.2615	-63.9913	48.9947

Cette géométrie correspond au modèle IRM avec les faisceaux : postérieur du LCA, postérieur du LCP, postérieur du LCM et antérieur du LCL. Ces données sont tirées d'une étude de Guess et al. (2010) sur genou cadavérique. Elles sont disponibles en ligne sur le site www.simtk.com.

Tableau 3 : Géométrie du modèle cinématique reconstruit

Segment	Marqueur virtuel	Point anatomique	Coordonnées (mm)/ composantes		
			X	Y	Z
Femur	V_3^1	Centre condyle latéral	18.9000	-8.4000	23.9000
	V_3^2	Centre condyle médial	11.3000	-4.3000	-19.2000
	V_3^3	Origine LCA	-5.9990	6.0329	4.7400
	V_3^4	Origine LCP	3.6250	-10.8900	-6.9375
	V_3^5	Origine LCM	6.5400	6.5450	-41.0630
	V_3^6	Origine LCL	-4.2390	4.1654	39.6400
Tibia	V_2^6	Plateau tibial latéral	18.1000	-25.7000	24.4000
	V_2^7	Plateau tibial médial	10.4000	-22.6000	-18.6000
	n_2^3	Normale latérale	0	1	0
	n_2^4	Normale médiale	0	1	0
	V_2^8	Insertion LCA	14.2380	-19.6300	2.4450
	V_2^9	Insertion LCP	-10.4300	-25.0100	-2.7640
	V_2^{10}	Insertion LCM	13.1000	-65.5000	0.9000
	V_2^{11}	Insertion LCL	-18.7900	-53.5000	44.0600

Les données de ces modèles ont été obtenues à l'aide d'une géométrie ligamentaire issue de Shelburne et al. (2004) et d'un mécanisme parallèle à trois ligaments isométriques issus de Feikes et al. (2003). Les contacts sphères-sur-plan du modèle de Feikes ont été recalés par une transformation affine au sein de la géométrie ligamentaire des données de Shelburne, donnant ainsi ce modèle recalé.

Tableau 4 : Coefficients de l'allongement relatif des ligaments

	ACL (l=3)	PCL (l=4)	MCL (l=5)	LCL (l=6)
a_1^l	-1.8e-3	1.3e-3	9.4367e-4	-1.7e-3
a_2^l	1.5754e-4	-1.9227e-4	6.2006e-5	-9.8062e-4
a_3^l	1.0812e-5	-1.2642e-5	2.0021e-6	-5.3558e-5
a_4^l	2.3271e-7	-2.9041e-7	3.2567e-8	-1.2278e-6
a_5^l	2.3389e-9	-3.3291e-9	2.5553e-10	-1.4163e-8
a_6^l	1.1427e-11	-1.7923e-11	8.0176e-13	-8.1500e-11
a_7^l	2.2191e-14	-3.9594e-14	3.2167e-16	-1.8660e-13

Tableau 5 : Poids des ligaments

	ACL	PCL	MCL	LCL
Variation de longueur minimisée	1e3	1e4	1e2	1e0
Variation de longueur prescrite	1e4	1e4	1e4	1e4

Annexe III: Méthode de Gauss-Newton

Il s'agit d'une méthode de recherche de zéros itérative basée sur un développement de Taylor de $\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}$:

$$(1) \quad \mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} + \Delta\mathbf{Q} \\ \lambda + \Delta\lambda \end{pmatrix} = \mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{d\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}}{d\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta\mathbf{Q} \\ \Delta\lambda \end{pmatrix}$$

Le but de la méthode est de trouver $\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} + \Delta\mathbf{Q} \\ \lambda + \Delta\lambda \end{pmatrix} = \mathbf{0}$

On aura donc :

$$(2) \quad \begin{pmatrix} \Delta\mathbf{Q} \\ \Delta\lambda \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{d\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}}{d\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} \end{pmatrix}^{-1} \mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}$$

Calcul du gradient de $\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}$:

$$(3) \quad \frac{d\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}}{d\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} = \begin{bmatrix} \frac{d}{d\mathbf{Q}} \left(\left(\frac{d\varphi}{d\mathbf{Q}} \right)^T \right) & \frac{d}{d\lambda} \left([\mathbf{K}^{mk_1}]^T [\mathbf{W}^{mk_1}] (\Phi^{mk_1}) + [\mathbf{K}^{k_2r}]^T (\lambda^{k_2r}) \right) \\ \frac{d}{d\mathbf{Q}} \begin{pmatrix} \Phi^{k_2} \\ \Phi^r \end{pmatrix} & \frac{d}{d\lambda} \begin{pmatrix} \Phi^{k_2} \\ \Phi^r \end{pmatrix} \end{bmatrix}$$

Où φ correspond à la combinaison linéaire des contraintes minimisée et des contraintes absolues (cf. Partie I, paragraphe 4.4.2)

On obtient :

$$(4) \quad \frac{d\mathbf{F}\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}}{d\begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} = \begin{bmatrix} \frac{d}{d\mathbf{Q}} \left(\left(\frac{d\varphi}{d\mathbf{Q}} \right)^T \right) & [\mathbf{K}^{k_2r}]^T \\ \begin{bmatrix} \mathbf{K}^{k_2} \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix} & \mathbf{0}_{(k_2+24)*(k_2+24)} \end{bmatrix}$$

Calcul de $\frac{d}{d\mathbf{Q}}\left(\left(\frac{d\varphi}{d\mathbf{Q}}\right)^T\right)$ le Hessien de φ :

$$(5) \frac{d}{d\mathbf{Q}}\left(\left(\frac{d\varphi}{d\mathbf{Q}}\right)^T\right) = [\mathbf{K}^{mk_1}]^T [\mathbf{W}^{mk_1}] [\mathbf{K}^{mk_1}] + \frac{d}{d\mathbf{Q}}\left([\mathbf{K}^{mk_1}]^T\right) [\mathbf{W}^{mk_1}] (\Phi^{mk_1}) + \frac{d}{d\mathbf{Q}}\left([\mathbf{K}^{k_2r}]^T \lambda^{k_2r}\right)$$

Les contraintes cinématiques autres que les ligaments du genou et les contraintes de corps rigides sont linéaires donc la matrice Jacobienne de ces contraintes est constante et sa dérivée est nulle.

Il reste le terme :

$$(6) \frac{d^2}{d\mathbf{Q}^2}\left((\Phi^{mk_1})^T [\mathbf{W}^{mk_1}] (\Phi^{mk_1})\right) = [\mathbf{K}^{mk_1}]^T [\mathbf{W}^{mk_1}] [\mathbf{K}^{mk_1}] + \frac{d}{d\mathbf{Q}}\left([\mathbf{K}^{mk_1}]^T\right) [\mathbf{W}^{mk_1}] (\Phi^{mk_1})$$

Or dans le cas où le résidu Φ^{mk_1} est faible, la méthode Gauss-Newton approxime le Hessien de $(\Phi^{mk_1})^T [\mathbf{W}^{mk_1}] (\Phi^{mk_1})$ par $(\mathbf{K}^{mk_1})^T [\mathbf{W}^{mk_1}] (\mathbf{K}^{mk_1})$ (Forbes, 2009). Φ^m étant généralement de l'ordre de 10^{-4} m ou 10^{-5} m, on considère cette hypothèse vérifiée. Cette approximation est également justifiée par le coût numérique du calcul du second terme du Hessien (Fohanno et al., 2013).

Finalement :

$$(7) \frac{d\mathbf{F}\left(\begin{matrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{matrix}\right)}{d\left(\begin{matrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{matrix}\right)} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{K}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^{k_1} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \mathbf{W}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{W}^{k_1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{K}^m & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^{k_1} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \mathbf{K}^{k_2} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \\ & \begin{bmatrix} \mathbf{K}^{k_2} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}^r \end{bmatrix} & \mathbf{0}_{(k_2+24) \times (k_2+24)} \end{bmatrix}$$

Un processus itératif est ensuite employé pour obtenir $\mathbf{F}\left(\begin{matrix} \mathbf{Q} + \Delta\mathbf{Q} \\ \lambda + \Delta\lambda \end{matrix}\right)$

L'optimisation se termine quand : $\Sigma\left(\mathbf{F}\left(\begin{matrix} \mathbf{Q} + \Delta\mathbf{Q} \\ \lambda + \Delta\lambda \end{matrix}\right)\right)^2 < \varepsilon$ avec $\varepsilon = 10^{-5}$, le nombre d'itération est limité à 20.

Bibliographie

- Feikes, J.D., O'Connor, J.J., Zavatsky, A.B., 2003. A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *Journal of biomechanics* 36, 125–9.
- Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., Colloud, F., 2013. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*.
- Forbes, A.B., 2009. Parameter estimation based on least squares methods. *Data modeling for metrology and testing in measurement science* 147–176.
- Guess, T.M., Thiagarajan, G., Kia, M., Mishra, M., 2010. A subject specific multibody model of the knee with menisci. *Medical engineering & physics* 32, 505–15.
- Shelburne, K.B., Pandy, M.G., Anderson, F.C., Torry, M.R., 2004. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *Journal of biomechanics* 37, 797–805.

TITRE : Modélisation articulaire pour la cinématique et la dynamique du membre inférieur

RESUME :

L'analyse 3D du mouvement humain repose généralement sur un ensemble d'hypothèses permettant de modéliser et d'approcher la complexité du corps humain. Le but de ce travail de thèse est de s'affranchir des hypothèses les plus classiques (liaisons simples et parfaites de type rotule ou pivot) dans les calculs de cinématique et dynamique inverse allant jusqu'à l'estimation des forces musculo-tendineuses.

La première partie de la thèse traite de la cinématique articulaire du genou à l'aide de modèles cinématiques « géométriques » représentant les structures anatomiques par des éléments simples (sphère, plan, barre). Ces modèles apparaissent sous la forme contraintes lors des calculs de cinématique (effectués notamment par optimisation multi-segmentaire). Le travail réalisé a consisté à introduire des ligaments déformables par l'utilisation de méthodes de pénalités pour la gestion de ces contraintes. Il a été montré que ces méthodes, utilisées avec un modèle géométrique générique, permettaient une amélioration de l'estimation de la cinématique du genou in-vivo basée sur des marqueurs cutanés (par rapport aux autres méthodes classiques) en introduisant des couplages articulaires physiologiques. La flexibilité des méthodes permet également d'envisager la personnalisation des modèles.

La seconde partie se penche sur la dynamique du membre inférieur en étudiant l'influence des actions passives des structures péri-articulaires durant la marche. Le travail a consisté en une étude locale et une étude globale de ces actions. L'étude locale a montré que l'influence des moments passifs ligamentaires reste limitée sur les forces musculo-tendineuses et de contact articulaire. L'étude globale a montré que les moments passifs de l'ensemble des structures péri-articulaires ont une contribution substantielle aux moments moteurs durant la marche et que les modèles de moments passifs ligamentaires disponibles dans la littérature ne sont pas fiables.

L'ensemble de ces développements cherche, à terme, à permettre une approche multi-échelle de la modélisation du membre inférieur. Dans cette optique, la modélisation articulaire proposée (avec des liaisons qui ne sont plus ni simples ni parfaites) permet un couplage plus adapté entre les différentes modélisations (de type multi-corps rigides articulés et éléments finis).

TITRE : Articular modeling in kinematics and dynamics of the lower limb

ABSTRACT:

The main objective of this work is to overcome the most classical hypotheses used in kinematics (lower pair mechanical joints) and inverse dynamics computation (joints without resistance) including the estimation of muscular forces.

Kinematics is addressed in the first part of the thesis by using "geometric" kinematic models consisting in simple elements (sphere, plane, shaft) modeling the anatomical structures. These models correspond to constraints in the kinematic computation (especially in multi-body optimization). The work consisted in introducing deformable ligaments by using penalty-based constraints. It has been showed that those methods used with a generic geometric model improved the estimation of the knee kinematics from the skin markers, when compared to more classical methods, and introduce physiological couplings between the degrees of freedom. Model personalization is also considered thanks to the flexibility of the methods.

The influence of the passive structure actions during gait is studied in the second part of the thesis. The work consisted in a local study and a global study of those actions. The local study showed that the influence of the passive ligament moments on the joint contact and musculo-tendon forces is limited. The global study showed that the passive moments of the whole peri-articular structures contribute to the motor moments during gait and that the passive ligament moments available in the literature are not appropriate.

The long term objective of those studies is to develop a multi-scale approach of the lower limb modeling. The proposed articular modeling (with more complex joints) allows a better interaction between the different scales of modeling (rigid multi-body vs. finite elements).

DISCIPLINE : Mécanique, Biomécanique

/

TOPIC : Mechanics, Biomechanics