

Université de Montréal

**Apport d'une évaluation biomécanique 3D du genou
dans la prise en charge orthopédique de patients ayant
une rupture du ligament croisé antérieur**

par

Alexandre Fuentes

Programme de sciences biomédicales

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté de médecine
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.)
en sciences biomédicales

Décembre 2010

© Alexandre Fuentes, 2010

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée:

Apport d'une évaluation biomécanique 3D du genou dans la prise en charge orthopédique
de patients ayant une rupture du ligament croisé antérieur

Présentée par :
Alexandre Fuentes

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Nicholas Newman, président-rapporteur
Jacques A. de Guise, directeur de recherche
Nicola Hagemeister, co-directrice
André Roy, membre du jury
Normand Teasdale, examinateur externe
Daniel Lajeunesse, représentant du doyen de la faculté de médecine

Résumé

Parmi les blessures sportives reliées au genou, 20 % impliquent le ligament croisé antérieur (LCA). Le LCA étant le principal stabilisateur du genou, une lésion à cette structure engendre une importante instabilité articulaire influençant considérablement la fonction du genou. L'évaluation clinique actuelle des patients ayant une atteinte au LCA présente malheureusement des limitations importantes à la fois dans l'investigation de l'impact de la blessure et dans le processus diagnostique. Une évaluation biomécanique tridimensionnelle (3D) du genou pourrait s'avérer une avenue innovante afin de pallier à ces limitations. L'objectif général de la thèse est de démontrer la valeur ajoutée du domaine biomécanique dans (1) l'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction articulaire du genou et dans (2) l'aide au diagnostic.

Pour répondre aux objectifs de recherche un groupe de 29 patients ayant une rupture du LCA (ACL) et un groupe contrôle de 15 participants sains ont pris part à une évaluation biomécanique 3D du genou lors de tâches de marche sur tapis roulant.

L'évaluation des patrons biomécaniques 3D du genou a permis de démontrer que les patients ACL adoptent un mécanisme compensatoire que nous avons intitulé *pivot-shift avoidance gait*. Cette adaptation biomécanique a pour objectif d'éviter de positionner le genou dans une condition susceptible de provoquer une instabilité antérolatérale du genou lors de la marche.

Par la suite, une méthode de classification a été développée afin d'associer de manière automatique et objective des patrons biomécaniques 3D du genou soit au groupe ACL ou au groupe contrôle. Pour cela, des paramètres ont été extraits des patrons biomécaniques en utilisant une décomposition en ondelettes et ont ensuite été classifiés par

la méthode du plus proche voisin. Notre méthode de classification a obtenu un excellent niveau précision, de sensibilité et de spécificité atteignant respectivement 88%, 90% et 87%. Cette méthode a donc le potentiel de servir d'outil d'aide à la décision clinique.

La présente thèse a démontré l'apport considérable d'une évaluation biomécanique 3D du genou dans la prise en charge orthopédique de patients présentant une rupture du LCA; plus spécifiquement dans l'investigation de l'impact de la blessure et dans l'aide au diagnostic.

Mots-clés : Ligament croisé antérieur, LCA, genou, biomécanique, orthopédie, analyse de la marche, classification, cinématique, moment articulaire, 3D

Abstract

The anterior cruciate ligament (ACL) is involved in approximately 20% of all sports-related knee injuries. An injury to the ACL, the primary stabilizer of the knee, will lead to knee joint instability and functional impairment. Unfortunately, current clinical assessments of ACL-deficient patients present limitations with respect to the investigation of the impact of the injury on knee function. A 3D knee biomechanical assessment could provide innovative information to overcome these drawbacks. The main objective of the doctoral theses is to demonstrate the role of biomechanics in (1) the investigation of the impact of the injury on knee function and in (2) the diagnostic process.

Twenty-nine ACL-deficient patients and a control group of fifteen healthy participants took part in a 3D knee biomechanical assessment during treadmill walking.

By assessing the 3D knee biomechanical patterns of each group we observed that ACL-deficient patients adopted a gait compensatory mechanism: the *Pivot-shift avoidance gait*. The explanation for this adaptative strategy is to avoid placing the knee in a position biomechanically favorable to anterolateral rotatory instability during gait.

Furthermore, an automatic classification method capable of distinguishing ACL deficient patients from an asymptomatic population was developed. Features were extracted from the 3D knee biomechanical patterns using a wavelet decomposition method and then classified by the nearest neighbour rule. The proposed classification method obtained a level of accuracy, sensitivity and specificity of 88%, 90% and 87% respectively. This method shows great potential as a diagnostic aid in a clinical setting.

This thesis demonstrates that biomechanics plays a substantial role in the management of ACL injuries by improving the understanding of the impact of the injury on knee function and by its capacity to serve as a diagnostic aid.

Keywords : anterior cruciate ligament, ACL, knee, biomechanics, orthopedics, gait analysis, classification, kinematics, joint moment, 3D

Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	iii
Liste des sigles et abréviations.....	xv
Remerciements.....	xviii
Introduction.....	1
Chapitre 1 Cadre théorique et mise en contexte de la thèse.....	7
1.1 Introduction.....	7
1.2 La fonction du genou.....	7
1.2.1 Rôle du genou durant la locomotion.....	7
1.2.2 La biomécanique du genou.....	11
1.2.3 La stabilité du genou.....	21
1.3 Le ligament croisé antérieur.....	27
1.3.1 L'anatomie du LCA.....	27
1.3.2 Les propriétés biomécanique du LCA.....	29
1.3.3 Les rôles du LCA.....	30
1.3.4 Mécanisme de lésion du LCA.....	30
1.3.5 L'incidence d'une rupture du LCA.....	31
1.3.6 Impact d'une rupture du LCA.....	32
Chapitre 2 Problématiques et objectifs de l'étude.....	34
2.1 Contexte clinique.....	34
2.2 Processus diagnostique actuel.....	35
2.2.1 L'évaluation clinique orthopédique.....	35
2.2.2 L'évaluation par imagerie médicale.....	39
2.2.3 Limitations dans le processus diagnostique actuel.....	41
2.3 Investigation de l'impact de la blessure sur la fonction du genou.....	42
2.3.1 Les questionnaires subjectifs.....	42
2.3.2 Les évaluations fonctionnelles.....	43

2.3.2	Les évaluations biomécaniques.....	44
2.4	Problématique	45
2.5	Objectifs de l'étude	48
2.6	Hypothèses de recherche.....	49
2.6.1	Hypothèse #1.....	49
2.6.2	Hypothèse #2.....	49
Chapitre 3	Recension des écrits	51
3.1	Introduction	51
3.2	Les méthodes d'évaluation de la biomécanique du genou.....	51
3.2.1	Systèmes de fixation interne de marqueurs.....	54
3.2.2	Méthodes utilisant l'imagerie médicale	56
3.2.3	Algorithmes de compensation pour la déformation des marqueurs.....	58
3.2.4	Les systèmes de fixation externe de marqueurs.....	59
3.3	Impact d'une lésion du LCA sur la fonction du genou	64
3.3.1	Mécanismes de compensations biomécaniques	64
3.3.2	Déficits biomécaniques en lien avec le rôle du LCA.....	68
3.4	Classification automatique : outil d'aide au diagnostic	70
3.4.1	Démarche pour la classification de données	71
3.4.2	Application dans le domaine orthopédique.....	75
3.4.3	Classification appliquée aux lésions du LCA	76
Chapitre 4	Méthodologie.....	78
4.1	Populations étudiées.....	78
4.2	Protocole expérimental.....	82
4.2.1	Évaluation biomécanique	82
Chapitre 5	Mise en situation des articles dans la thèse	87
Chapitre 6	Article I.....	89
	Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait.....	89
6.1	Abstract	90

6.1.1 Key terms	91
6.2 Introduction	91
6.3 Material and Methods	93
6.3.1 Subjects	93
6.3.2 Apparatus	94
6.3.3 Gait Analysis protocol.....	95
6.3.4 Data acquisition and processing.....	96
6.3.5 Statistics	97
6.4 Results	98
6.5 Discussion	101
6.6 Acknowledgements.....	106
Chapitre 7 Article II	107
Automatic classification of ACL deficient and healthy participants using 3D knee biomechanical patterns.....	107
7.1 Abstract	108
7.1.1 Key terms	108
7.2 Introduction	108
7.3 Material and Methods	110
7.3.1 Subjects	110
7.3.2 Gait data collection	111
7.3.3 Database	112
7.3.4 Feature extraction and classification method.....	112
7.3.5 Classifier validation	114
7.3.6 Statistics	115
7.4 Results	115
7.5 Discussion	118
Conflict of interest statement	122
Acknowledgements.....	122
Chapitre 8 Analyses complémentaires.....	123

8.1	Impact de la lésion du LCA sur la fonction du genou.....	124
8.1.1	Compensations biomécaniques rapportées dans la littérature.....	124
8.1.2	Déficits biomécaniques en lien avec le rôle du LCA rapportés dans la littérature	128
8.2	Classification automatique : outil d'aide au diagnostic	130
8.2.1	Classification des patients ACLD en utilisant les forces de réaction au sol ..	130
Chapitre 9	Discussion	133
9.1	Intérêt de l'analyse biomécanique dans l'investigation : Effet de la lésion du LCA sur la fonction du genou.....	134
9.2	Intérêt de la biomécanique dans l'aide au diagnostic : classification de patients ayant une rupture du LCA.....	140
9.3	Limites de l'étude.....	146
9.4	Remarques complémentaires	149
Chapitre 10	Conclusion et perspectives	151
Bibliographie	159
Annexe I	Terminologie biomécanique.....	I
Annexe II	Patrons cinématiques 3D du genou.....	II
Annexe III	Analyses complémentaires	III
Annexe IV	Curriculum vitae.....	VII

Liste des tableaux

Table 1	Muscles actifs dans les différents mouvements du genou.	25
Table 2	Facteurs de risques de lésion du LCA.....	31
Table 3	Exemple de matrice de confusion	74
Table 4	Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants symptomatiques (ACL D) et asymptomatiques (contrôle) inclus dans le protocole de recherche	79
Table 5	Tableau présentant les caractéristiques des participants du groupe contrôle.....	80
Table 6	Tableau présentant les caractéristiques des participants du groupe ACL D.....	81
Table 7	Participant characteristics: mean (standard deviation) [minimum, maximum] ...	98
Table 8	The biomechanical parameters [mean (standard deviation)] of the ACL D group and the control group under each gait speed condition. TSP: Terminal stance phase .	99
Table 9	Participant's characteristics: Mean \pm standard deviation and [minimum, maximum]	116
Table 10	Confusion matrix presenting the classifier outcome for each gait speed condition	118
Table 11	Matrice de confusion présentant les résultats de la classification des données de force de réaction au sol.	131
Table 12	Performance du classificateur utilisant les forces de réaction au sol en entrée	131

Liste des figures

Figure 1	Diagramme représentant le paradigme <i>Orthopaedic sport biomechanics</i> tiré et traduit de Chan <i>et coll.</i> 2008[8].....	3
Figure 2	Adaptation du diagramme représentant le paradigme <i>Orthopaedic sport biomechanics</i> de Chan <i>et coll.</i> 2008[8] incluant les deux champs d'applications complémentaires du domaine de la biomécanique proposé dans la thèse	5
Figure 3	Sous phases de la phase d'appui. Tiré et modifié de Perry 1992 [10].....	8
Figure 4	Sous phases de la phase d'envol. Tiré et modifié et tiré de Perry 1992 [10].....	10
Figure 5	Plans anatomiques (sagittal, frontal et transverse). Image tirée et modifiée de Whittle 2007 [11]	11
Figure 6	Illustration démontrant les six (6) degrés de liberté permis par le genou, incluant les trois déplacements et les trois rotations. Image tirée et modifiée de Deluzio <i>et coll.</i> 1997[17]	13
Figure 7	Description des axes de rotation au genou selon la convention de l'ISB tel que décrit par Grood and Suntay 1983 [18]. Illustration tirée de Noyes 2010 [19]	14
Figure 8	Patron cinématique du genou sain dans le plan sagittal le long d'un cycle de marche où la ligne pleine représente la moyenne et les lignes pointillées l'écart type. Illustration tirée de Perry 1992 [10]	16
Figure 9	Patrons biomécaniques de genoux sains dans le plan frontal (figure de gauche) et le plan transverse (figure de droite). La ligne plus épaisse représente la moyenne des cinq participants étudiés. Illustrations tirées de Lafortune <i>et coll.</i> 1992 [24].	17
Figure 10	Relation entre le vecteur de la force de réaction au sol et le moment articulaire dans le plan sagittal. Illustrations tirées et modifiées de Perry 1992 [10].....	20
Figure 11	Exemples de patrons de moments articulaires externe au genou. Le patron du plan sagittal et transverse de la figure 11a sont tirés et modifiés d'Andriacchi <i>et coll.</i> 2005 [30] et celui du plan frontal de Hunt <i>et coll.</i> 2008 [31]. Vue du plan frontal (11b) et transverse (11c tiré de Schache <i>et coll.</i> 2007[32]) démontrant le vecteur de la force de réaction au sol durant la fin de la phase d'appui.	21

Figure 12	Os formant l'articulation du genou. Illustration tirée de Chabot M. et Fuentes A. 2010 [34]	22
Figure 13	Vue antérieure et postérieure des muscles des membres inférieurs. Muscles identifiés dans la vue de face (droit fémoral (DF), vaste externe (VE) et vaste interne (VI)) et dans la vue de dos (biceps fémoral (BF), semi-membraneux (SM), semi-tendineux (ST) et les gastrocnémiens (G)). Illustrations tirées et modifiées de Chabot M. et Fuentes A. 2010 [34]	24
Figure 14	Vue supérieure du tibia illustrant les deux ménisques ainsi que les quatre principaux ligaments du genou tiré et modifié de www.nucleusinc.com	26
Figure 15	Vue antérieure du genou. Image tirée et modifiée de Noyes 2010[19]	28
Figure 16	Test manuel du <i>Lachman</i> . Figure tirée et modifiée de Griffin <i>et coll.</i> 2000[3]	36
Figure 17	Photo illustrant le test du tiroir antérieur, tirée de Peeler <i>et coll.</i> 2010[46]	37
Figure 18	Manœuvre du Lateral pivot-shift. Illustrations tirées et modifiées de http://www.leadingmd.com/acl_oxfordortho/diagnosis.asp	38
Figure 19	Image par résonance magnétique du LCA intact (gauche) et lésé (droit) tirée et modifiée de Spindler <i>et coll.</i> 2008[48]	40
Figure 20	Exemple d'un positionnement de marqueurs réfléchissant pour une analyse de la biomécanique du genou. Image tirée de Koh <i>et coll.</i> 2005[76]	52
Figure 21	Image fluoroscopique (vue latérale du genou) démontrant le déplacement de marqueurs collés directement sur la peau lors d'un mouvement de flexion/extension du genou. Tiré de Sati <i>et coll.</i> 1996[88]	53
Figure 22	Participant muni d'un système de fixation interne de marqueurs (tiges intracorticales). Photo et illustration tirées et modifiées de Benoit <i>et coll.</i> 2007 [90]	55
Figure 23	Système de fixation de marqueur percutané. Illustration tirée de Holden <i>et coll.</i> 1997[94]	56
Figure 24	Processus d'acquisition du mouvement 3D du genou en utilisant l'imagerie médicale. A) acquisition par IRM permettant une reconstruction 3D des os du genou, B) acquisition du mouvement par fluoroscopie double orthogonal et C) schéma démontrant la reconstruction 3D du genou en recalant les images de l'IRM sur les	

contours des os. Figure créée d'illustrations tirées de DeFrate <i>et coll.</i> 2006 [96] et Kozanek <i>et coll.</i> 2009[97].....	57
Figure 25 Exemple de protocole biomécanique utilisant des orthoplastes rigides afin de fixer des groupes de marqueurs. Photos de gauche tirées de Butler <i>et coll.</i> 2009[103] et photo de droite tirée de Beynnon <i>et coll.</i> 2006[104].....	59
Figure 26 Figure illustrant trois différents exosquelettes proposés dans la littérature : système « a » de Houck <i>et coll.</i> 2004 [108], système « b » de Marin <i>et coll.</i> 1999 [109] et le système « c » de Sati <i>et coll.</i> 1996 [110].....	61
Figure 27 Photos illustrant les composantes de la partie fémorale du système d'attache KneeKG.....	62
Figure 28 Illustration démontrant le <i>Quadriceps avoidance gait</i> , marqué par l'absence d'un moment fléchisseur durant le milieu de la phase d'appui. Image tirée de Berchuck <i>et coll.</i> 1990 [124].....	66
Figure 29 Illustration démontrant le décalage du patron biomécanique du plan transverse vers une rotation interne. Tiré de Andriacchi <i>et coll.</i> 2004 [143].....	69
Figure 30 Photo d'un participant portant l'instrumentation nécessaire pour le protocole expérimental.....	83
Figure 31 Illustrations du tapis roulant instrumenté. Tiré du site web de Medical Development (www.medical-development.com)	83
Figure 32 A participant wearing the apparatus used for capturing knee biomechanics....	96
Figure 33 The knee internal-external rotation moment patterns of the ACL-deficient group (red line) and the control group (bleu line) under the comfortable self-selected gait speed condition (left) and the fast gait speed condition (right). The dashed lines represent the region of the gait cycle where the ACL-deficient group's internal rotation moment pattern is significantly lower ($P < 0.05$) than the control group's. The asterisk denotes the statistical significance of the difference in the maximum internal rotation moment between groups. LP: Loading phase; MSP: Midstance phase; TSP: Terminal stance phase; PSP: Preswing phase; SP: Swing phase.....	100

- Figure 34 The knee extension-flexion patterns of the ACL-deficient group (red line) and the control group (bleu line) under the comfortable self-selected gait speed condition (left) and the fast gait speed condition (right). The dashed lines represent the regions of the gait cycle where the ACLD group's mean pattern is significantly higher ($P < 0.05$) than the control group's. The asterisk denotes the statistical significance of the difference between groups at the minimum flexion angle during the terminal stance phase. LP: Loading phase; MSP: Midstance phase; TSP: Terminal stance phase; PSP: Preswing phase; SP: Swing phase..... 101
- Figure 35 Flow diagram showing the different steps required to classify ACL deficient patients from the control participants..... 113
- Figure 36 Histogram showing classifier performance (in percentage) 117
- Figure 37 Patron cinématique dans le plan sagittal durant la tâche de marche confortable (à gauche) et rapide (figure de droite). La courbe rouge représente la moyenne du groupe ACLD et la courbe bleue la moyenne du groupe contrôle. Les lignes pointillées verticales indiquent les pourcentages du cycle de marche où une différence significative ($P < 0.05$) a été calculée entre les deux groupes. 125
- Figure 38 Graphique présentant le moment articulaire externe au genou dans le plan sagittal des 29 participants ayant une lésion du ligament croisé antérieur pour la tâche de marche à vitesse confortable 127
- Figure 39 Graphique présentant le moment articulaire externe au genou dans le plan sagittal des 29 participants ayant une lésion du ligament croisé antérieur pour la tâche de marche à vitesse rapide..... 127
- Figure 40 Cinématique du genou dans le plan transverse durant la tâche de marche confortable. La courbe épaisse représente la moyenne du groupe et les lignes pointillées de couleur appariée représentent l'écart type. Les lignes pointillées verticales indiquent les pourcentages du cycle de marche où il y a une différence significative ($P < 0.05$) entre les deux groupes..... 129
- Figure 41 Cinématique du genou dans le plan transverse durant la tâche de marche rapide. La courbe épaisse représente la moyenne du groupe et les lignes pointillées de couleur

appariée représentent l'écart type. Les lignes pointillées verticales indiquent les pourcentages du cycle de marche où il y a une différence significative ($P < 0.05$) entre les deux groupes.....	130
Figure 42 Patrons cinématiques du genou des 44 participants (15 contrôles et 29 ACLD) de la présente étude; démontrant la grande variabilité des patrons biomécaniques, ce qui complexifie l'identification des patrons pathologiques	141
Figure 43 Quatre patrons biomécaniques du plan frontal (adduction-abduction) identifiés par une analyse par composante principale à l'intérieur d'une base de données de 211 participants sains asymptomatiques. Graphique tiré de Mezghani <i>et coll.</i> (soumis pour publication) [202].....	145
Figure 44 Adaptation proposé du diagramme représentant le « <i>Orthopaedics Sport Biomechanics</i> » de Chan <i>et coll.</i> 2008[8].....	153
Figure 45 Illustration démontrant l'ensemble des applications possible du domaine de la biomécanique à l'intérieur du paradigme <i>Orthopaedic Sport Biomechanics</i>	156
Figure 46 Diagramme présentant les différents champs d'application potentiels du domaine de la biomécanique dans le domaine de l'orthopédie générale (éventuel paradigme du <i>Orthopaedic Biomechanics</i>).....	158

Liste des sigles et abréviations

° :	Degré
% :	Pourcentage
= :	Égal
+ :	Positif
- :	Négatif
2D :	Bidimensionnelle
3D :	Tridimensionnelle
ACL :	Ligament croisé antérieur (<i>Anterior cruiate ligament</i>)
ACLD :	Déficiance du ligament croisé antérieur (<i>Anteior cruciate ligament déficient</i>)
ACP :	Analyse par composante principale
AM :	Anteromédial
AP :	Antéopostérieur
BW :	Poids corporel (<i>Body Weight</i>)
CHUM :	Centre hospitalier de l'Université de Montréal
cm :	centimètre
CRCHUM :	Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal
ETS :	École de technologie supérieure
FP :	<i>Functional and postural</i>
FRS :	Force de réaction au sol
kg :	kilogramme
Km/h :	Kilomètre par heure
Ht :	Grandeur (<i>Height</i>)
Hz :	Hertz
i.e. :	id est (<i>that is</i>)
IRM :	Imagerie par résonance magnétique

ISB :	<i>Internal Society of Biomechanics</i>
m/sec :	mètre par seconde
MANCOVA :	Analyses multivariées de covariance
MANOVA :	Analyses de variance multivariées
ML :	Médiolatéral
MSP :	Milieu de la phase d'appui (<i>Midstance phase</i>)
MVS :	Machines à vecteurs de support
n :	Taille de l'échantillon
NNC :	Classificateur du plus proche voisin (<i>nearest neighbor classifier</i>)
LCA :	Ligament croisé antérieur
LCE :	Ligament collatéral externe
LCI :	Ligament collatéral interne
LCP :	Ligament croisé postérieur
LIO :	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
LP :	Phase de chargement (<i>Loading phase</i>)
OA :	Osteoarthrose
<i>P</i> :	Indice de probabilité
p.ex. :	Par exemple
PD :	Proximo-distal
PL :	Posterolatéral
TSP :	Fin de la phase d'appui (<i>Terminal stance phase</i>)
SD :	Écart type (<i>Standard deviation</i>)
SP :	Phase d'envol (<i>Swing phase</i>)

*À mon père, Roberto Fuentes (décédé le
1^{er} décembre 1992), à ma mère Michèle
Dupré et à mes proches pour avoir fait
de moi la personne que je suis
aujourd'hui*

Remerciements

Je tiens d'abord à remercier mon directeur de recherche, Monsieur Jacques A. de Guise pour avoir cru en moi et de m'avoir fait confiance, et ce, malgré une première expérience à la maîtrise un peu difficile. Merci d'avoir été un modèle exemplaire de ce que représente un chercheur chevronné et de m'avoir inculqué les connaissances, aptitudes et compétences nécessaires pour compléter ce projet. Je suis aussi très reconnaissant du fait que vous m'ayez mis à contribution dans les activités de transfert technologique du LIO.

Un sincère merci à ma co-directrice, Madame Nicola Hagemester pour m'avoir guidé tout au long de mon projet doctoral. Ton soutien continu, tes conseils judicieux, tes encouragements, tes expériences et tes qualités humaines m'ont donné la motivation nécessaire pour accomplir ce projet. Dans les moments les plus difficiles, par ton positivisme et tes visions de la vie, tu permets à tes étudiants de se relever et de continuer à foncer.

Je voudrais remercier les membres du jury d'avoir pris le temps de lire et d'évaluer ma thèse de doctorat.

La réalisation du projet de recherche a été rendue possible grâce à la précieuse collaboration de deux chirurgiens orthopédistes. Merci aux Drs Timothy Heron et Pierre Ranger de m'avoir non seulement permis de recruter vos patients, mais aussi pour tout le temps que vous m'avez accordé malgré votre emploi du temps chargé. J'ai grandement apprécié pouvoir échanger nos idées sur la signification des analyses et des résultats.

Je tiens aussi à remercier plusieurs autres collaborateurs qui ont participé au projet. Merci à Monsieur Robert Forget, Luis Requiao, Ingrid Südhoff, Francine Bujolt Rachid

Aissaoui, D^r Patrick Lavigne, D^r Julio Fernandes pour votre aide durant ces dernières années.

Merci à tous les patients et les participants qui nous ont accordés de leur temps. La réalisation de ce projet n'aurait pas été possible sans votre participation.

Merci à tous les membres du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) que j'ai côtoyés au cours des dernières années. Merci d'avoir rendu l'environnement de travail aussi agréable et stimulant. J'espère pouvoir retrouver un jour un milieu de travail dans lequel on retrouve cette camaraderie, ce sens de l'entraide, cette convivialité, ce professionnalisme et cette bonne humeur. Plusieurs personnes ont contribué à rendre cet environnement aussi agréable telles qu'Arnaud, Laurence, Nathaly, Cindy, Ramnada, Thierry, Ali etc. Je tiens à remercier plus personnellement :

- Gerald, pour ton soutien, ton aide, tes conseils, ta grande générosité, ta disponibilité, pour les nombreux cafés et discussions que nous avons eus ensemble et surtout pour ton amitié.
- Brigitte, pour ta bonne humeur, ton rire, tes conseils et pour avoir rendu mon expérience au LIO aussi plaisante.
- Neila, pour ton attitude positive, pour tout ton aide, tes encouragements et pour m'avoir fait voir le bon côté de chaque situations.
- Katia, pour m'avoir intégré dans l'équipe du LIO, pour la complicité que nous avons eue ensemble et pour avoir été un modèle de ce qu'est un étudiant au doctorat.
- David, d'abord et avant tout pour ton amitié, pour toutes les discussions que nous avons eues, que ce soit sur nos projets de recherche respectif, sur le Canadien, ou sur nos vies personnelles.

Je voudrais aussi remercier Madame Michelle Laflamme, présidente d'Emovi inc., de m'avoir permis de participer à l'intégration du KneeKGTM en milieu clinique. Merci pour ton support et ta patience. Merci au reste de l'équipe d'Emovi, et plus particulièrement à Mike, pour vos encouragements.

Merci au Programme MENTOR pour votre soutien financier et pour la formation enrichie et multidisciplinaire auquel j'ai pris part. J'adresse un remerciement particulier à Madame Nathalie Jourdain pour son appui.

Un remerciement très spécial à ma mère Michèle qui depuis toutes ces années m'encourage et me supporte dans mon cheminement professionnel et personnel. Merci d'avoir toujours été là pour moi et de m'avoir donné le courage et la motivation de persévérer. Je suis extrêmement reconnaissant de tout de que tu fais pour moi. Je tiens aussi à remercier tous les membres de ma famille pour votre soutien.

Merci à Mijanou pour son support, ses encouragements et sa patience. Merci d'avoir partagé les hauts et les bas de la réalisation de cette thèse et de m'avoir redonné confiance à certains moments plus difficiles. Merci pour ton écoute et tes nombreux conseils.

Merci à mes amis proches, soit Bao, Charles, Olivier, Raphaëlle, et Bénédicte, sur qui j'ai toujours pu compter tout au long de mon parcours. Merci infiniment pour votre support, vos encouragements, pour m'avoir changé les idées et m'avoir motivé à continuer. Je suis de plus privilégié d'avoir autant de bons amis autour de moi qui chacun à leur manière, m'ont aidé dans l'accomplissement de cette thèse. Merci entre autres à Virginie, Karine, Marina, François, François, Annie, Simon et Marie-Luc pour tout votre support. Finalement, je désire remercier mes collègues-animateurs et les jeunes que j'ai eu la chance d'animer dans le groupe scout Notre-Dame-des-Neiges pour leurs les nombreux encouragements reçus durant les dernières années.

Introduction

Depuis quelques années maintenant, les instances gouvernementales augmentent leurs efforts afin de sensibiliser la population à l'importance d'adopter de saines habitudes de vie. Étant donné les nombreux bienfaits documentés de l'exercice physique sur la santé, la stratégie principalement adoptée par la population vise à être plus active. Cependant, une plus grande participation à des activités sportives augmente considérablement les risques de subir une blessure en lien avec le système musculosquelettique.

On estime à près de 3.7 millions le nombre de consultations médicales en urgence hospitalière annuellement aux États-Unis pour des blessures traumatiques sportives [1], ce qui correspond à environ 21 % des cas de blessures traitées en urgence. Le genou représente l'une des articulations les plus concernées par ce type de consultations. Parmi les blessures sportives reliées au genou, 20 % impliquent le ligament croisé antérieur (LCA)[2]. Le nombre approximatif de lésions du LCA rapportées par année aux États-Unis est d'environ 80 000[3]. Le LCA étant un des principaux stabilisateurs du genou, une lésion à cette structure engendre une importante instabilité articulaire influençant considérablement la fonction du genou et par conséquent le niveau d'activité physique[4].

Étant donné le rôle essentiel du LCA dans la fonction du genou et de l'importante incidence de blessures, plusieurs études se sont intéressées à son anatomie, à ses propriétés biomécaniques, à l'impact clinique de sa lésion et aux différents traitements associés. Le LCA représente d'ailleurs l'une des structures du système musculosquelettique les plus fréquemment étudiées et qui continue à stimuler de nombreux débats chez les chercheurs et chirurgiens orthopédistes[5]. Malgré le nombre élevé de publications scientifiques, on retrouve très peu de consensus sur l'effet de la lésion ligamentaire sur la fonction articulaire ou sur le traitement optimal à préconiser. Les recherches en lien avec le LCA sont donc encore sujettes à plusieurs controverses[6].

Afin d'évaluer la condition du genou des patients ayant une atteinte au LCA, les cliniciens se basent principalement sur l'anamnèse et l'examen clinique. Ceci permet d'obtenir une information adéquate quant à l'impact clinique de la lésion ligamentaire; mais étant donné que l'examen est quasi statique, il ne permet pas d'évaluer convenablement la fonction articulaire. Des travaux de Wexler *et coll.* (1998)[7] insistent sur la nécessité d'une évaluation en mouvement, non seulement pour l'évaluation précise du traumatisme, mais aussi pour le choix du traitement et l'évaluation de la progression vers le recouvrement fonctionnel de l'articulation. Par ailleurs, depuis quelques années maintenant, le domaine de la biomécanique a démontré qu'il pouvait apporter des informations importantes sur la fonction de l'articulation. L'intégration de l'évaluation biomécanique en milieu clinique est pourtant encore loin d'être accomplie. C'est afin de pallier à cette problématique que Chan *et coll.* (2008)[8] ont proposé un nouveau paradigme qu'ils ont intitulé *Orthopaedic sport biomechanics*. Cette nouvelle philosophie vise une synergie entre le domaine de l'orthopédie en médecine sportive et celui de la biomécanique afin de permettre une meilleure prise en charge des blessures musculosquelettiques. Plus spécifiquement, les auteurs soulignent l'apport considérable de la biomécanique dans (1) la prévention des blessures, (2) l'évaluation immédiate des traitements et (3) l'évaluation à long terme des traitements (Figure 1).

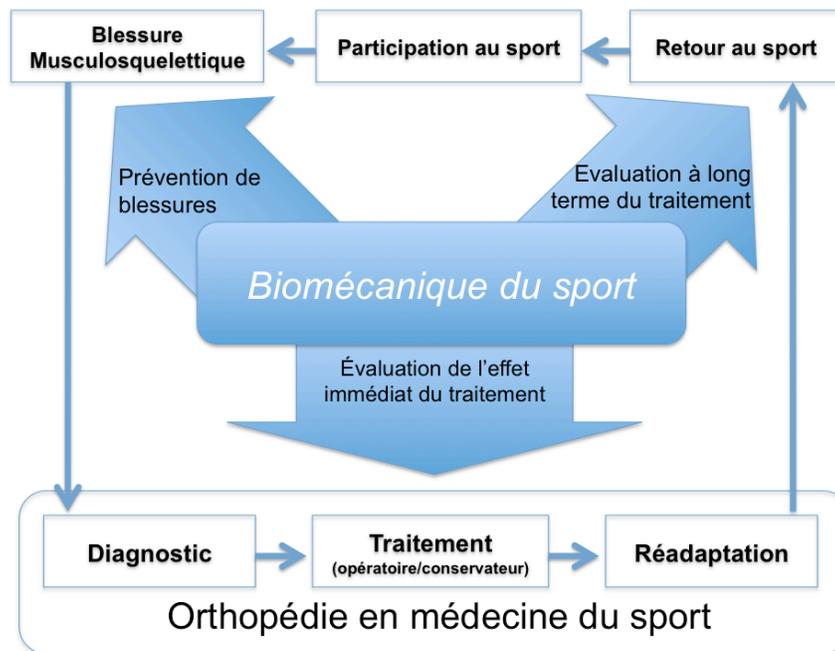


Figure 1 Diagramme représentant le paradigme *Orthopaedic sport biomechanics* tiré et traduit de Chan *et coll.* 2008[8]

Le projet doctoral s'intègre dans ce paradigme du *Orthopaedic sport biomechanics*. En effet, le travail décrit dans la présente thèse a pour objectif de démontrer l'apport de la biomécanique dans deux sphères supplémentaires de la prise en charge orthopédique de blessure sportive, ces dernières n'ayant pas été adressées par Chan *et coll.* (2008). Plus spécifiquement, nous désirons démontrer la valeur ajoutée de la biomécanique dans les champs d'application suivants : (1) l'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction articulaire du genou et (2) l'aide au diagnostic. Ces champs d'application de la biomécanique seront plus spécifiquement discutés en prenant comme exemple une population présentant une lésion du ligament croisé antérieur.

D'abord, suite à une lésion au LCA, une évaluation biomécanique tridimensionnelle (3D) du genou durant la marche permettra de mieux comprendre l'impact de la blessure sur la fonction articulaire. Cette évaluation fonctionnelle permettra de quantifier les

changements biomécaniques adoptés par les patients afin de stabiliser leur genou; informations sur la fonction articulaire qui ne sont actuellement pas disponibles aux cliniciens.

Par ailleurs, considérant que cette lésion ligamentaire engendre des changements spécifiques dans la mécanique articulaire du genou, une évaluation biomécanique pourrait servir à identifier les patients présentant une rupture du LCA. Le développement d'une méthode de classification automatique et objective des données issues d'une évaluation biomécanique 3D pourrait servir à reconnaître si un patient présente ou non une lésion au LCA. Étant donné que les intervenants de première ligne présentent une certaine difficulté à bien identifier une lésion du LCA lors de l'examen clinique, une évaluation biomécanique 3D combinée à une méthode de classification pourrait alors devenir un outil d'aide à la décision diagnostique très précieux pour la communauté clinique.

Suite à l'interprétation des résultats, une reconsidération du paradigme présenté par Chan *et coll.* (2008) pourrait ainsi être réalisée. La Figure 2 illustre le paradigme *Orthopaedic sport biomechanics* ainsi que l'endroit où pourront être intégrés les deux champs d'applications proposés dans la présente thèse (flèches grisées).

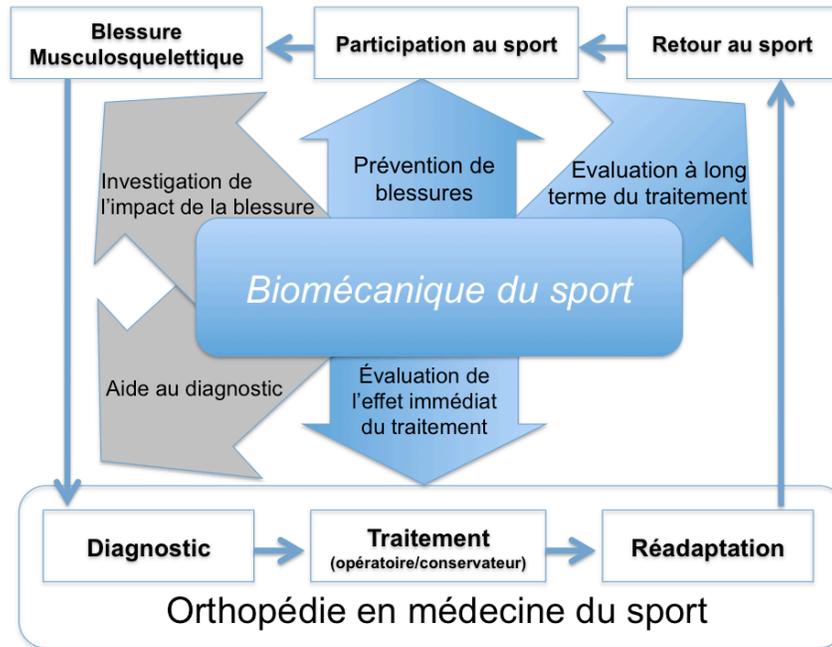


Figure 2 Adaptation du diagramme représentant le paradigme *Orthopaedic sport biomechanics* de Chan *et coll.* 2008[8] incluant les deux champs d'applications complémentaires du domaine de la biomécanique proposé dans la thèse

Le présent projet devrait permettre de démontrer de quelle manière les champs d'applications additionnels bonifieront la synergie actuelle entre les domaines de l'orthopédie et de la biomécanique dans la prise en charge de blessure sportive du genou. L'optique à moyen terme est d'intégrer l'évaluation biomécanique dans la pratique clinique.

Afin de mener à terme ce projet, il a d'abord été nécessaire d'approfondir des connaissances sur la fonction, la biomécanique et l'anatomie du genou et du LCA. Ce cadre théorique sera présenté à l'intérieur du Chapitre 1. Le Chapitre 2 permettra d'acquérir une bonne compréhension du déroulement de l'évaluation clinique actuelle dans la prise en charge orthopédique de patient présentant une lésion du LCA. Plus spécifiquement, les méthodes diagnostiques et d'évaluation de la fonction du genou seront abordées afin de

mieux cibler les problématiques et de poser les hypothèses et les objectifs de recherche. Une recension des écrits, présentée dans le Chapitre 3, portera sur les méthodes d'évaluation biomécaniques, sur l'impact d'une lésion du LCA sur la biomécanique du genou et finalement sur l'apport des méthodes de classification de données biomécaniques dans l'aide au diagnostic. Le Chapitre 4 décrira par la suite la méthodologie employée afin de répondre à nos hypothèses de recherche. Étant donné que les principaux résultats de cette thèse seront présentés sous forme de deux articles scientifiques, le Chapitre 5 fera une mise en situation de ces articles scientifiques et des analyses complémentaires réalisées.

Le premier article, présenté dans le Chapitre 6, démontrera de quelle façon une évaluation biomécanique apporte des explications sur le mécanisme compensatoire adopté par les patients présentant une lésion du LCA lors de la marche afin de prévenir l'instabilité rotatoire du genou. Ces informations sur la fonction du genou permettront ainsi d'approfondir l'investigation de l'impact d'une blessure au LCA. Dans le but de faciliter l'intégration et la compréhension clinique des résultats de l'évaluation biomécanique, cet article fait un lien entre les changements biomécaniques et les tests cliniques connus, tel que le test du *Pivot shift*. Le deuxième article scientifique sera présenté au Chapitre 7. Celui-ci présente une méthode d'analyse automatique et objective des données biomécaniques qui a le potentiel de servir d'outil d'aide à la décision pour les cliniciens. Cet article est une première étape dans le développement d'un système d'aide au diagnostic des pathologies du genou utilisant des données biomécaniques. Des résultats complémentaires, qui n'auront pas été intégrés dans les publications, seront décrits dans le Chapitre 8. Ceci permettra d'apporter de nouveaux éléments de discussion en lien avec la compréhension de certains mécanismes de compensations biomécaniques répertoriées dans la littérature. Une discussion générale sur le projet de recherche sera ensuite présentée au Chapitre 9. Finalement, le Chapitre 10 conclura la présente thèse et présentera les perspectives et recommandations du projet doctoral.

Chapitre 1 Cadre théorique et mise en contexte de la thèse

1.1 Introduction

Afin de bien comprendre comment une évaluation biomécanique est un atout important pour l'investigation et pour l'aide au diagnostic des blessures au ligament croisé antérieur (LCA), il est important de maîtriser des connaissances sur la fonction du genou et du LCA. Le Chapitre 1 fera d'abord une description du rôle du genou durant la locomotion et décrira ensuite l'anatomie et la biomécanique de l'articulation. Différents thèmes reliés au LCA seront par la suite abordés : son anatomie, ses propriétés biomécaniques, son rôle, le mécanisme de blessure et finalement l'impact clinique et fonctionnel d'une lésion.

1.2 La fonction du genou

De par son anatomie et les rôles qu'il doit assurer, le genou est l'une des articulations les plus complexes du corps humain. Il joue un rôle prépondérant dans l'absorption des charges et des chocs tout en assurant une stabilité aux membres inférieurs. De plus, grâce à sa mobilité, il contribue de façon importante aux déplacements et à la progression du corps humain, tout particulièrement durant la locomotion.

1.2.1 Rôle du genou durant la locomotion

La marche représente le moyen de locomotion le plus utilisé par l'être humain. Il est estimé que nous effectuons 2 millions de cycles de marche par année[9]. Étant donné que le rôle du genou varie selon chacune des phases et sous-phases du cycle de marche, l'articulation est continuellement sollicitée. Le genou doit donc pouvoir s'adapter rapidement tout en maintenant une mobilité et une stabilité adéquate. La description de

chacune des phases du cycle de marche sera décrite dans la section suivante; le rôle du genou associé à chacune d'elles y sera également détaillé.

1.2.1.1 Phase du cycle de marche

Un cycle de marche peut d'abord être divisé en deux principales phases, soit la phase d'appui, où la jambe est en contact avec le sol (chaîne cinétique fermée) et la phase d'envol où la jambe progresse vers l'avant sans être en contact avec le sol (chaîne cinétique ouverte). Ceci implique donc qu'un cycle de marche débute avec le contact du pied avec le sol et se termine lorsque ce même pied refait contact avec le sol suivant la phase d'envol. La phase d'appui correspond approximativement à 60 % du cycle de marche et la phase d'envol à 40 % du cycle[10]. Ces deux phases peuvent être à leur tour divisées en sous phases (Figure 3 et Figure 4). Le pourcentage correspondant à chacune de ces sous phases ainsi que le rôle du genou lors de celles-ci est décrit ci-dessous :

Phase d'appui

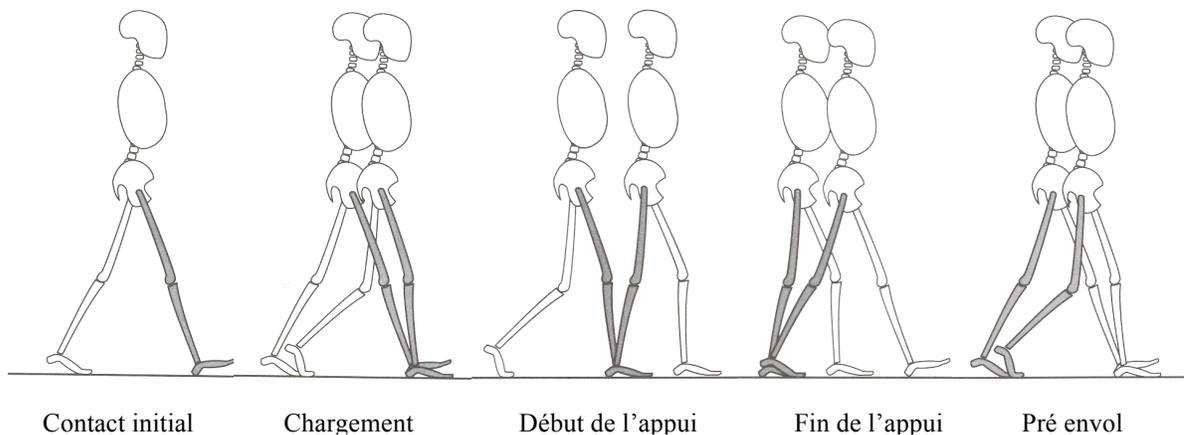


Figure 3 Sous phases de la phase d'appui. Tiré et modifié de Perry 1992 [10]

- Contact initial : 1-2% du cycle de marche
 - Le rôle du genou est principalement d'amortir le choc initial du corps avec le sol. Il doit donc assurer une stabilité adéquate à la jambe.
- Phase de chargement : 1-10 % du cycle de marche
 - Le genou doit continuer à absorber le poids corporel tout en assurant une progression vers l'avant. L'articulation doit conséquemment être à la fois mobile et stable.
- Milieu de la phase d'appui : 10-30 % du cycle de marche
 - Durant cette phase, le corps passe par dessus le pied qui est au sol. Le rôle principal du genou est d'assurer une stabilité au membre inférieur.
- Fin de la phase d'appui : 30-50 % du cycle de marche
 - Cette phase du cycle de marche marque la fin de l'appui unipodal. Le mouvement d'extension complète du genou lors de cette phase permet d'allonger la longueur du pas. L'articulation doit aussi assurer une stabilité adéquate du corps durant l'appui unipodal.
- Phase de préenvol : 50-60 % du cycle de marche
 - Par un mouvement de légère flexion, le genou permet à la jambe de se mettre dans une position appropriée afin d'effectuer une propulsion vers l'avant (poussée).

Phase d'envol (40 % du cycle de marche)

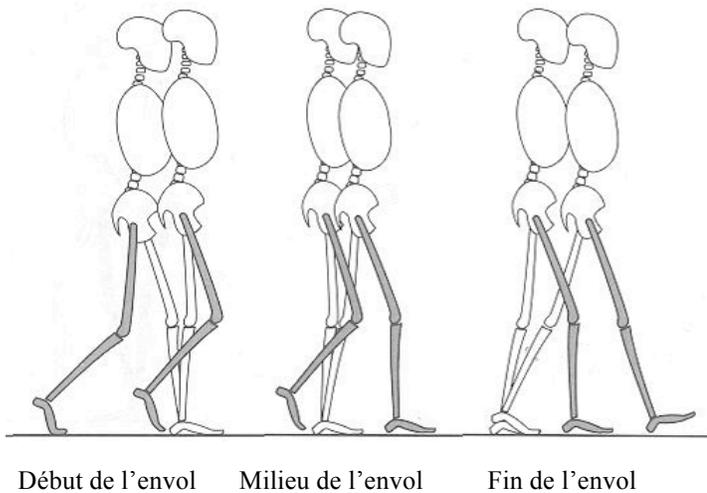


Figure 4 Sous phases de la phase d'envol. Tiré et modifié et tiré de Perry 1992 [10]

- Début de la phase d'envol (60-73 % du cycle de marche)
 - Durant cette phase, le genou doit fléchir suffisamment afin de s'assurer que le pied se libère bien du sol durant la progression de la jambe vers l'avant.
- Milieu de la phase d'envol (73-87 % du cycle de marche)
 - Cette phase est marquée par une extension passive du genou qui est assistée par l'impulsion générée par la flexion de la hanche.
- Fin de la phase d'envol (87-100 % du cycle de marche)
 - Ceci marque la fin de progression de la jambe vers l'avant. Le genou décélère l'extension du genou pour se préparer au contact au sol.

On peut donc remarquer que le genou joue un élément clé dans la stabilité du corps durant la phase d'appui[10] et dans la progression vers l'avant durant la phase d'envol.

Afin d'assurer ses rôles tout au long du cycle de marche, le genou s'articule selon une biomécanique particulière qui sera décrite dans la prochaine section.

1.2.2 La biomécanique du genou

De manière à bien comprendre les différents aspects de la biomécanique du genou, il est essentiel de maîtriser la nomenclature qui s'y rattache. Les mouvements du corps humain s'effectuent selon trois plans anatomiques, soit le plan sagittal, transverse et frontal et autour d'un axe perpendiculaire à chaque plan concordant (Figure 5).

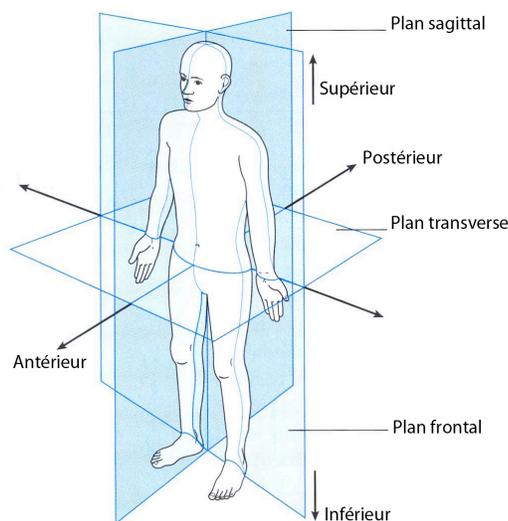


Figure 5 Plans anatomiques (sagittal, frontal et transverse). Image tirée et modifiée de Whittle 2007 [11]

La terminologie appropriée à utiliser afin de décrire les mouvements (rotations et déplacements) des segments du corps est spécifique au domaine médical. L'annexe I, intitulée terminologie biomécanique, présente chacun des mouvements tel que décrit dans

le livre *Clinically oriented Anatomy*[12], en précisant selon quel plan et/ou axe anatomique celui-ci s'effectue, et quelle est la direction correspondante. La direction des mouvements est toujours décrite en se référant à la position anatomique (position de départ), telle qu'illustrée à la Figure 5.

L'étude de la biomécanique du genou permet de décrire la fonction de l'articulation du genou en terme de composantes mécaniques[13]. Le domaine de la biomécanique comprend à la fois l'étude des mouvements (cinématique) en quantifiant les déplacements des segments du corps humain et l'étude des forces et moments (cinétique) agissant sur les segments et articulations.

1.2.2.1 La cinématique du genou

Dans certains ouvrages anatomiques, le genou est considéré comme étant une articulation trochléenne[14] à un degré de liberté (caractéristique d'une penture). Il est vrai que le mouvement principal du genou est la rotation de flexion/extension, mais l'articulation a la particularité de pouvoir bouger selon six degrés de liberté. Différentes approches ont été proposées dans la littérature scientifique afin de décrire les mouvements des segments composant une articulation. On peut penser aux angles d'Euler suivant des systèmes d'axes cartésiens, aux angles d'Euler suivant des systèmes de coordonnées articulaire, aux angles hélicoïdaux, ou aux axes hélicoïdaux instantanés ou finis[15]. Afin de faciliter l'interprétation des données biomécaniques en milieu clinique, une description des mouvements 3D du genou décrivant la cinématique selon trois rotations distinctes sera utilisée. Ceci permettra par le fait même de favoriser l'intégration de l'analyse biomécanique en milieu clinique et facilitera la communication entre les cliniciens et les ingénieurs et/ou biomécaniciens[16]. Étant donné ses six degrés de liberté, le genou peut donc effectuer trois rotations (soit la flexion/extension, l'adduction/adduction et la rotation interne/externe) et trois déplacements (soit antéropostérieur (AP), médiolatéral (ML) et

proximodistal (PD)). La Figure 6 illustre les différents mouvements permis par l'articulation du genou. Ceux-ci décrivent dans tous les cas le mouvement du segment distal (tibia) par rapport au segment proximal (fémur).

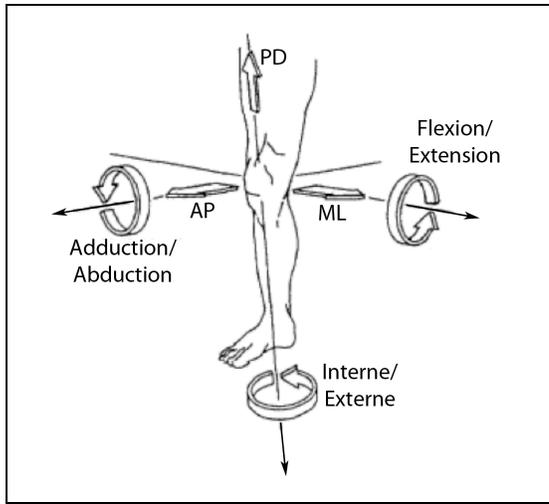


Figure 6 Illustration démontrant les six (6) degrés de liberté permis par le genou, incluant les trois déplacements et les trois rotations. Image tirée et modifiée de Deluzio *et coll.* 1997[17]

Afin d'exprimer les mouvements du genou dans les présents travaux de recherche, nous représenterons ceux-ci en suivant la convention de l'ISB (*International Society of Biomechanics*) décrite par Grood et Suntay (1983)[18]. Cette approche utilise des systèmes de coordonnées articulaires, dont un axe est fixé au segment proximal, un autre au segment distal et un dernier, un axe flottant, est normal aux deux systèmes d'axes articulaires fixes. La convention l'ISB propose que la rotation de flexion/extension se fasse autour de l'axe fixe médiolatéral du fémur, l'abduction/adduction autour de l'axe flottant et la rotation interne/externe autour de l'axe fixe longitudinal du tibia (voir Figure 7).

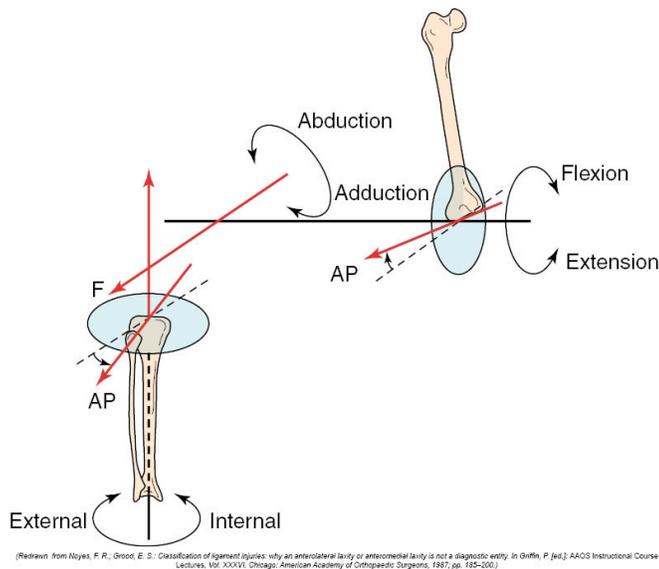


Figure 7 Description des axes de rotation au genou selon la convention de l'ISB tel que décrit par Grood and Suntay 1983 [18]. Illustration tirée de Noyes 2010 [19]

Dans le cadre de certaines études biomécaniques, la cinématique du genou est décrite dans l'espace tridimensionnel en utilisant un axe instantané nommé axe hélicoïdal ou « *screw axis* ». Le mouvement hélicoïdal est déterminé par la combinaison d'une rotation autour d'un axe tridimensionnel avec une translation le long de ce même axe[20]. Cette méthode décrivant les mouvements articulaires n'est cependant pas bien comprise par la communauté clinique[18]. Elle donne toutefois une représentation plus réaliste du mouvement du genou étant donné que l'articulation n'effectue jamais de rotation singulière. La biomécanique du genou est effectivement très complexe étant donné la géométrie osseuse particulière de l'articulation et de l'interaction des nombreux tissus mous qui l'entoure. À titre d'exemple, lors d'une simple flexion du genou, on assiste à une combinaison d'un roulement et d'un glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux. D'autre part, étant donné la différence de grandeur des rayons des condyles fémoraux, et de la forme des deux plateaux tibiaux[21], le glissement des condyles ne se fait pas de manière équivalente sur la surface articulaire médiale et latérale du tibia. Cette

particularité mécanique permet d'ailleurs d'expliquer le « *screw home mechanism* » qui consiste à une rotation externe du tibia par rapport au fémur durant les 10 derniers degrés d'extension du genou[16, 22].

La cinématique du genou durant la marche

Les rotations et les déplacements 3D du genou lors de la marche sont généralement présentés par rapport à un cycle de marche complet. Le terme « patron biomécanique » sera utilisé dans la présente thèse afin de désigner la représentation graphique des mouvements du genou. Plusieurs études se sont intéressées à la cinématique du genou sain asymptotique durant la marche. Ceci est une étape charnière étant donné que ces patrons biomécaniques servent de références auxquels les patrons de patients pathologiques sont comparés afin de comprendre l'impact de la blessure et/ou les mécanismes de compensation[11]. On remarque cependant une importante disparité entre les patrons « normaux » publiés dans la littérature (voir Annexe II). Ces divergences ont été expliquées par l'importante variabilité dans les méthodologies utilisées (définition des axes, système d'acquisition, etc.) afin de mesurer la biomécanique 3D du genou[23]. Ceci démontre l'importance d'intégrer un groupe contrôle qui sera évalué dans les mêmes conditions afin d'éviter un biais méthodologique dans la comparaison des patrons biomécaniques.

Le patron cinématique du genou dans le plan sagittal est très similaire d'une étude à l'autre. La Figure 8 montre un exemple d'un patron typique de flexion/extension d'un genou sain le long d'un cycle de marche. On remarque que lors du contact au sol, le genou est légèrement fléchi (5°) et qu'il fléchit rapidement lors de la phase de chargement (jusqu'à environ 18°) pour permettre d'absorption du poids corporel. La phase d'appui est ensuite caractérisée par l'extension complète du genou et la phase d'envol est finalement

marquée par une importante flexion suivie d'une extension complète du genou. L'amplitude totale du mouvement dans le plan sagittal est d'environ 70°.

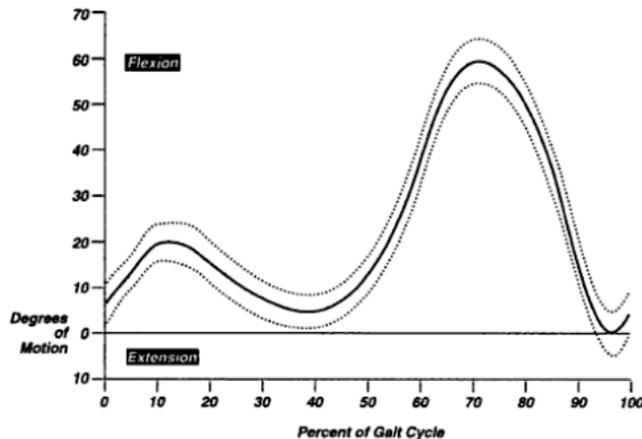


Figure 8 Patron cinématique du genou sain dans le plan sagittal le long d'un cycle de marche où la ligne pleine représente la moyenne et les lignes pointillées l'écart type. Illustration tirée de Perry 1992 [10]

Contrairement au plan sagittal, on ne retrouve pas encore de patron typique de genoux sains (*gold standard*) pour les rotations dans les plans transverse et frontal. On peut toutefois estimer que les patrons mesurés à l'aide de tiges intracorticales donnent une bonne représentation des patrons normaux. La Figure 9 montre les patrons biomécaniques publiées par Lafortune *et coll.* (1992)[24] de 5 participants sains mesurés à l'aide de tiges intracorticales. L'amplitude de mouvement dans le plan frontal et transverse est approximativement 5°[24] et 9°[10] respectivement. Le patron moyen (trait plus foncé) dans le plan frontal (Figure 9 gauche) montre que le genou reste en position presque neutre tout au long de la phase d'appui. On remarque ensuite deux patrons possibles lors de la phase d'envol entre les individus, soit une augmentation de l'abduction ou une augmentation de l'adduction. En ce qui concerne le plan frontal, le patron moyen montre

que lors du contact au sol, le tibia est légèrement en rotation externe par rapport au fémur. La phase de chargement est ensuite marquée par un mouvement de rotation tibiale interne. Le genou maintient ensuite cette position neutre durant le milieu de l'appui et effectue une seconde rotation interne à la fin de la phase d'appui. Durant l'envol le tibia retourne en position de rotation externe par rapport au fémur.

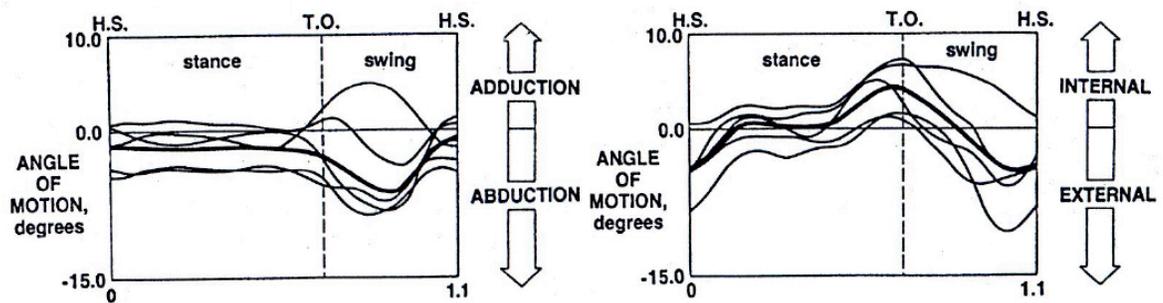


Figure 9 Patrons biomécaniques de genoux sains dans le plan frontal (figure de gauche) et le plan transverse (figure de droite). La ligne plus épaisse représente la moyenne des cinq participants étudiés. Illustrations tirées de Lafortune *et coll.* 1992 [24].

1.2.2.2 La cinétique du genou

La cinétique articulaire correspond aux forces et aux moments qui agissent sur le genou. Durant la marche, l'articulation est soumise à d'importants moments et à des forces qui influencent la cinématique du genou, et ce, dans les trois plans de mouvement. La direction et l'ampleur des forces agissant sur le genou sont directement associées aux forces de réaction au sol, au point d'application de ces forces au sol, et à l'orientation, au déplacement et à l'inertie des segments. Les forces agissant sur l'articulation sont inévitablement plus importantes lorsque la jambe est mise en charge (chaîne cinétique fermée).

La dynamique inverse est une approche régulièrement utilisée en biomécanique pour estimer ces forces et ces moments articulaires[25]. La théorie stipule que tout segment articulaire se déplace grâce à des forces de réaction. Ces forces n'étant pas mesurables directement *in vivo* au niveau des articulations, il s'agit de mesurer le mouvement des articulations et les forces de réaction au sol et d'utiliser les méthodes de calcul de la dynamique inverse pour estimer les forces articulaires et les moments résultants. Les méthodes de calcul conventionnelles de dynamique inverse basées sur les angles d'Euler présentent d'importantes limitations étant donné qu'elles peuvent entraîner des problèmes numériques de discontinuité et de singularité[26]. Une méthode de calcul de dynamique inverse basé sur les quaternions et les torseurs a été proposée par Dumas *et coll.* 2004[27] afin de pallier à ces limitations.

En tout temps, ces forces et moments externes sont contrebalancés par des forces et moments internes générés par les muscles et tissus mous entourant le genou. L'étude des moments articulaires permet donc de mieux comprendre les mécanismes de la marche[25]. De plus, ceci nous permet d'identifier des phénomènes d'adaptations fonctionnelles suite à une blessure, telle que la rupture du ligament croisé antérieur[28].

Les moments articulaires du genou durant la marche

Tout comme la cinématique, les moments articulaires sont présentés le long d'un cycle de marche. Afin de réduire la variance des moments causés par les facteurs anthropométriques, les moments articulaires peuvent être normalisés en fonction du poids et de la grandeur des participants (%BWxHt) ou simplement par rapport à leur poids (Nm/kg)[29]. Certaines études présentent les moments articulaires qui agissent sur l'articulation (moments externes), tandis que d'autres présentent les moments internes produits par les tissus mous afin de contrebalancer les moments externes. Tel que mentionné précédemment, les moments articulaires sont grandement influencés par la

longueur, la position et la direction du vecteur de la force de réaction au sol (FRS) par rapport au centre articulaire du genou. La Figure 10 tirée d'illustrations du livre « *Gait Analysis* » de Perry J.(1992)[10] permet de voir la relation entre le vecteur de la force de réaction au sol dans le plan sagittal et le moment articulaire externe de flexion/extension. Afin de bien comprendre l'effet de cette force sur le genou, on doit évaluer son effet sur le segment distal (tibia) par rapport au segment proximal (fémur). Lors du contact au sol, le vecteur de la FRS passe devant le centre du genou ce qui tend à amener le genou en extension (moment extenseur). Par la suite, lors de la phase de chargement, la longueur du vecteur de la FRS augmente et sa direction passe derrière le centre du genou ce qui engendre un moment externe de flexion du genou. À titre d'exemple, durant cette phase de la marche, les muscles extenseurs du genou doivent générer un moment articulaire interne équivalent pour assurer la stabilité du genou. On remarque ensuite que vers la fin du milieu de la phase d'appui, le vecteur de la FRS passe par le centre du genou, ce qui produit un moment nul. Lors de la fin de la phase d'appui, le vecteur de force est devant le centre du genou, ce qui engendre un moment extenseur externe. Finalement, on note un léger moment de flexion lors de la phase de préenvol étant donné la position du vecteur postérieur au centre du genou.

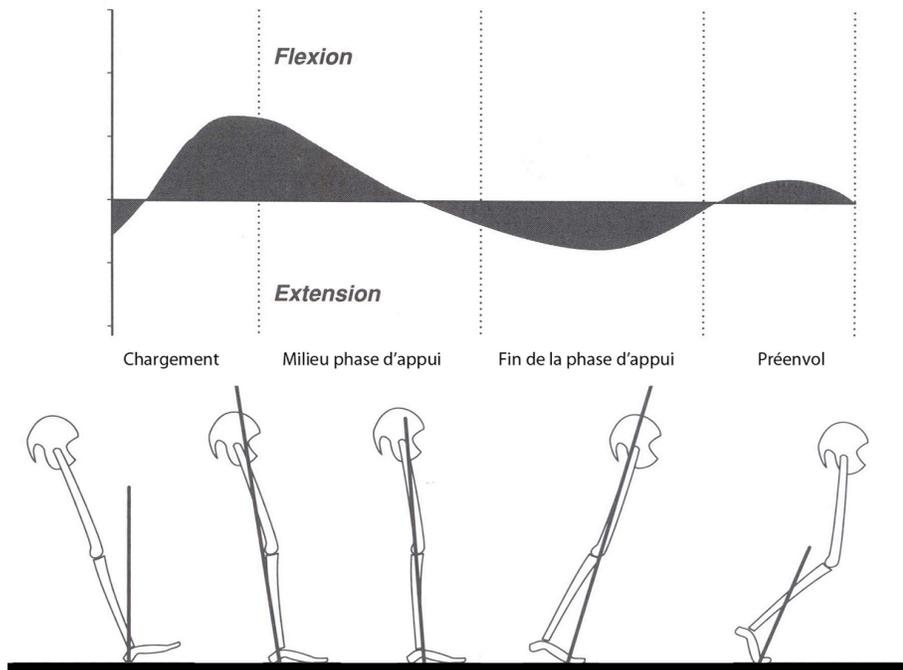


Figure 10 Relation entre le vecteur de la force de réaction au sol et le moment articulaire dans le plan sagittal. Illustrations tirées et modifiées de Perry 1992 [10]

On retrouve peu d'études ayant publié des patrons de moment articulaire au genou dans les trois plans. La Figure 11a montre des exemples de patrons dans le plan sagittal, frontal et transverse du moment articulaire externe au genou durant la marche. Les figures 11b et c illustrent le vecteur de la force de réaction au sol dans le plan frontal et transverse durant la fin de la phase d'appui afin de mieux comprendre la direction des moments articulaires dans ces plans respectifs.

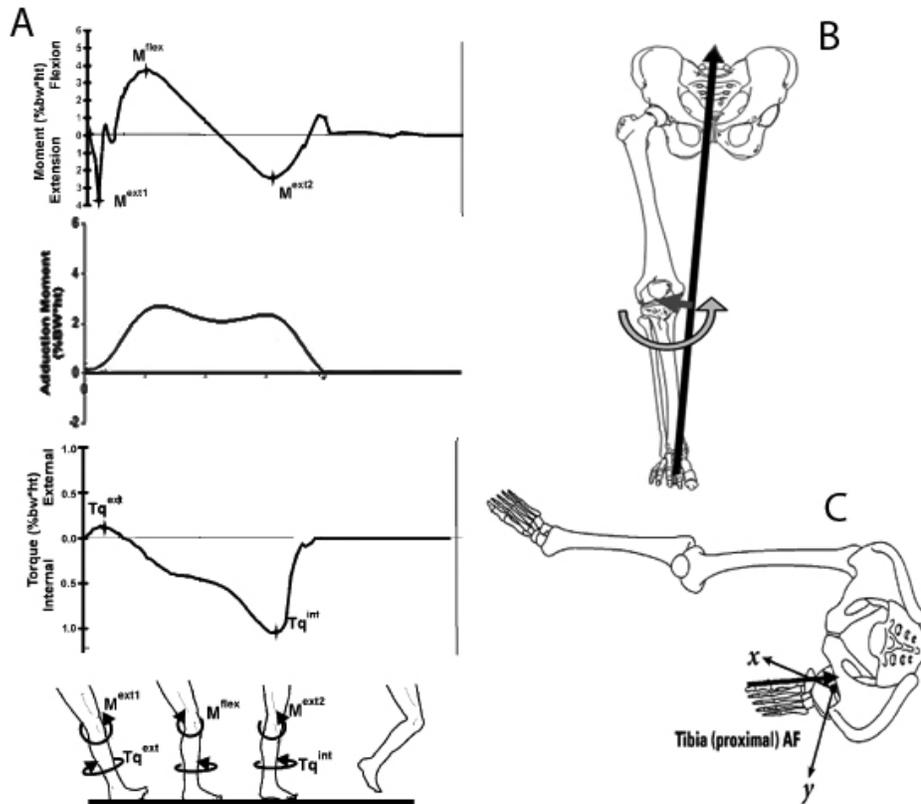


Figure 11 Exemples de patrons de moments articulaires externe au genou. Le patron du plan sagittal et transverse de la figure 11a sont tirés et modifiés d'Andriacchi *et coll.* 2005 [30] et celui du plan frontal de Hunt *et coll.* 2008 [31]. Vue du plan frontal (11b) et transverse (11c tiré de Schache *et coll.* 2007[32]) démontrant le vecteur de la force de réaction au sol durant la fin de la phase d'appui.

1.2.3 La stabilité du genou

Afin de bien comprendre comment le genou s'articule et comment il est en mesure de contrôler ces forces et moments qui agissent sur l'articulation, il est essentiel de bien connaître son anatomie.

1.2.3.1 L'anatomie du genou

Le genou est l'une des articulations les plus massives du corps humain[33]. Il met en relation trois os, soit le fémur, le tibia et la rotule (Figure 12). Ces trois os sont disposés de manière à former deux articulations distinctes: l'articulation fémorotibiale et l'articulation fémororotulienne. Malgré le fait que l'articulation fémororotulienne (entre la rotule et le fémur) joue un rôle important dans le mécanisme extenseur du genou, les principaux mouvements du genou surviennent à l'articulation fémorotibiale (entre le fémur et le tibia). Le tibia n'est pas le seul os qui forme la jambe, on retrouve aussi en latéral l'os du péroné, aussi nommé fibula. Cependant, celui-ci ne s'articule pas directement avec le fémur.



Figure 12 Os formant l'articulation du genou. Illustration tirée de Chabot M. et Fuentes A. 2010 [34]

1.2.3.2 L'articulation fémorotibiale

L'articulation fémorotibiale met en relation la partie distale du fémur (condyles fémoraux) et la partie proximale du tibia (plateaux tibiaux). Les condyles fémoraux, de

forme sphérique, s'articulent sur les plateaux tibiaux, de forme légèrement concave. Le genou étant une articulation synoviale, il est entouré d'une capsule articulaire qui augmente légèrement la stabilité passive du genou. Cependant, le principal rôle de la capsule est d'enfermer le liquide synovial. Ce liquide visqueux permet essentiellement de lubrifier l'articulation et de fournir les nutriments nécessaires au cartilage articulaire (hyalin) du fémur et du tibia, et aide aussi légèrement à l'absorption des chocs. À son tour, le cartilage hyalin, qui recouvre les condyles fémoraux et les plateaux tibiaux, assure un bon glissement et une meilleure absorption des charges entre les deux os. Finalement, deux coussins fibrocartilagineux, les ménisques, sont attachés sur les plateaux tibiaux afin de mieux distribuer les charges à travers l'articulation. De plus, de par leur configuration, le ménisque interne en forme de « C » et le ménisque externe en forme de « O » [14](Figure 14), ils améliorent la congruence entre les condyles fémoraux et les plateaux tibiaux, et ce, tout au long des mouvements du genou.

Étant donné la géométrie osseuse complexe et non congruente de l'articulation, en comparaison à une articulation sphéroïde (p.ex. coxo-fémoral), le genou dépend grandement du bon fonctionnement de ses stabilisateurs dynamiques (p.ex. muscles) et statiques (p. ex. ligaments et tissus mous) pour assurer ses fonctions.

1.2.3.3 Les stabilisateurs dynamiques

On catégorise les muscles comme étant les stabilisateurs dynamiques du genou étant donné leur capacité contractile. De nombreux muscles entourent l'articulation afin d'assurer sa mobilité et sa stabilité, et ce, dans les trois plans anatomiques. Les muscles s'attachent aux os via une bande de tissu fibreuse conjonctive très résistante nommée tendon. Les muscles et tendons sont munis de nombreux neurorécepteurs et mécanorécepteurs qui captent les informations nécessaires (c.-à-d. tension, élongation) afin d'assurer une stabilité adéquate de l'articulation via la proprioception. La contraction et le relâchement des muscles sont contrôlés par le système nerveux somatique.

Deux principaux groupes musculaires de la cuisse (Figure 13) assurent la mobilité et la stabilité du genou. Le muscle des quadriceps (droit fémoral, vaste interne, vaste externe et vaste intermédiaire), situé à l'avant de la cuisse, est principalement responsable de l'extension du genou. En postérieur, on retrouve le groupe musculaire des ischio-jambiers, formé des muscles semi-tendineux, semi-membraneux et du biceps fémoral, qui eux sont principalement responsables de la flexion du genou. Les gastrocnémiens, muscles situés à l'arrière de la jambe, aident aussi à la flexion du genou. À ces principaux groupes musculaires s'ajoutent d'autres muscles qui assistent les muscles principaux et permettent à l'articulation d'assurer ses rôles. La Table 1 présente les muscles qui interviennent dans les mouvements du genou.

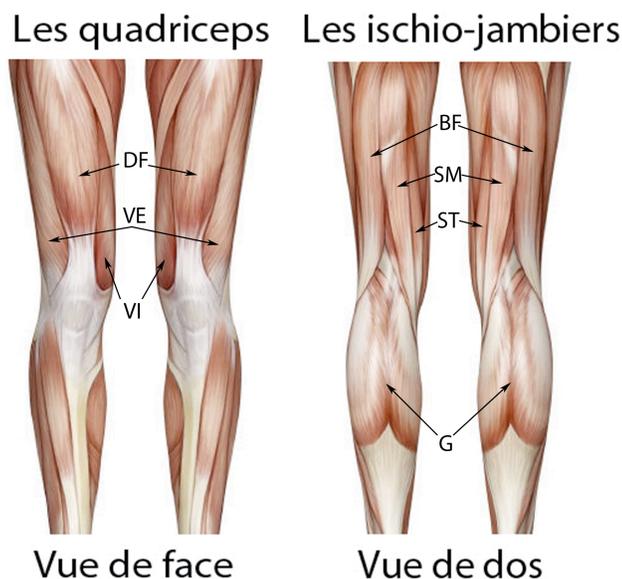


Figure 13 Vue antérieure et postérieure des muscles des membres inférieurs. Muscles identifiés dans la vue de face (droit fémoral (DF), vaste externe (VE) et vaste interne (VI)) et dans la vue de dos (biceps fémoral (BF), semi-membraneux (SM), semi-tendineux (ST) et les gastrocnémiens (G)). Illustrations tirées et modifiées de Chabot M. et Fuentes A. 2010 [34]

Table 1 Muscles actifs dans les différents mouvements du genou.

Mouvement	Muscles
Extension	<ul style="list-style-type: none"> • Quadriceps <ul style="list-style-type: none"> ○ Droit fémoral ○ Vaste interne ○ Vaste latéral ○ Vaste intermédiaire • Tenseur du fascia lata
Flexion	<ul style="list-style-type: none"> • Ischiojambiers <ul style="list-style-type: none"> ○ Semi-tendineux ○ Semi-membraneux ○ Biceps fémoral • Sartorius • Gastrocnémien • Poplité
Rotation interne	<ul style="list-style-type: none"> • Semi-tendineux • Semi-membraneux • Gracile • Poplité
Rotation externe	<ul style="list-style-type: none"> • Biceps fémoral • Sartorius

Les muscles à eux seuls ne pourraient assurer la stabilité adéquate du genou et c'est pourquoi les stabilisateurs statiques du genou jouent un rôle aussi important.

1.2.3.4 Les stabilisateurs statiques

Les stabilisateurs statiques du genou regroupent presque l'ensemble des tissus mous qui forme l'articulation. On peut donc penser à la capsule articulaire, aux ménisques et à la bandelette iliotibiale, mais les principaux stabilisateurs statiques sont les ligaments. Ces bandes de tissu conjonctif, composé majoritairement de collagène, relient les deux os de l'articulation ensemble[35]. Leur rôle consiste essentiellement à limiter les déplacements

excessifs entre le fémur et le tibia. Même si les ligaments possèdent une certaine capacité élastique, ceux-ci n'ont aucune propriété contractile.

Le genou possède quatre principaux ligaments; deux collatéraux et deux croisés au centre de l'articulation (Figure 14). On retrouve sur le côté interne du genou le ligament collatéral interne (LCI) et sur le côté externe, le ligament collatéral externe (LCE). Leur rôle principal est de prévenir les rotations excessives dans le plan frontal. Le LCI limite les stress en valgus qui tendent à provoquer un mouvement d'abduction (ou valgus) du tibia par rapport au fémur. Le LCE quant à lui, limite les stress en varus qui tendent à engendrer un mouvement d'adduction (ou varus) du tibia par rapport au fémur. En ce qui concerne les ligaments croisés, leurs principaux rôles sont de restreindre les déplacements antéropostérieurs du tibia par rapport au fémur et agissent aussi en tant que stabilisateurs secondaires des rotations dans le plan transverse et frontal. Le genou possède un ligament croisé antérieur (LCA) et un ligament croisé postérieur (LCP), nommé en concordance à la position de leur site d'insertion tibiale.

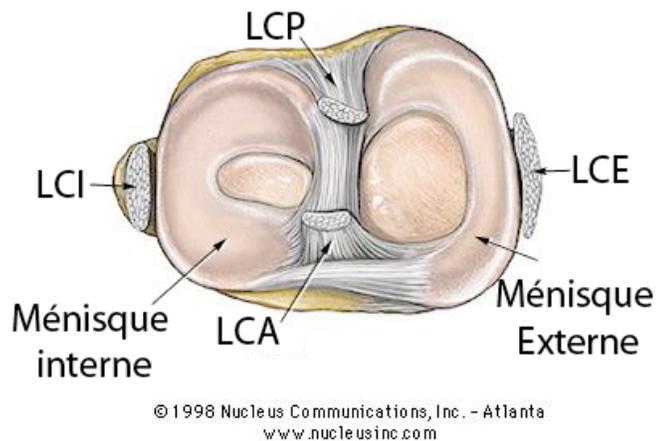


Figure 14 Vue supérieure du tibia illustrant les deux ménisques ainsi que les quatre principaux ligaments du genou tiré et modifié de www.nucleusinc.com

Le LCA est considéré comme étant le principal stabilisateur du genou et c'est pourquoi la prochaine section portera spécifiquement sur cette structure.

1.3 Le ligament croisé antérieur

Le ligament croisé antérieur est constitué de bandes de tissu conjonctif constituées principalement de fibres de collagène de type I et de type III, mais contient aussi du collagène de type II, IV et VI[36]. Ce ligament est intra-articulaire, mais extrasynovial, il est donc enveloppé par la membrane synoviale[5]. Encore aujourd'hui, plusieurs études cadavériques s'intéressent à son anatomie et ses propriétés biomécaniques. Même si la littérature est abondante sur ces sujets, elle est toutefois controversée.

1.3.1 L'anatomie du LCA

Le LCA (Figure 15) mesure approximativement 38 mm,[37] mais les différentes études rapportent des longueurs variant entre 22 et 41 mm[36]. Son point d'insertion proximal se situe sur la bordure postéromédiale du condyle fémoral latéral. Cette insertion de forme semi-circulaire (convexe postérieur) a une superficie d'environ 115 mm². Distalement, le ligament vient s'attacher au tibia sur la partie antérieure de la fosse intercondylienne latérale, au niveau de l'épine (ou tubercule) tibiale antérieure. La superficie du site d'insertion tibiale est légèrement plus grande que l'insertion fémorale, atteignant environ 135 mm². La région de l'insertion tibiale est communément appelée «*foot print*». Cette forme permet aux fibres de contourner la bordure antérieure de l'échancrure inter condylienne[5]. L'insertion tibiale est d'ailleurs plus solide que l'insertion proximale. Certaines fibres du ligament se fusionnent aussi avec l'insertion antérieure et postérieure du ménisque latéral[5]. Étant donné ses sites d'insertions et son orientation distale-antérieure-médiale, les fibres du ligament tournent légèrement

latéralement. À la surface du tiers moyen du ligament, sa superficie est plus étroite qu'aux sites d'insertions ce qui lui donne la forme d'un sablier[38].

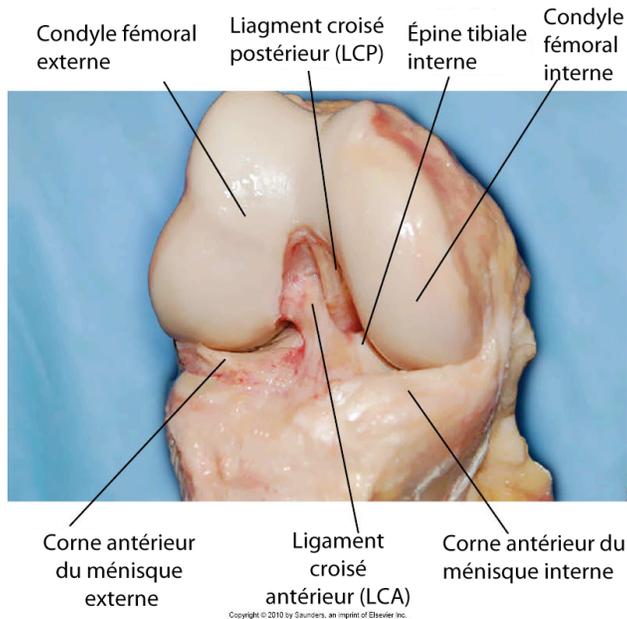


Figure 15 Vue antérieure du genou. Image tirée et modifiée de Noyes 2010[19]

Anatomiquement, il est généralement reconnu que le LCA est composé de deux faisceaux distincts soit le faisceau antéromédial (AM) et postérolatéral (PL) [37, 39]. Le nom de chacun des faisceaux correspond à la position anatomique du site d'insertion tibial[5]. Durant les différents mouvements du genou, le ligament ne reste pas en condition isométrique. En effet, de récentes études ont démontré qu'étant donné les sites d'insertion des deux faisceaux du LCA, le niveau de tension varie dans chacun des faisceaux selon son degré de flexion[36]. Lorsque le genou est en extension, le faisceau PL est tendu tandis que le faisceau AM est modérément relâché. Lorsque le genou fléchit, le faisceau AM se tend et le faisceau PL se détend légèrement[39].

Il est toutefois important de rester à l'affût des controverses entourant l'anatomie du ligament. Une récente étude par Tallay *et coll.* 2008[40] a démontré une grande variabilité

dans la position anatomique de l'insertion tibiale des faisceaux, questionnant donc le concept des faisceaux AM et PL. De plus, certains auteurs ont révélé la présence d'un 3^e faisceau dans le LCA, soit le faisceau intermédiaire[41].

Le LCA est principalement vascularisé via l'enveloppe synoviale qui l'entoure[6]. Elle est riche en vaisseaux sanguins provenant de l'artère articulaire moyenne du genou qui est irriguée de l'artère poplitée[36]. Le ligament est innervé via les fibres du nerf tibial. Il possède de nombreux mécanorécepteurs sensibles aux changements de longueur et de tension qui jouent un rôle essentiel dans la proprioception du genou[42]. Ces mécanorécepteurs se situent principalement près des sites d'insertions.

1.3.2 Les propriétés biomécanique du LCA

Le ligament croisé antérieur a la caractéristique d'être viscoélastique, il a donc une certaine capacité à s'étirer. Ses propriétés de résistance à l'élongation varient grandement selon la vitesse de la déformation du ligament[43]. Cette vitesse de déformation influence d'ailleurs le type de lésion du LCA, soit par une rupture ligamentaire ou par une avulsion du site d'insertion du ligament[43]. Les études in vivo ont démontré que la tension maximale du LCA varie entre 1725 et 2195 Newtons[44]. De plus, ses propriétés biomécaniques varient selon son orientation, il est donc anisotropique. Les forces mesurées dans chacun des faisceaux du LCA pour restreindre une translation antérieure ou une combinaison de rotation, varient selon l'angle de flexion. On enregistre toutefois des forces plus importantes dans le faisceau AM que le faisceau PL[45]. Il a aussi été démontré que sa rigidité, sa résistance maximale, et sa capacité d'absorption diminuent avec l'âge[6]. La structure complexe du LCA reflète son importante contribution dans la fonction du genou[33].

1.3.3 Les rôles du LCA

Le rôle principal du LCA consiste à limiter la translation antérieure du tibia par rapport au fémur. Il est aussi considéré comme étant un stabilisateur secondaire à la rotation interne du tibia par rapport au fémur, à l'hyper extension du genou ainsi qu'aux rotations dans le plan frontal (abd/adduction).

Étant donné que la tension des deux faisceaux du LCA varie selon le degré de flexion du genou[36], chacun des faisceaux remplit un rôle plus spécifique durant le mouvement. La translation antérieure du tibia est principalement restreinte par le faisceau PL en position d'extension et plus le genou fléchit, plus la tension dans le faisceau AM augmente pour limiter le déplacement antérieur du tibia. De plus, le faisceau PL joue un rôle important afin de prévenir une combinaison de stress rotatoire et antérieur du tibia lorsque le genou est légèrement fléchi[42]. Étant donné son rôle prépondérant dans la stabilité du genou durant nos activités quotidiennes et sportives, le LCA est l'une des structures les plus souvent lésées du genou[46].

1.3.4 Mécanisme de lésion du LCA

Les principaux mécanismes de blessures rapportés dans la littérature sont : (1) une rotation interne excessive du tibia par rapport au fémur, (2) un mouvement d'abduction (valgus) combiné à une rotation tibiale externe et (3) une hyper extension du genou. Il est estimé qu'environ 70 % des lésions du LCA surviennent durant un incident sans contact[3]. En effet, ces mécanismes de rupture surviennent principalement lors d'un pivot brusque, d'une décélération combinée à un pivot, d'une réception au sol avec le genou en pleine extension ou lors du *phantom fall* en ski (chute vers l'arrière avec le genou fléchi).

De nombreux facteurs de risques intrinsèques et extrinsèques ont d'ailleurs été identifiés pour expliquer l'occurrence des blessures[47]. Ces facteurs sont détaillés dans la Table 2. Il est toutefois important de savoir que certains de ceux-ci font face à des

controverses. De façon générale, il est reconnu que les femmes présentent un plus grand risque de blessure au LCA que les hommes étant donné qu'un plus grand nombre de facteurs de risque s'applique à eux (p.ex. alignement mécanique du genou en valgus, facteurs hormonaux, hyper laxité).

Table 2 Facteurs de risques de lésion du LCA

Facteurs	Explications
Anatomiques	<ul style="list-style-type: none"> • Largueur de l'échancrure inter condylienne • Pente postérieure du plateau tibial • Axe mécanique du membre inférieur <ul style="list-style-type: none"> • antéversion fémorale • varus de la hanche • valgus du genou • pronation des pieds • Angle de Q plus élevé • Hyper laxité • Indice de masse corporel
Sexe	<ul style="list-style-type: none"> • Facteur hormonal (estrogène, progestérone) • Cycle menstruel <ul style="list-style-type: none"> • jour prémenstruel et jour pré ovulatoire
Biomécaniques	<ul style="list-style-type: none"> • Manque de proprioception • Déficit du contrôle neuromusculaire • Déséquilibre musculaire • Manque de flexibilité • Faiblesse musculaire • Importante force excentrique des quadriceps
Environnementaux	<ul style="list-style-type: none"> • Type de surface de jeux • Type de soulier (augmentation du coefficient de friction entre souliers et surface augmentent les risques de blessure)
Fonctionnels	<ul style="list-style-type: none"> • Technique sportive inadéquate

1.3.5 L'incidence d'une rupture du LCA

Les études épidémiologiques rapportent une incidence approximative de 80 000 blessures au LCA par année aux États-Unis seulement [3]. De ce nombre, les lésions isolées

correspondent à moins de 10 % des cas[48]. En effet, on rapporte dans 60 % à 75 % des cas de rupture du LCA une lésion méniscale concomitante[48]. Cliniquement, lorsqu'il y a une atteinte à un ligament, le terme approprié à employer est entorse ligamentaire. Les entorses peuvent être sous-divisées selon trois (3) degrés de gravité. Une entorse du 1^{er} degré signifie que le ligament a été étiré, mais non déchiré, un 2^e degré implique qu'il y a une rupture partielle du ligament et l'entorse du 3^e degré correspond à une rupture complète du ligament. Dans le cadre de la présente thèse, nous nous intéresserons à l'impact des entorses du 3^e degré (rupture ligamentaire) sur la fonction du genou étant donné les importantes répercussions cliniques et fonctionnelles.

1.3.6 Impact d'une rupture du LCA

Le principal symptôme rapporté par les patients souffrants d'une rupture du LCA est sans équivoque l'instabilité articulaire. Plus spécifiquement, la lésion engendre une instabilité antéropostérieure et rotatoire antérolatérale du genou[49-51]. Cette instabilité articulaire affecte inévitablement les fonctions que l'articulation doit assurer durant nos activités quotidiennes ou sportives[4]. Les patients se plaignent d'instabilité dynamique rapportée par des épisodes de dérobade, communément appelée « *giving way symptom* »[52]. Le symptôme de *giving way* représente une sensation que le genou se laisse tomber, ce qui est habituellement relié à l'instabilité antérolatérale du genou. Cette instabilité peut être expliquée par plusieurs facteurs, tels que l'augmentation de la laxité articulaire, la diminution de la proprioception ou par des déficits dans le contrôle neuromusculaire du genou. Ces conséquences viennent malheureusement augmenter considérablement les risques de blessures secondaires au genou telles que les lésions méniscales[53] ou ostéochondrales[3, 54]. En effet, plus de 50 % des patients ayant une déficience du LCA présentent des signes radiologiques d'arthrose au genou dix ans après leur blessure[54].

L'impact de la rupture sur la fonction articulaire varie beaucoup d'un patient à l'autre. Certains patients pourront retourner au même niveau d'activité physique pré blessure sans rapporter des épisodes d'instabilité, et ce, même durant des activités nécessitant des pivots[55]. Ce groupe de patients est plus spécifiquement connu dans la littérature scientifique comme étant des patients « *copers* », étant donné qu'ils peuvent « compenser » pour la lésion[56]. Ils représentent moins de 14% des patients ayant une rupture du LCA[57]. D'autres patients présentant une lésion pourront aussi recommencer l'activité physique sans rapporter d'épisode d'instabilité, mais devront cependant réduire le niveau d'exigence physique de leurs activités. Ce groupe de patients, connu comme étant des « *adaptors* », représente la grande majorité des patients qui optent pour des traitements conservateurs[57]. Finalement, les patients catégorisés comme étant des « *non-copers* », correspondent aux patients ne pouvant pas retourner à un niveau d'activité physique similaire à celui pré lésion étant donné l'occurrence d'épisodes d'instabilités répétés[57]. Ces patients nécessitent donc habituellement une reconstruction chirurgicale du LCA afin de leur permettre de retrouver une stabilité articulaire adéquate.

Indépendamment de l'impact de la lésion du LCA sur la fonction articulaire, tous les patients devraient consulter un professionnel de la santé. Celui-ci procédera à une évaluation clinique orthopédique détaillée afin de bien évaluer l'impact clinique de la blessure et pourra cibler le traitement à préconiser afin de rétablir la stabilité articulaire et, si possible, prévenir l'occurrence de blessures secondaires.

Chapitre 2 Problématiques et objectifs de l'étude

Le Chapitre 2 fera un survol des différentes étapes qui constituent l'examen clinique actuel dans la prise en charge orthopédique de patients ayant une atteinte au LCA. Plus spécifiquement, les méthodes diagnostiques et les méthodes d'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction articulaire seront revues. Cette étape permettra de mieux comprendre l'apport du domaine biomécanique dans ces deux champs d'application proposé à l'intérieur du paradigme *Orthopaedic sport biomechanics*.

2.1 Contexte clinique

Dans la grande majorité des systèmes de santé, les patients susceptibles de présenter une lésion au LCA peuvent être évalués par différents professionnels de la santé de première ligne tels que des physiothérapeutes, thérapeutes du sport, omnipraticiens ou médecins généralistes ayant une spécialité en médecine du sport. Il est toutefois essentiel que tous ces patients soient référés vers un chirurgien orthopédiste, car ce médecin spécialiste a la formation et l'expérience nécessaires pour procéder à un examen clinique spécifique à l'articulation du genou. Lors d'une évaluation clinique, le clinicien de première ligne ou l'orthopédiste procédera d'abord à une évaluation clinique orthopédique détaillée et utilisera, lorsque possible, une investigation par imagerie médicale afin de confirmer son opinion diagnostique ou pour réfuter d'autres hypothèses diagnostiques. Par la suite, les cliniciens ont accès à différentes méthodes d'investigations afin d'évaluer l'impact de la blessure sur la fonction du genou. Ce processus clinique permet au médecin d'établir un diagnostic, un plan de traitement et une prise en charge adéquate. L'examen clinique orthopédique pratiqué, autant par la première ligne que par les orthopédistes, sera détaillé dans la prochaine section.

2.2 Processus diagnostic actuel

2.2.1 L'évaluation clinique orthopédique

Le clinicien procédera d'abord à l'anamnèse du patient afin d'obtenir les renseignements nécessaires tels que les antécédents médicaux, l'historique de la blessure et les symptômes qui y sont reliés. Il effectuera ensuite une inspection visuelle du patient afin de vérifier la présence de cicatrices, de déformations, d'atrophie musculaire ou d'un problème d'alignement mécanique. Ceci sera suivi d'un examen physique où le clinicien viendra évaluer la présence d'épanchement, palper les différentes structures anatomiques (p.ex. interlignes articulaires, rotule, etc.) et estimer l'amplitude articulaire passive et active en prenant soins d'évaluer la sensation à l'arrêt des mouvements. Grâce à l'anamnèse et à l'examen général du genou, le professionnel de la santé saura comment préciser la suite de son évaluation en effectuant des tests spécifiques lui permettant de parfaire son opinion diagnostique. La prochaine section portera sur les tests manuels spécifiques à l'évaluation de la condition du LCA. La compétence des professionnels de santé de première ligne à référer de manière adéquate et efficace les patients susceptibles de présenter une lésion du LCA vers un orthopédiste dépend grandement de leur compétence à réaliser ces tests manuels spécifiques [46].

2.2.1.1 Tests manuels spécifiques

Trois principaux tests manuels sont utilisés par les cliniciens afin de vérifier l'intégrité du ligament croisé antérieur, soit le test du *Lachman*, le test du tiroir antérieur et le test du pivot-shift [46, 58]. Ces tests visent à évaluer la laxité articulaire du genou directement en lien avec les rôles du LCA. Durant l'exécution de ces tests, le patient est en position de décubitus dorsal sur la table d'évaluation. Ces tests sont donc essentiellement effectués en condition statique. Pour chacun des tests cliniques, le clinicien accorde un grade selon la sensation du déplacement du tibia par rapport au fémur. Pour chacun de ces

tests, le clinicien compare toujours le genou pathologique au genou controlatéral. Ceci est important afin d'éviter des résultats faux positifs étant donné que certaines personnes peuvent présenter une hyper laxité bilatérale. Les résultats de ces tests dépendent grandement de l'expérience du clinicien qui effectue la manœuvre[46], ce qui représente donc un important biais de subjectivité de l'examineur.

Le test du Lachman

Pour effectuer le test du *Lachman*, l'examineur vient fléchir légèrement le genou entre 20 ° et 30 ° et vient exercer une force antérieure sur la partie proximale du tibia (voir Figure 16). Selon la méta-analyse par Benjaminse *et coll.* 2006[58], issue de 28 études sur les tests diagnostiques du LCA, le test du *Lachman* serait le plus valide lorsque vient le temps de détecter une rupture du LCA, avec une sensibilité (pourcentage de vrai positif [59]) et une spécificité (pourcentage de vrai négatif [59]) atteignant 85 % et 94 % respectivement.

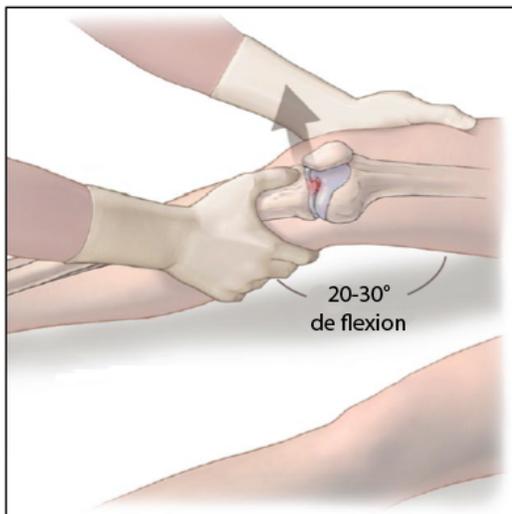


Figure 16 Test manuel du *Lachman*. Figure tirée et modifiée de Griffin *et coll.* 2000[3]

Le test du Tiroir antérieur

Le test du Tiroir antérieur est souvent utilisé par les professionnels de la santé étant donné sa facilité d'exécution. Le patient doit être positionné de manière à ce que sa hanche soit fléchie à 45 ° et le genou à 90 ° (voir Figure 17). L'évaluateur s'assoit par la suite sur le pied du patient afin de le stabiliser et vient ensuite saisir la partie proximale du tibia de ses deux mains et effectue une traction antérieure du tibia. Le test est considéré positif lorsqu'il y a un déplacement antérieur anormal du tibia par rapport au fémur. Dans certains cas, l'examineur recommencera le test en positionnant le pied en rotation externe et ensuite en rotation interne afin d'incorporer une composante rotatoire au test. La validité du test du tiroir antérieur à identifier une lésion au LCA est toutefois remise en question. En effet, même s'il obtient une sensibilité de 92 % et une spécificité de 91 % [58] lors de l'évaluation de patient ayant une lésion chronique, ces valeurs chutent à 49 % et à 58 % lors de l'évaluation de patient en stade aigu.

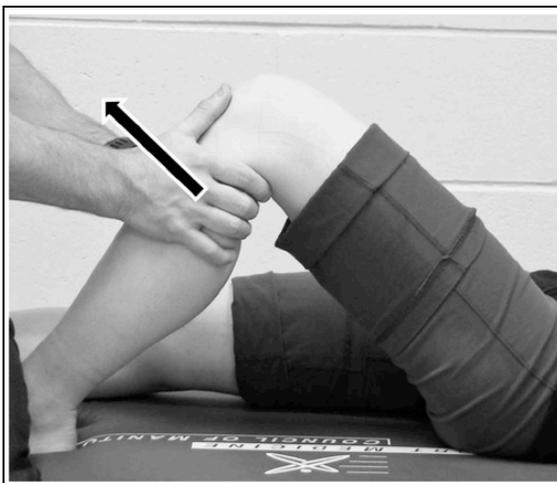


Figure 17 Photo illustrant le test du tiroir antérieur, tirée de Peeler *et coll.* 2010[46]

Le test du pivot shift

La grande limitation du test du tiroir antérieur et du *Lachman* est qu'ils évaluent uniquement une laxité articulaire unidirectionnelle. Contrairement à ceux-ci, le test du *pivot-shift* permet d'évaluer une laxité articulaire à la fois translationnelle et rotatoire. Étant donné que le principal rôle du LCA est de limiter la translation antérieure et la rotation interne du tibia par rapport au fémur, l'objectif du test est de vérifier ces deux composantes simultanément. Le test du *pivot-shift* permet donc d'évaluer l'instabilité rotatoire antérolatérale du genou[52]. Certains caractérisent ce test manuel comme étant un test dynamique, car la manœuvre comporte un déplacement de l'articulation tout en appliquant des forces et moments sur l'articulation[60]. On rapporte de nombreuses variantes dans la technique d'exécution du test [61], mais la plus fréquemment utilisée est celle décrite par Galway et MacIntosh (1980)[50], qu'ils ont nommé le *Lateral pivot-shift test*. Pour réaliser la manœuvre, l'examineur place d'abord le genou en extension complète et force une rotation interne du tibia par rapport au fémur afin d'engendrer une luxation antéromédiale du plateau tibial latéral. Par la suite, le clinicien fléchit le genou en appliquant un stress en valgus jusqu'à ce qu'il y ait une réduction du plateau tibial sous le condyle latéral entre 20° et 40° de flexion[61] (voir Figure 18). La traduction française du phénomène du *pivot-shift* est le ressaut rotatoire, cependant ce terme n'est pas utilisé en clinique.

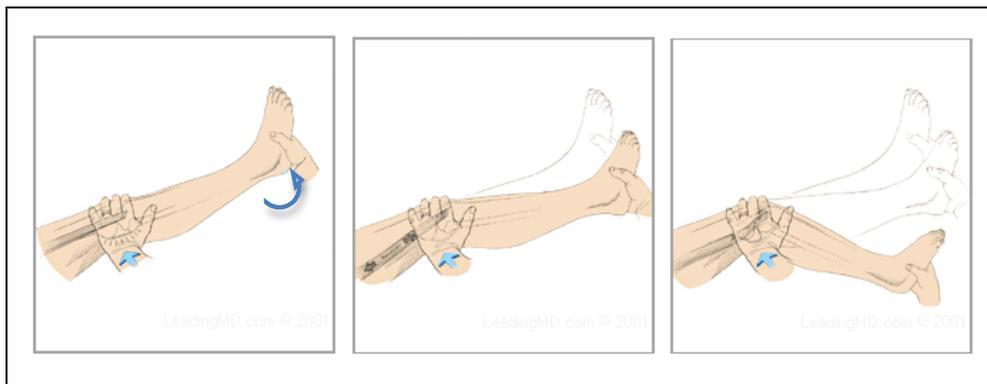


Figure 18 Manœuvre du Lateral pivot-shift. Illustrations tirées et modifiées de http://www.leadingmd.com/acl_oxfordortho/diagnosis.asp

Le test du *pivot-shift* permet donc de reproduire le symptôme de « *giving way* » dans un contexte d'évaluation clinique[52]. Ceci explique pourquoi il est sans équivoque le test présentant la meilleure valeur prédictive positive des trois tests manuels pour identifier une lésion du LCA[62]. En effet, la méta-analyse de Benjaminse *et coll.* 2006[58] a montré une spécificité moyenne atteignant 98 %. Le test obtient toutefois un très faible taux de sensibilité de 24 %. Ceci peut être attribué à la plus grande complexité à exécuter la manœuvre du *pivot-shift*[60]. Néanmoins, le test du *pivot-shift* a été identifié comme étant le meilleur indicateur du niveau d'instabilité fonctionnelle suite à une lésion du LCA[61] et suite à une reconstruction ligamentaire[63], comparativement aux autres tests manuels ou même l'utilisation d'arthromètres.

Utilisation d'arthromètres

Il est aussi possible de quantifier la laxité antéropostérieure du genou en utilisant des outils de mesure objectifs tels que les arthromètres (p.ex. KT-1000, Rolimeter). Ces instruments de mesure quantifient eux aussi la laxité articulaire dans une condition statique mais certaines études remettent en question le niveau de reproductibilité de leur mesure[64].

2.2.2 L'évaluation par imagerie médicale

De façon générale, suite à leur examen clinique, les médecins ont souvent recours à l'imagerie médicale afin d'obtenir plus d'informations sur l'état des structures du genou. Ceci leur permet à la fois de préciser leur opinion diagnostique et d'évaluer le besoin de référer leur patient vers un spécialiste.

Lorsqu'une lésion au LCA est suspectée, les examens les plus souvent prescrits sont la radiographie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). La radiographie permet principalement de vérifier s'il y eut une avulsion des sites d'insertion du ligament[6] ainsi que d'évaluer s'il y a présence d'un hématome osseux[65]. L'IRM quant à elle, permet d'évaluer l'état des tissus mous, et donc d'identifier une lésion au ligament croisé antérieur (Figure 19), et ce, avec une grande précision[66]. En effet, selon les études, la précision à détecter une rupture du LCA varie entre 93 % et 97 %[6]. De plus, cet examen d'imagerie présente un avantage supplémentaire en permettant d'évaluer la présence de lésions concomitantes aux ménisques. Cette information peut s'avérer importante dans les cas où les patients nécessiteront un traitement chirurgical. Dans certains cas isolé, un examen par tomodensitométrie (CT scan) peut aider à confirmer une atteinte au LCA, mais l'IRM reste l'examen par imagerie de routine[67].

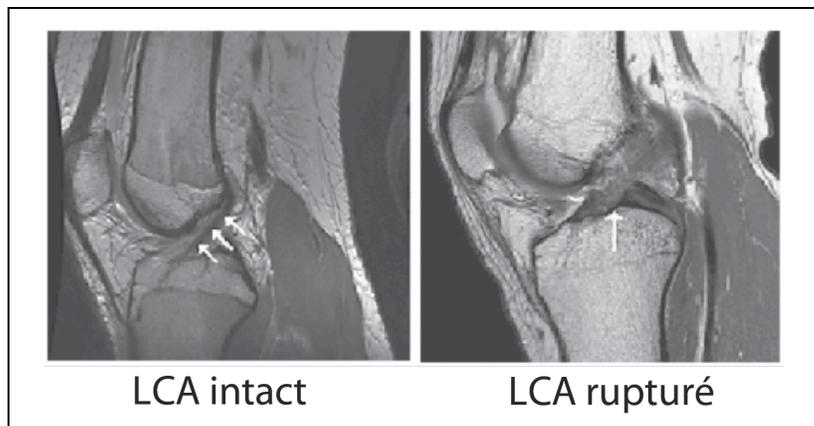


Figure 19 Image par résonance magnétique du LCA intact (gauche) et lésé (droit) tirée et modifiée de Spindler *et coll.* 2008[48]

L'imagerie médicale peut aussi s'avérer utile afin de quantifier la laxité antéropostérieure du genou. Cette pratique est toutefois presque uniquement utilisée dans le cadre de projet de recherche. En utilisant le « *Telos stress device* », il est possible de

prendre des clichés radiographiques et de mesurer le déplacement du tibia par rapport au fémur.

2.2.3 Limitations dans le processus diagnostique actuel

Différentes lacunes ont été rapportées dans le processus diagnostique actuel. D'abord, une limitation importante a été soulevée par Peeler *et coll.* (2010) dans la méthodologie des études ayant évalué la validité (précision, sensibilité et spécificité) des trois tests manuels spécifiques[46]. En effet, dans la majorité de ces études, les tests manuels ont tous été exécutés par des orthopédistes, ce qui ne reflète pas la réalité clinique. Cette même étude indique d'ailleurs que le niveau de précision et de reproductibilité de l'évaluation clinique orthopédique, à l'intérieur d'un centre de médecine sportive multidisciplinaire composé de physiothérapeutes, thérapeutes du sport, médecins généralistes et orthopédistes, serait significativement inférieur à ce qui a été précédemment rapporté. De plus, l'étude rapporte un très faible niveau de concordance entre les différents professionnels pour le choix des tests manuels spécifiques à utiliser pour évaluer l'intégrité du LCA et ce, pour un même patient. On note donc une certaine lacune dans les méthodes d'évaluation diagnostiques chez les intervenants de première ligne pour diagnostiquer une lésion du LCA.

De plus, même si les investigations par imagerie donnent des informations importantes et nécessaires aux professionnels de la santé sur l'état des structures, celles-ci présentent aussi quelques désavantages. On peut penser à la radiation qu'impliquent certains de ces examens et au fardeau économique lié à ces évaluations. De plus, tout comme les tests manuels spécifiques de l'évaluation clinique précédemment décrits dans la section 2.2.1.1, ces investigations se déroulent en condition statique et ne permettent pas d'évaluer l'impact de la blessure sur la fonction du genou.

En parallèle, la réalité clinique actuelle révèle que la grande majorité des médecins spécialistes exigent une investigation par imagerie médicale avant que les patients puissent

les consulter, et ce, même si celle-ci n'est pas toujours nécessaire. Cette pratique est malheureusement très coûteuse en temps et en argent pour la société et pour les patients. Une évaluation clinique par un orthopédiste comprenant les tests manuels spécifiques précédemment décrits est pourtant suffisante pour déterminer le besoin d'un traitement chirurgical[68].

Il semble donc y avoir un besoin important d'outiller les professionnels de la santé de première ligne de méthodes d'évaluation objectives (p.ex une évaluation biomécanique) qui serviraient d'outil d'aide à la décision en leur permettant d'identifier les patients ayant une atteinte au LCA. Cela permettrait donc de référer plus efficacement ces patients vers un chirurgien orthopédiste. L'intégration d'une évaluation biomécanique 3D du genou pourrait s'avérer une avenue intéressante pour l'aide au diagnostic (Figure 2).

2.3 Investigation de l'impact de la blessure sur la fonction du genou

2.3.1 Les questionnaires subjectifs

À ce jour, la principale façon permettant aux médecins d'évaluer l'état fonctionnel du genou est l'utilisation de questionnaires subjectifs. Ceux-ci sont toutefois surtout utilisés dans le cadre de protocoles de recherche. Le Lysholm[69], le IKDC (*International Knee Documentation Committee*)[70], le KOOS (*Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score*)[71] et le *Cincinnati Knee Rating System*[72] sont les questionnaires les plus souvent utilisés avec les patients ayant une atteinte au LCA. Ces questionnaires permettent d'évaluer de manière subjective la condition du genou (épisodes d'instabilités, douleur, blocages, limitation, etc.). D'autres questionnaires, tel que le *Tegner activity scale* et le

UCLA score, eux, visent à quantifier le niveau d'activité physique permettant ainsi d'évaluer indirectement l'impact de la blessure sur la fonction du genou. On rapporte toutefois que la fonction du genou mesurée par ces questionnaires n'est pas corrélée avec la laxité articulaire mesurée en clinique[56, 73].

2.3.2 Les évaluations fonctionnelles

On retrouve aussi, dans le domaine de la réadaptation, plusieurs autres types d'évaluations qui se disent « fonctionnelles ». En effet, ces tests visent à quantifier différents paramètres tels que la force musculaire, la proprioception ou encore la fonction globale du membre inférieur, via des tests d'habileté fonctionnelle (*hop tests*). L'objectif de ces tests fonctionnels est d'évaluer la symétrie entre le côté pathologique et le côté controlatéral. Ces tests évaluent de manière simultanée la mobilité/laxité articulaire, le contrôle neuromusculaire, la proprioception, l'agilité, la force musculaire, l'équilibre, la douleur et la confiance du patient en son genou[74]. Ce type d'évaluation donne donc une information très pertinente sur la fonction globale du patient. Cependant, les résultats tirés de ces évaluations ne permettent pas de comprendre l'impact précis de la blessure sur la fonction articulaire du genou, ce qui permettrait d'optimiser les traitements conservateurs et/ou chirurgicaux. Dans la grande majorité des cas, ces évaluations fonctionnelles sont utilisées afin de déterminer si le patient est apte à retourner à ses activités physiques après un traitement chirurgical. Si l'on retourne au paradigme du *Orthopaedic Sport Biomechanics* (Figure 1), ces tests d'habileté fonctionnelle s'intégreraient donc dans l'évaluation à long terme du traitement.

Itoh *et coll.* 1998[75] ont toutefois évalué l'efficacité de quatre tests d'habileté fonctionnels (saut à cloche pied simple, latéral, en forme de 8 et le saut vertical) à discriminer si un patient était du groupe asymptomatique (sain) ou s'il présentait une déficience au LCA. Individuellement, chacun des tests a obtenu un excellent niveau de spécificité, tous supérieurs à 95%. Toutefois, le niveau de sensibilité de chacun de ceux-ci

est très faible variant entre 42% et 68%. C'est le test du saut à cloche-pied suivant une forme de 8 qui obtient le meilleur taux de précision avec 84%. Dans 82% des cas, les patients ayant une lésion du LCA ont présenté une asymétrie fonctionnelle dans au moins un des quatre tests d'habileté. Malgré leur faible niveau de sensibilité, étant donné l'absence d'outil de mesure permettant une analyse biomécanique en clinique, seuls les tests d'habileté fonctionnelle permettent à ce jour aux cliniciens et aux physiothérapeutes de quantifier l'état fonctionnel de la jambe[74].

Ceci nous indique que ces méthodes d'investigation clinique ne sont pas suffisantes afin d'évaluer l'état fonctionnel du genou chez cette population. L'évaluation de la biomécanique du genou s'avère donc une option très intéressante afin d'obtenir une quantification objective de la fonction du genou. Des travaux de Wexler *et coll.* (1998)[7] insistent d'ailleurs sur la nécessité d'une évaluation en mouvement, non seulement pour l'évaluation précise du traumatisme, mais aussi pour le choix du traitement et l'évaluation de la progression vers le recouvrement fonctionnel de l'articulation.

2.3.2 Les évaluations biomécaniques

L'évaluation de la biomécanique du genou lors de la marche permet d'obtenir des informations pertinentes sur les déficits fonctionnels de l'articulation suite à une rupture du LCA[7]. Ce type d'évaluation permet de quantifier la cinématique et la cinétique de l'articulation, et ce, en condition dynamique et en situation de mise en charge; deux composantes absentes de l'évaluation clinique actuelle. Elle permet donc d'évaluer la fonction du genou en quantifiant de manière objective la mécanique articulaire suite à la blessure ou à un traitement. Étant donné que l'évaluation biomécanique est faite en mouvement et en mise en charge, ceci permet de prendre en compte les adaptations neuromusculaires adoptées par les patients afin de pallier à la blessure. Cet aspect n'est

d'ailleurs pas considéré lors de l'évaluation clinique orthopédique ou lors de l'évaluation par imagerie médicale. La mesure quantifiée des mouvements 3D du genou suite à une blessure au LCA représente donc un atout important et complémentaire aux tests cliniques actuels [76].

2.3.2.1 Limites de l'évaluation biomécanique

La majorité des études portant sur l'évaluation biomécanique du genou suite à une lésion du LCA se limite au plan sagittal. En effet, les outils habituellement utilisés pour l'évaluation de la cinématique du genou ne permettent pas d'enregistrer avec précision les mouvements en 3D, en raison des mouvements parasites de la peau par rapport aux os sous-jacents. Les valeurs élevées des écarts-types et la variabilité de mesure de ces études démontrent la difficulté et l'inconstance dans l'enregistrement des rotations dans le plan frontal et transverse durant la marche[76]. Lors de l'analyse, l'erreur de mesure engendrée implique que les petits angles de rotation, tels que la rotation tibiale interne/externe et l'abduction/adduction du genou, peuvent difficilement être considérés. Par conséquent, de nombreuses études se sont intéressées aux adaptations biomécaniques du genou dans le plan sagittal. En effet, afin de limiter l'impact de la laxité antéropostérieure durant la marche, différents mécanismes compensatoires ont été rapportés chez les patients ayant une lésion du LCA. Toutefois, étant donné le rôle prépondérant du LCA à contrôler une stabilité articulaire 3D du genou[77], particulièrement la rotation tibiale interne[37, 78], il est primordial d'évaluer la biomécanique du genou en 3D[79, 80].

2.4 Problématique

Tel que présenté, l'évaluation clinique actuelle permet d'évaluer adéquatement la laxité articulaire du genou et l'état structurel du LCA. L'examen clinique présente

cependant quelques limitations en ce qui concerne l'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction de l'articulation et le processus diagnostique.

En effet, les informations obtenues sur la condition du genou proviennent d'investigations réalisées dans des conditions statiques, que ce soit l'évaluation clinique orthopédique ou par l'imagerie médicale. De plus, la faible corrélation des tests cliniques avec les questionnaires subjectifs[81, 82] et avec les évaluations fonctionnelles[57, 83] nous indique que l'investigation clinique actuelle n'est pas adéquate pour évaluer l'impact de la blessure sur la fonction du genou. Étant donné qu'aucune investigation ne se déroule en situation de mise en charge, les cliniciens n'ont aucune information sur les compensations adoptées par les patients afin de contrebalancer les forces et les moments qui agissent sur l'articulation. Il est donc apparent qu'une évaluation de la biomécanique 3D du genou puisse apporter des informations complémentaires à l'investigation clinique actuelle.

Les études antérieures ont d'ailleurs démontré que l'évaluation biomécanique du genou via l'analyse de la marche permet d'obtenir une information adéquate sur la fonction du genou en condition dynamique. Il a été démontré que les patients adaptent leurs patrons de marche afin de limiter les translations antéropostérieures pouvant engendrer une instabilité articulaire. Étant donné la mécanique articulaire du genou, et le rôle que joue le LCA dans la stabilité de l'articulation, il est primordial d'évaluer la biomécanique du genou en 3D[79, 80]. En effet, on sait que c'est l'instabilité rotatoire qui est corrélée avec la fonction globale du genou et qui est un indicateur de la nécessité d'une reconstruction chirurgicale. Le symptôme du *giving way* est d'ailleurs le plus important symptôme rapporté par les patients. Seul le test manuel du *Lateral Pivot-shift* permet de simuler une condition de mise en charge et en mouvement afin d'évaluer l'instabilité rotatoire du genou. À ce jour, aucune étude n'a étudié comment les patients ayant une déficience du LCA

adaptent leurs patrons de marche afin de compenser pour cette instabilité rotatoire. Même si l'investigation par imagerie médicale possède une bonne précision, le développement de mesures quantitatives de la stabilité rotatoire in vivo durant le mouvement humain est une importante étape future dans l'évaluation des patients[76]. Cette information est de plus grande importance étant donné l'objectif principal des traitements conservateurs et chirurgicaux à rétablir une stabilité et une fonction articulaire adéquate. Il est indispensable de bien comprendre l'impact de la lésion sur la mécanique et la fonction du genou, et ce, en trois dimensions. Cependant, aucune méthode de mesure non invasive et précise n'est actuellement disponible[76].

Finalement, un problème important réside aussi dans la capacité des intervenants de première ligne à bien identifier une atteinte au LCA. Quoique l'évaluation orthopédique soit standard, le niveau de sensibilité et de spécificité des tests manuels spécifiques est remis en question lorsque l'examen est pratiqué par des professionnels autres que les orthopédistes. Étant donné le niveau d'expérience limité, et/ou la difficulté à exécuter les tests manuels, certains intervenants de première ligne ne prodiguent pas l'ensemble de l'investigation[46]. Étant donné les répercussions cliniques de la lésion, il est d'une grande importance socioéconomique de bien pouvoir diagnostiquer une lésion au LCA[58]. On note donc un besoin de développer des outils ou des méthodes d'évaluations objectives qui pourraient servir d'aide à la décision diagnostique pour les cliniciens. Ceci pourrait faciliter la décision à référer les patients susceptibles de présenter une lésion au LCA à un orthopédiste. Étant donné que l'analyse biomécanique du genou s'avère pertinente pour quantifier les compensations et/ou déficits biomécaniques associées à la lésion du LCA, elle représente donc une investigation intéressante avec un potentiel d'aide au diagnostic. Malgré les nombreux bénéfices cliniques déjà répertoriés dans la littérature scientifique de l'analyse biomécanique lors de la marche, celle-ci est encore loin d'être intégrée dans l'évaluation clinique. Ceci peut être expliqué par le fait que les méthodes d'analyse des

résultats découlant de cette investigation sont chronophages et requièrent habituellement l'opinion d'un expert. Il existe donc un besoin d'outiller les cliniciens d'une méthode objective et automatique qui permettra d'identifier des patrons biomécaniques de patients ayant une lésion du LCA.

2.5 Objectifs de l'étude

La présente thèse a pour objectif général de démontrer la valeur ajoutée du domaine de la biomécanique dans (1) l'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction articulaire du genou et (2) l'aide au diagnostic. Ces deux champs d'application pourront donc s'ajouter au paradigme du *Orthopaedic sport biomechanics*, tel qu'illustré par la Figure 2. Les objectifs spécifiques du projet sont :

- Obj.1) D'investiguer les patrons biomécaniques 3D du genou lors de la marche afin d'évaluer comment les patients ayant une déficience du LCA adaptent leur biomécanique pour pallier à l'instabilité rotatoire du genou.

- Obj.2) Développer une méthode de classification pouvant différencier les patrons biomécaniques de patients ayant une atteinte au LCA de participants sains asymptomatiques, et ce, de manière objective et automatique. Cela afin de développer ultérieurement un outil d'aide au diagnostic.

2.6 Hypothèses de recherche

2.6.1 Hypothèse #1

La première hypothèse de recherche porte sur l'apport d'une évaluation biomécanique dans l'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction articulaire 3D du genou. Nous proposons que les patients présentant une rupture du ligament croisé antérieur préviendront l'instabilité rotatoire antérolatérale du genou en adoptant un patron de marche que nous avons intitulé : *pivot shift avoidance gait*. Les patients adopteront ce patron de marche compensatoire en (1) réduisant de manière significative le moment de rotation interne au genou et en (2) maintenant une flexion du genou significativement plus grande lors de la fin de la phase d'appui du cycle de marche. Cette compensation biomécanique permettraient d'éviter une condition mimant le début de la manœuvre du test manuel du *Lateral pivot shift*, qui vise à engendrer une luxation antéromédiale du plateau tibial latéral (communément appelée instabilité rotatoire antérolatérale).

De plus, étant donné que l'instabilité rotatoire du genou est plus souvent rapportée durant des activités exigeantes, nous posons comme hypothèse secondaire que les patients ayant une lésion du LCA ne pourront adopter cette stratégie compensatoire biomécanique pour prévenir une condition d'instabilité rotatoire aussi efficacement durant une condition de marche rapide comparativement à une condition de marche confortable.

2.6.2 Hypothèse #2

La deuxième hypothèse du projet de recherche porte sur le potentiel d'utiliser une évaluation biomécanique du genou comme outil d'aide au diagnostic pour les ruptures du LCA. Nous proposons que les patients ayant une rupture du LCA présenteront des caractéristiques spécifiques dans leur biomécanique tridimensionnelle du genou, ce qui

permettra de les classier de manière automatique et objective. De plus, nous supposons que ce classificateur obtiendra un haut niveau de précision ainsi qu'un haut taux de spécificité et de sensibilité.

Chapitre 3 Recension des écrits

3.1 Introduction

Une certaine synergie existe déjà entre le domaine de la biomécanique et celui de l'orthopédie en ce qui a trait à l'évaluation de problèmes au genou. Afin de mieux comprendre ce que la présente thèse apporte de nouveau à l'importante littérature existante en lien avec le LCA et le paradigme du *Orthopaedic Sport Biomechanics*, il est incontournable de passer en revue différents aspects. Tout d'abord, une bonne compréhension des méthodes disponibles pour l'évaluation de la biomécanique 3D du genou permettra de préciser la méthodologie à employer pour répondre aux objectifs du projet. En deuxième temps, il sera nécessaire de faire une recension des études qui se sont intéressées à l'impact de la blessure du LCA sur la fonction du genou. Le LCA représente l'une des structures du système musculosquelettique les plus fréquemment étudiées et continue à stimuler de nombreux débats pour les chercheurs et chirurgiens orthopédistes[5]. Ceci est d'autant plus vrai pour les études qui se sont intéressées à l'impact de la lésion du LCA sur la biomécanique du genou. Finalement, on note une nouvelle tendance dans le domaine de la biomécanique à utiliser des méthodes de classification automatique afin de distinguer de manière objective des patrons biomécaniques associés à une pathologie spécifique. Ces méthodes présentent donc un potentiel très intéressant comme outil d'aide au diagnostic qui sera d'ailleurs revu à l'intérieur de ce chapitre.

3.2 Les méthodes d'évaluation de la biomécanique du genou

Les études de Muybrige en 1879 ont été dans les premières à quantifier le mouvement humain grâce à l'utilisation de clichés photographiques[84]. Évidemment, l'analyse du mouvement pour identifier des changements biomécaniques associés à une

pathologie a beaucoup évolué depuis l'utilisation de mesures quasi statiques de l'amplitude de mouvement[85].

De manière générale, les méthodes d'acquisition du mouvement humain consistent à enregistrer le déplacement de marqueurs (actifs ou passifs) positionnés sur les segments du corps à l'aide d'un système d'acquisition de mouvement. Il existe actuellement de nombreux systèmes d'acquisitions sur le marché qui sont basés sur différentes technologies (p. ex. optoélectronique, électromagnétique, par ultrason, électrogoniométrie, accélérométrie, etc.). Actuellement, la méthode standard consiste à positionner des marqueurs directement sur la peau [86] en se basant sur des repères anatomiques précis (voir Figure 20). Ces marqueurs passifs réfléchissent un spectre de lumière rouge émis et enregistré par des caméras. On parle ici de systèmes optoélectroniques tels que le système VICON (Oxford Metrics, Oxford, UK).



Figure 20 Exemple d'un positionnement de marqueurs réfléchissant pour une analyse de la biomécanique du genou. Image tirée de Koh *et coll.* 2005[76]

Un premier désavantage de cette méthode est lié à l'importante variabilité intra et inter juges dans l'identification des repères anatomique[87], ce qui affecte inévitablement la mesure de la cinématique. La plus importante limitation de cette méthode réside toutefois dans le mouvement résiduel entre la peau et les os sous-jacent, engendrant des erreurs de mesures considérables. En effet, plusieurs auteurs se sont intéressés à ce phénomène connu sous le nom de *skin-motion artefacts* ou de *soft tissue artefacts*. Des études fluoroscopiques ont d'ailleurs illustré l'important déplacement des marqueurs collés sur la peau par rapport aux os sous-jacents durant un simple mouvement de flexion/extension sans mise en charge (entre 2 et 17 mm rms, voir Figure 21)[88]. D'autres études ont démontré l'écart significatif entre les mesures cinématiques obtenues en utilisant des marqueurs collés sur la peau et le mouvement réel des os[89-92]. L'ampleur de ces artefacts est parfois aussi grande que l'amplitude de mouvement de l'abduction/adduction et de la rotation tibiale, ce qui limite les conclusions pouvant être tirées des analyses dans ces plans anatomiques[89].

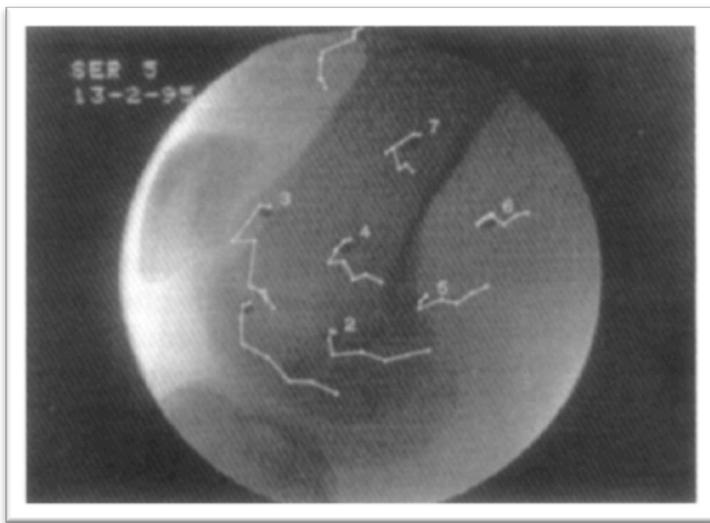


Figure 21 Image fluoroscopique (vue latérale du genou) démontrant le déplacement de marqueurs collés directement sur la peau lors d'un mouvement de flexion/extension du genou. Tiré de Sati *et coll.* 1996[88]

Afin de pallier aux problèmes reliés au *soft tissue artefact*, plusieurs approches ont été proposées par la communauté scientifique. Celles-ci peuvent être divisées selon quatre techniques soit, les systèmes de fixation interne de marqueurs, l'imagerie médicale, les algorithmes de compensation pour la déformation des marqueurs et finalement les systèmes de fixation externe de marqueurs.

3.2.1 Systèmes de fixation interne de marqueurs

La méthode la plus précise afin d'enregistrer les déplacements 3D des os du genou durant la marche est sans équivoque l'utilisation de systèmes de fixation interne de marqueurs. Cette technique d'acquisition nécessite la fixation d'une tige intra corticale sur la partie distale et latérale du fémur entre la bandelette iliotibiale et le vaste externe des quadriceps et d'une deuxième tige sur la partie proximale et latérale du tibia près de la tubérosité tibiale antérieure (voir Figure 22). Ces tiges intra corticale sont munies de triades de marqueurs réfléchissant afin de suivre leurs déplacements. De nombreux auteurs ont utilisé cette méthode afin de mieux comprendre la cinématique articulaire de participants asymptomatiques[24, 90, 92, 93].

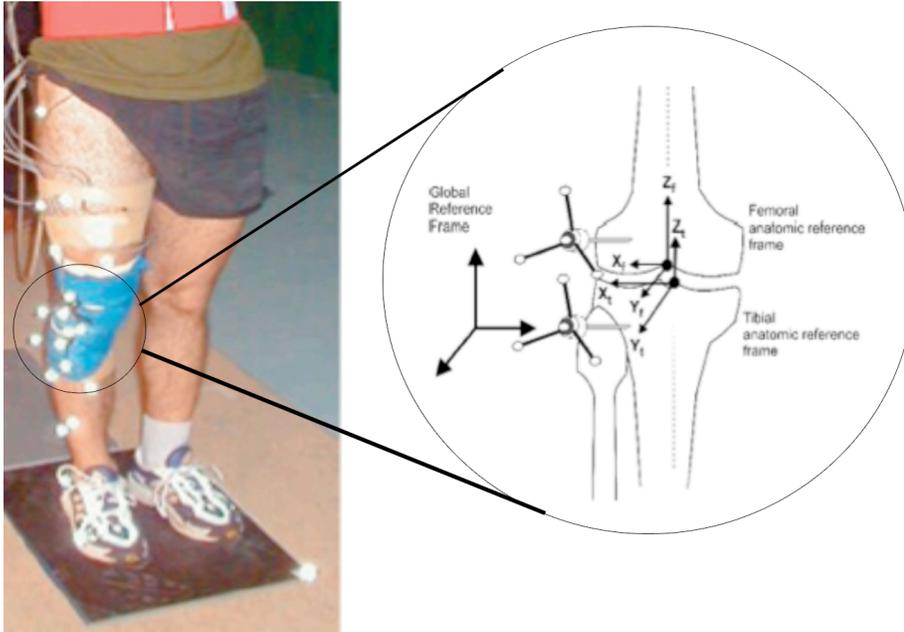


Figure 22 Participant muni d'un système de fixation interne de marqueurs (tiges intracorticales). Photo et illustration tirées et modifiées de Benoit *et coll.* 2007 [90]

Il va sans dire que cette méthode est extrêmement invasive. Certains auteurs ont eux proposé d'utiliser des systèmes de fixation interne minimalement invasifs tels que les systèmes de fixation percutanée[94, 95] (voir Figure 23). Ces systèmes ont cependant été utilisés principalement afin d'étudier uniquement les mouvements du tibia.

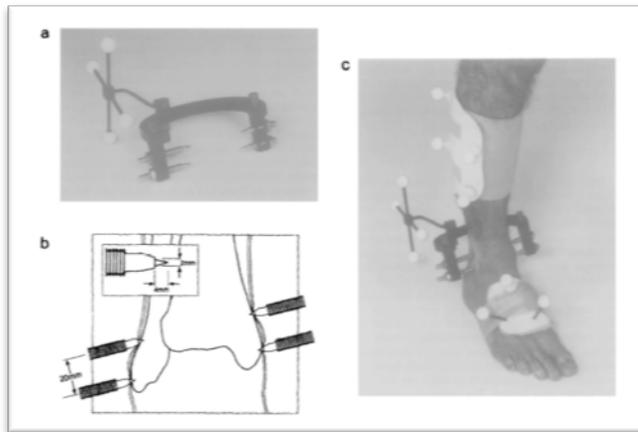


Figure 23 Système de fixation de marqueur percutané. Illustration tirée de Holden *et coll.* 1997[94]

Pour des raisons éthiques et étant donné la difficulté à recruter des participants consentants à ce protocole, il est impossible de mener à terme un projet de recherche clinique avec un «*n*» suffisamment grand pour démontrer l'apport du domaine biomécanique dans l'orthopédie en utilisant ce système de fixation. L'utilisation en milieu clinique de ces systèmes serait évidemment non concevable.

3.2.2 Méthodes utilisant l'imagerie médicale

Étant donné la grande précision de l'imagerie médicale à pouvoir identifier la position des os, plusieurs approches ont été développées pour quantifier les mouvements du genou. On peut d'abord penser à l'utilisation de l'analyse roentgen stéréo photogrammétrique (RSA) afin de définir des systèmes de coordonnées anatomique sur les os. On note cependant le besoin d'implanter des marqueurs radio opaques afin de suivre le mouvement réel des repères anatomiques, ce qui rend cette méthode elle aussi invasive.

Certains auteurs ont utilisé une combinaison de deux techniques d'imagerie médicale afin de mesurer les rotations et déplacements du genou[96, 97]. Cette méthode consiste à d'abord faire une reconstruction 3D des os du genou grâce à une acquisition d'images par résonance magnétique (Figure 24a). Par la suite, il est possible d'enregistrer les mouvements du genou à l'aide d'un système de fluoroscopie biplan durant une tâche fonctionnelle (p.ex. fente avant ou la marche) (Figure 24b). Finalement, par un recalage des images radiographiques et du modèle osseux (Figure 24c), il est possible de quantifier la biomécanique 3D du genou. L'IRM dynamique a aussi permis de mesurer la cinématique 3D in vivo du genou. Certaines études ont même incorporé un montage expérimental permettant de mettre la jambe en charge afin de mieux quantifier l'impact d'une blessure ligamentaire au genou[98, 99].

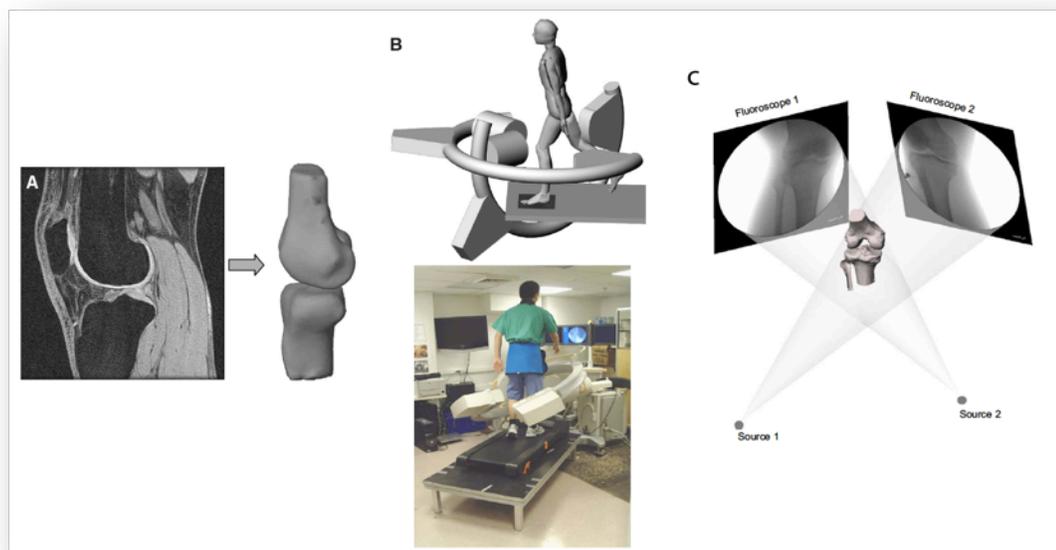


Figure 24 Processus d'acquisition du mouvement 3D du genou en utilisant l'imagerie médicale. A) acquisition par IRM permettant une reconstruction 3D des os du genou, B) acquisition du mouvement par fluoroscopie double orthogonale et C) schéma démontrant la reconstruction 3D du genou en recalant les images de l'IRM sur les contours des os. Figure créée d'illustrations tirées de DeFrate *et coll.* 2006 [96] et Kozanek *et coll.* 2009[97]

L'utilisation de l'imagerie médicale ne permet généralement que l'analyse du mouvement quasi statique et/ou elle restreint de manière considérable la tâche fonctionnelle à analyser étant donné le champ de vision des appareils, ce qui ne permet pas une investigation complète adéquate[90]. De plus, étant donné l'irradiation, certaines de ces méthodes sont aussi considérées comme étant invasives. Les protocoles d'analyse du mouvement utilisant l'imagerie médicale ou les systèmes de fixation de marqueurs internes présentent donc des limitations trop importantes pour être intégrés au processus d'évaluation clinique.

3.2.3 Algorithmes de compensation pour la déformation des marqueurs

D'autres groupes de recherche ont concentré leurs efforts sur l'optimisation de la méthode conventionnelle de l'analyse du mouvement utilisant des marqueurs apposés directement sur la peau. Afin de minimiser l'artéfact de mouvement entre la peau et les os sous-jacent, différents algorithmes permettant de compenser pour la déformation des groupes de marqueurs[100-102]. Cependant, étant donné que ces méthodes récupèrent le mouvement de chacun des segments séparément, l'artéfact de mouvement peut engendrer des mesures de mouvements non réalistes à l'articulation[86]. Pour pallier à cette limitation, certains auteurs ont proposé d'imposer des contraintes articulaires (sphérique et rotoïde) pour déterminer les mouvements des segments. Cependant, les travaux de Andersen *et coll.* 2010[86] démontrent que ces modèles ne permettent pas de réduire le *soft tissue artefact* dans le cadre de protocole utilisant des groupes de marqueurs collés directement sur la peau.

3.2.4 Les systèmes de fixation externe de marqueurs

Contrairement aux systèmes de fixation interne de marqueurs, les systèmes de fixation externe ne sont pas invasifs étant donné que leur installation ne requiert aucun passage à travers la peau. Il existe deux principales catégories de dispositif, soit des orthoplastes rigides (plaques) servant à installer des groupes de marqueurs, et des dispositifs (exosquelette) pouvant s'attacher aux segments sur lesquels ont apposé les marqueurs. Étant donné la simplicité de la méthode, et les faibles coûts associés, l'utilisation d'orthoplastes rigide est très populaire. Cette méthode est connue sous le nom de *Cleveland Clinic marker set*. La méthode utilisée pour fixer ses orthoplastes sur les segments varie malheureusement de manière considérable d'un laboratoire à un autre. La Figure 25 montre d'ailleurs deux dispositions différentes de cette même technique. Certains protocoles ont aussi modifié cette méthode en utilisant des tiges pour projeter un marqueur au niveau du genou et du milieu du tibia. Cette technique porte le nom de *Helen Hayes marker set*.

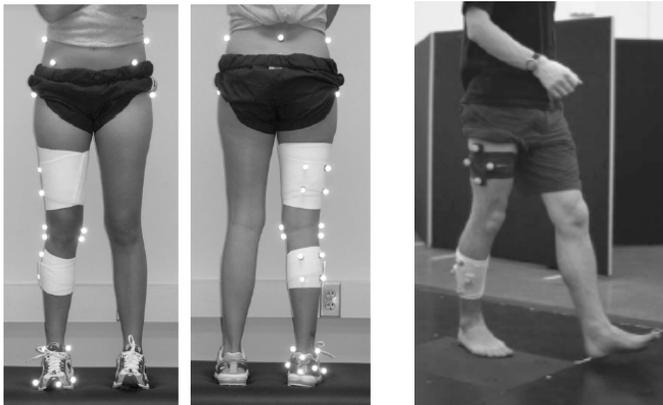


Figure 25 Exemple de protocole biomécanique utilisant des orthoplastes rigides afin de fixer des groupes de marqueurs. Photos de gauche tirées de Butler *et coll.* 2009[103] et photo de droite tirée de Beynnon *et coll.* 2006[104]

Il a été démontré que plusieurs facteurs peuvent influencer le niveau de précision de la mesure, tel que le positionnement des orthoplastes sur le segment, la méthode pour fixer l'orthoplaste sur la jambe et si l'orthoplaste est sécurisé (enveloppé) ou non[95]. Les travaux de Manal *et coll.* 2000 ont démontré, en comparant aux mesures obtenues à l'aide d'un système percutané, que la configuration de marqueurs obtenant la plus faible erreur de mesure était le *Cleveland Clinic marker set* où l'orthoplaste n'était pas sécurisé. Cependant, même avec cette configuration de marqueurs, les résultats montrent une précision de $\pm 4^\circ$ pour la rotation tibiale, ce qui est non négligeable étant donné la faible amplitude de mouvement dans le plan transverse. Le niveau de reproductibilité de la cinématique 3D du genou entre les cycles de marche obtenu en utilisant cette configuration a démontré des résultats satisfaisants avec des coefficients de corrélation multiple ajustés de 0.99, 0.86 et 0.81 dans le plan sagittal, frontal et transverse respectivement[105]. Toutefois, une étude menée par Ferber *et coll.* (2002)[106] utilisant aussi cette configuration « optimale » a démontré un faible niveau de fidélité test-retest (entre deux jours) en obtenant pour plusieurs variables cinématiques des coefficients de corrélation intraclasse inférieurs à 0.75, ce qui est considéré comme étant le seuil acceptable[107]. Cette même étude a toutefois démontré un bon niveau de fidélité test-retest à l'intérieur d'une même journée en obtenant des coefficients supérieurs à 0,86. Le niveau de précision de la mesure dans le plan transverse reste cependant une limitation importante surtout pour l'évaluation biomécanique de patient ayant une déficience du LCA.

Finalement, certains auteurs se sont penchés sur le développement d'exosquelettes pour réduire les mouvements parasites entre la peau et les os. Ces exosquelettes permettent la fixation de marqueurs (actifs ou passifs) ou même d'accéléromètres et gyroscope de manière quasi rigide sur les segments. Différents modèles d'exosquelette ont été proposés dans la littérature (voir Figure 26).

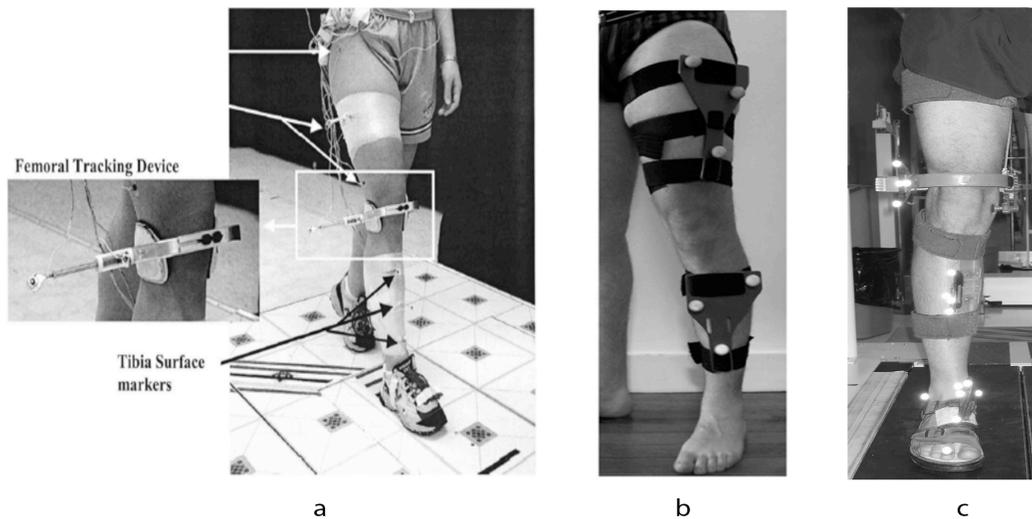


Figure 26 Figure illustrant trois différents exosquelettes proposés dans la littérature : système « a » de Houck *et coll.* 2004 [108], système « b » de Marin *et coll.* 1999 [109] et le système « c » de Sati *et coll.* 1996 [110]

L'étude de Südhoff *et coll.* (2007)[111] s'est intéressé à comparer la stabilité de différents exosquelettes (système de Marin *et coll.* (1999)[109]), système de Sati *et coll.* (1996)[110] et système de Goujon[112]) en se basant sur des mesures radiologiques lors de mouvement de flexion en mise en charge. Les auteurs ont démontré que le système développé par Sati *et coll.* (1996) (Figure 26c) était le plus stable des trois exosquelettes évalués. Ce système, aujourd'hui commercialisé sous le nom de système KneeKG, a été développé au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de l'École de technologie supérieure (ETS) situé au Centre de recherche du CHUM (CRCHUM) de l'hôpital Notre-Dame, Montréal, Canada. Cet exosquelette est composé de parties fémorale et tibiale auxquelles il est possible de fixer des marqueurs actifs ou passifs, ou tout autre capteur d'enregistrement du mouvement, tels que des accéléromètres triaxiaux et gyroscopes. La conception de ces composantes a été réalisée suite à des études anatomiques et à l'évaluation des régions qui présentent le moins de mouvement des tissus mous et de la

peau autour du genou[110]. La partie fémorale comprend trois points de contact au niveau du genou (Figure 27) soit deux qui reposent au-dessus des condyles fémoraux et un sur le condyle médial du fémur. Une bande de velcro vient sécuriser le système sur la partie proximale de la cuisse. Les orthoplastes supra condyliaires sont munis de ressorts afin de compenser pour les dilatations des muscles et des tissus mous [113] et sont reliés par une arche rigide (différentes grandeurs sont disponibles). La partie tibiale est composée d'une plaque rigide que l'on positionne sur la face antérieure médiale du tibia étant donné que cette région est dépourvue de muscles. Cette plaque est sécurisée par deux bandes de velcro qui entourent la jambe au-dessus et en dessous du ventre des muscles gastrocnémiens (Figure 26c), ce qui permet de limiter l'effet de la contraction musculaire sur le mouvement du tibia.

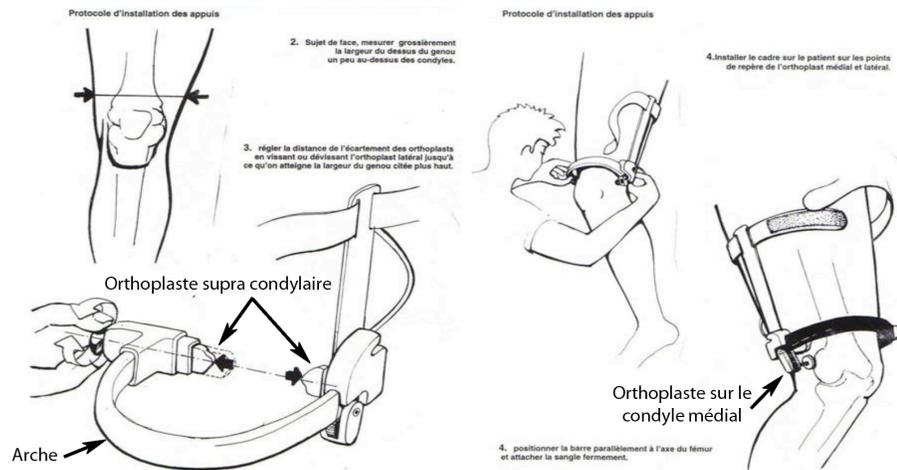


Figure 27 Photos illustrant les composantes de la partie fémorale du système d'attache KneeKG.

Cet exosquelette est le fruit de plusieurs années de recherche, autant sur sa validité que sur son utilisation en milieu clinique. Des études fluoroscopiques [110, 113] ont d'abord été menées afin d'évaluer la capacité du système à réduire le *soft tissue artefact*

durant un mouvement de flexion/extension. Les auteurs ont pu déterminer qu'une excellente précision de mesure des rotations dans le plan frontal et transverse atteignant des valeurs respectivement de $0,4^\circ$ et $2,3^\circ$. Une étude par Fuentes *et coll.* (2005)[105] a par la suite démontré que les mesures de la cinématique 3D du genou obtenues lors d'un enregistrement de marche présentent un excellent niveau de reproductibilité. En effet, les coefficients de corrélations multiples obtenues dans le plan sagittal, frontal et transverse s'élèvent à 0.99, 0.92 et 0.87 respectivement. De plus, la fidélité de mesure intra et inter évaluateur s'avère excellente avec des coefficients intra classe (ICC) variant entre 0,88 et 0,94[114].

Finalement, le système KneeKG a déjà démontré son efficacité dans le cadre de différentes études cliniques. Il a d'abord été utilisé afin d'évaluer l'effet du port d'orthèses plantaires pour un traitement au niveau du genou[115]. De plus, l'exosquelette a également été utilisé afin d'évaluer des équipements sportifs qui ont comme but de diminuer les blessures au LCA[116]. Son utilisation a aussi démontré être assez sensible[117] pour évaluer l'impact de traitements de physiothérapie chez une population atteinte d'arthrose au genou[118]. Une étude ayant évalué plus de 303 participants a enfin permis de démontrer sa capacité à être utilisé en milieu clinique[119].

Définition des axes

Dans le cadre de l'ensemble des études de validation et d'applications cliniques, la *FP method* (Functional and postural method) décrite par Hagemester *et coll.* (2005) [120], a été utilisé afin de déterminer les systèmes d'axes de chacun des segments. Ces systèmes d'axes permettent le calcul des différents paramètres biomécaniques. Étant donné que cette méthode de calibrage limite les interventions nécessaires par l'évaluateur (c.-à-d. l'identification de repères anatomiques), la *FP method* obtient un excellent niveau de reproductibilité des paramètres cinématiques 3D du genou à la fois intra et inter évaluateurs. Ceci est d'autant plus important sachant qu'il a été démontré que de petites

déviations dans la détermination des systèmes d'axes engendrent d'importantes modifications dans les résultats de la cinématique du genou[121]. La *FP method* sera décrite plus en détail dans la méthodologie présentée au Chapitre 4.

Étant donné l'importante littérature scientifique sur le KneeKG, ce système semble donc adéquat pour évaluer l'impact d'une rupture du LCA sur la biomécanique 3D du genou lors de la marche.

3.3 Impact d'une lésion du LCA sur la fonction du genou

Étant donné qu'une analyse de la biomécanique du genou permet de décrire la fonction du genou, cela permet de mieux comprendre l'impact d'une blessure sur le comportement de l'articulation[13]. Certaines études se sont intéressées aux compensations biomécaniques adoptées par les patients afin de stabiliser l'articulation tandis que d'autres études ont évalué les déficits biomécaniques liés au rôle du ligament lésé. Il reste toutefois très difficile de déterminer avec certitude si les changements identifiés dans la biomécanique 3D du genou sont liés à des compensations ou à des déficits.

3.3.1 Mécanismes de compensations biomécaniques

La littérature scientifique est déjà très riche en informations sur les compensations biomécaniques propres aux patients ayant une lésion du LCA. Il semble toutefois ne pas y avoir de consensus établi concernant les compensations et déficits biomécaniques, autant au niveau de la cinématique que des moments articulaires au genou, qui seraient caractéristiques de cette lésion ligamentaire[122]. Il est d'ailleurs suggéré que différents mécanismes de compensation biomécanique pourraient être adoptés par la population atteinte d'une lésion du LCA[123]. En effet, on retrouve différentes stratégies

compensatoires visant à stabiliser l'articulation du genou durant la marche telle que, le *quadriceps avoidance gait*, le *Hamstring facilitation* et la co-contraction musculaire.

3.3.1.1 La stratégie du quadriceps avoidance gait

L'étude menée par Berchuck *et coll.* 1990[124] à montré que 75 % des patients évalués ayant une déficience du LCA (ACL D) ne présentaient pas un patron du moment fléchisseur/extenseur au genou d'allure bi phasique. En effet, cette grande majorité des patients marchait de manière à éviter un moment de flexion externe durant la phase de chargement et le milieu de la phase d'appui (Figure 28). Un moment fléchisseur externe au genou tend à engendrer une flexion du genou. Étant donné que ceci nécessite une contraction des muscles extenseurs du genou afin de contrebalancer ce moment de flexion, il a été proposé que les patients ACL D adoptaient une démarche visant à limiter la contraction des quadriceps durant le milieu de la phase d'appui. Ce mécanisme semble biomécaniquement logique étant donné qu'une contraction des quadriceps engendre un déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur. Plusieurs autres études [7, 28, 125, 126] ont supporté la présence du *quadriceps avoidance gait* chez les patients ayant une rupture du LCA, en démontrant une réduction significative ou même une absence du moment fléchisseur externe.

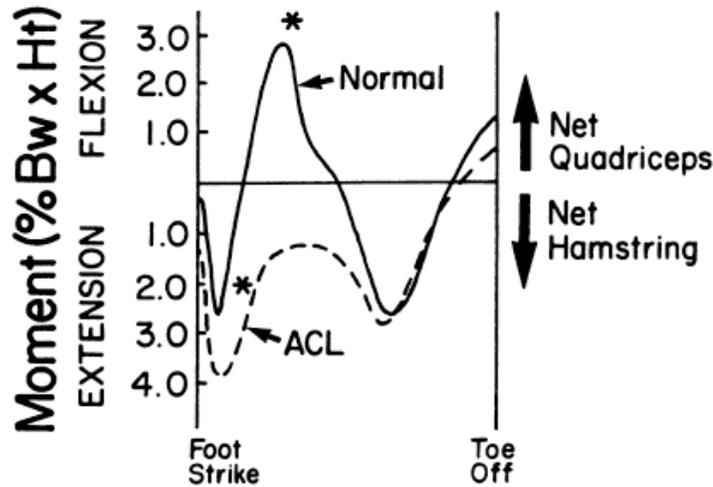


FIG. 1

Figure 28 Illustration démontrant le *Quadriceps avoidance gait*, marqué par l'absence d'un moment fléchisseur durant le milieu de la phase d'appui. Image tirée de Berchuck *et coll.* 1990 [124]

Le phénomène du « quadriceps avoidance gait » soulève cependant une controverse importante. En effet certains auteurs réfutent même la présence de ce mécanisme de compensation[122, 127, 128]. Même si une étude récente rapporte une diminution de l'action musculaire des quadriceps durant la phase d'appui[129], les résultats électromyographiques de nombreuses études antérieures démontrent cependant le contraire[55, 122, 130, 131]. Ces résultats pourraient signifier que le *quadriceps avoidance gait* ne peut être expliqué par une simple réduction de l'activité musculaire des quadriceps, mais plutôt par un mécanisme neuromusculaire complexe qui assurerait la stabilité articulaire[132]. Certains auteurs[7, 124, 126] proposent que cette diminution ou absence du moment fléchisseur puisse être associée à une diminution de l'angle de flexion du genou durant la phase d'appui. D'autres études avancent que ce changement biomécanique serait relié à une augmentation du moment externe fléchisseur de la hanche[123, 126, 133], ce qui diminuerait la tension et la force dans les quadriceps. Les patients seraient en mesure d'effectuer cette compensation en fléchissant davantage le tronc vers l'avant.

Finalement, Roberts *et coll.* (1999)[122] ont émis l'hypothèse que la méthodologie employée pour calculer les moments articulaires au genou puisse expliquer la présence ou non du *quadriceps avoidance gait*. Les auteurs ayant rapporté ce phénomène utiliseraient des modèles de liaison simple assumant un mouvement unidimensionnel du genou, tandis que les études plus récentes utiliseraient les angles d'Euler et une analyse tridimensionnelle[133].

3.3.1.2 La stratégie du *hamstring facilitation*

La deuxième stratégie de compensation rapportée dans la littérature afin de stabiliser le genou consiste en l'augmentation de l'activité musculaire des muscles des ischio-jambiers (*Hamstring facilitation*). Encore une fois, ceci paraît biomécaniquement logique étant donné que les ischio-jambiers jouent un rôle agoniste au LCA en effectuant une traction postérieure du tibia par rapport au fémur. Plusieurs études ayant mesuré l'activité musculaire via l'électromyographie démontrent d'ailleurs une augmentation de la durée et de l'amplitude des contractions de ces muscles fléchisseurs[55, 122, 129, 130]. Plus spécifiquement de nombreuses études confirment que le muscle du biceps fémoris est synergiste au rôle du LCA[134, 135]. Cette stratégie combinée à une augmentation de la flexion du genou semble être de plus en plus acceptée par la communauté scientifique comme phénomène compensatoire [123].

3.3.1.3 La stratégie de co-contraction

Finalement, une dernière stratégie qui permettrait aux patients ACLD de stabiliser leur genou est la co-contraction musculaire[55, 129, 136, 137]. Une contraction simultanée des quadriceps et des ischios-jambiers vient limiter la mobilité et l'instabilité de l'articulation. Cette stratégie est d'ailleurs aussi rapportée dans la littérature chez des patients présentant d'autres pathologies telles que la gonarthrose[138]. Étant donné que la

co-contraction augmente les forces intra-articulaires, une conséquence potentielle néfaste de cette stratégie est qu'elle pourrait accélérer l'usure du cartilage[129].

3.3.2 Déficiences biomécaniques en lien avec le rôle du LCA

Tel que mentionné dans la section 2.3.2.1 (Limites de l'évaluation biomécanique), étant donné la précision de mesure des méthodes d'analyse du mouvement, la grande majorité des études ont limité leurs investigations au plan sagittal. Cependant, la représentation graphique de la biomécanique 3D du genou peut donner une information précise afin de comparer des genoux sains à des genoux ayant une déficience du LCA lorsque nous désirons évaluer la stabilité articulaire[139]. Peu d'auteurs ont enregistré la cinématique 3D du genou chez des patients ayant une rupture du LCA [79, 80, 122, 140, 141]. Une bonne compréhension des rotations dans le plan frontal et transverse durant la marche est d'autant plus importante étant donné l'objectif des reconstructions ligamentaires à rétablir une cinématique 3D normale[76].

Même si les patrons de rotation tibiale et de translation antéro-postérieure publiés présentent de larges bandes d'écarts types limitant l'interprétation des résultats, il est tout de même intéressant de les survoler.

3.3.2.1 Rotation tibiale interne/externe :

Même si peu d'auteurs ont quantifié la rotation tibiale dans le plan transverse, on retrouve des résultats controversés entre les publications. En effet, suite à une lésion du LCA, certains auteurs ont décrit une augmentation de la rotation tibiale externe par rapport au fémur durant la marche [80, 122]. Il a été observé lors d'évaluations cliniques que certains patients marchent avec une progression du pied en rotation externe[80], ceci afin d'éviter que le tibia soit amené en rotation interne. Cette stratégie compensatoire pourrait

expliquer l'augmentation de la rotation tibiale externe. D'autre part, certaines études ont quant à elles montré un décalage du patron biomécanique du plan transverse vers une rotation tibiale interne[30, 142](Figure 29). Cette répercussion biomécanique paraît conséquente étant donné le rôle du LCA à limiter une rotation interne du tibia par rapport au fémur.

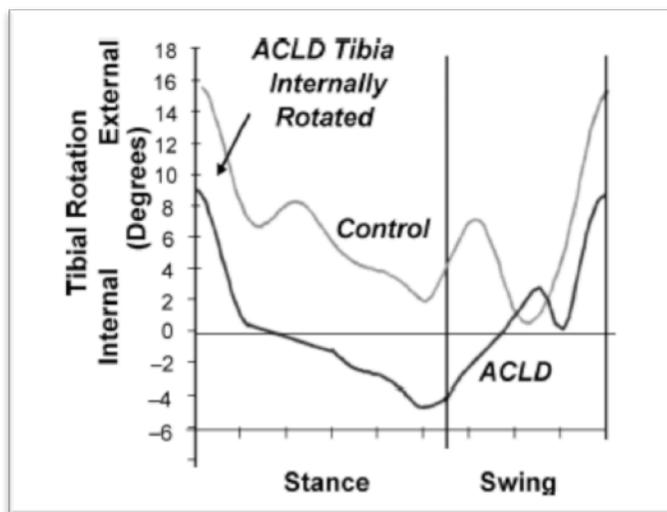


Figure 29 Illustration démontrant le décalage du patron biomécanique du plan transverse vers une rotation interne. Tiré de Andriacchi *et coll.* 2004 [143]

Il a aussi été démontré que les patients ACLD ne présentent pas un mouvement de rotation externe du tibia à la fin de la phase d'envol lorsque le genou arrive en pleine extension[30, 140]. Ceci appuierait donc ce que Ellison (1980)[144] avait stipulé en indiquant que suite à la lésion du LCA, le *screw home mechanism* serait altéré.

3.3.2.2 Translation antéropostérieure

Deux études ayant utilisé un électrogoniomètre pour quantifier la cinématique 3D du genou ont rapporté une augmentation de la translation antérieure du tibia par rapport au fémur[80, 140]. Connaissant l'imprécision des mesures des translations fémorotibiales durant la marche[145], ces résultats doivent être considérés avec précaution.

Suite à la recension des écrits concernant les méthodes d'évaluation biomécanique de patients ayant une atteinte au LCA, on peut noter que les différentes stratégies répertoriées peuvent bien expliquer comment les patients stabilisent leur genou dans le plan sagittal. Il a cependant été démontré que c'est l'instabilité rotatoire qui est corrélée avec la fonction du genou[63]. À notre connaissance, on ne retrouve présentement pas d'étude sur les stratégies biomécaniques adoptées pour éviter les conditions d'instabilité antérolatérale du genou.

3.4 Classification automatique : outil d'aide au diagnostic

Étant donné la grande variabilité des stratégies adoptées par les patients et de la complexité à analyser et interpréter les patrons biomécaniques, il y a un besoin d'utiliser des méthodes objectives d'analyse et de reconnaissance des patrons biomécaniques. Les techniques de classification s'avèrent une option très intéressante pour répondre à ce besoin.

L'objectif principal des classificateurs est d'identifier avec précision la classe d'appartenance de données fournies. Dans le domaine de la biomécanique, les classificateurs ont été utilisés afin de distinguer différents patrons ou signaux (p.ex. patrons cinématiques ou signaux électromyographiques) appartenant à une population spécifique. La présente section permettra d'abord de mieux comprendre les démarches impliquées dans

le développement d'une méthode de classification. Par la suite, un survol des applications de classificateur dans le domaine de l'orthopédie sera fait, et, plus spécifiquement celles en lien avec les lésions du LCA.

3.4.1 Démarche pour la classification de données

Les classificateurs utilisent en entrée des caractéristiques ou des paramètres qui représentent le patron ou le signal à classifier. Différentes méthodes d'extraction de caractéristiques peuvent être utilisées afin de sélectionner les paramètres discriminants qui représentent le mieux le patron à classifier. Par la suite, diverses méthodes de classification proposées dans la littérature peuvent être utilisées afin d'identifier la classe d'appartenance du patron biomécanique en se basant sur les caractéristiques déterminées précédemment. Les prochaines sections présenteront les différentes méthodes d'extraction des caractéristiques biomécaniques, les méthodes de classification ainsi que les méthodes utilisées afin d'évaluer la performance des classificateurs.

3.4.1.1 Extraction des caractéristiques

L'analyse des données issues de l'évaluation de la marche présente des défis de taille étant donné que ces données sont de grande dimensionnalité, qu'elles présentent une dépendance temporelle, une grande variabilité, et une corrélation non linéaire entre les différents patrons[146]. L'objectif de l'extraction des caractéristiques est de simplifier la reconnaissance et l'association de patrons biomécaniques à un groupe spécifique. Pour ce faire, des informations locales ou globales sont utilisées pour représenter le patron. Les études qui emploient uniquement des caractéristiques locales des signaux utilisent habituellement des points spécifiques sur les courbes tels que les maxima, minima ou amplitudes[104, 147]. Cependant, l'importante variabilité des patrons biomécaniques rend le processus de sélection des points locaux difficile et est dépendant du niveau des

connaissances biomécaniques de l'utilisateur. Par conséquent, cette méthode nécessite l'aide d'un expert et elle est sujette à un certain biais de subjectivité.

Les méthodes de représentation globales viennent remédier à ces limitations en considérant les signaux en leur totalité. Différentes méthodes ont été proposées dans la littérature telles que la décomposition en ondelettes et l'analyse par composante principale. La décomposition en ondelettes permet l'extraction de caractéristiques tout en gardant une information globale du patron biomécanique. Cette méthode d'analyse a démontré sa robustesse en analyses de données biomécaniques étant donné qu'elle offre une décomposition simultanée des signaux dans le domaine temporel et fréquentiel[148]. Différentes études biomécaniques ont d'ailleurs déjà utilisé la décomposition en ondelettes sur des signaux accélérométriques[149], électromyographiques[150] et cinétiques (force de réaction au sol)[151]. D'autres méthodes d'analyse sont aussi accessibles afin de garder une information globale du signal à classifier. Une méthode régulièrement utilisée vise la réduction de la dimensionnalité des données via une analyse par composante principale (ACP). Cet outil d'analyse permet la réduction de la dimensionnalité des données tout en conservant la plus grande variabilité possible des données d'origines. L'ACP a elle aussi déjà démontré son utilité dans le cadre d'études biomécaniques [17, 60, 152].

3.4.1.2 Méthodes de classification

Il existe actuellement plusieurs méthodes de classification de données. Les réseaux de neurones, les machines à vecteurs de support, la théorie de *Dempster-Shafer* et l'approche du *k*-plus proche voisin sont les méthodes les plus connues. Les réseaux de neurones ont démontré leur capacité à classifier des données de haute dimensionnalité, ce qui les rend très intéressantes pour la classification des données issues d'une analyse de la marche [153]. Les machines à vecteurs de support (MVS) ont aussi démontré leur capacité à classifier des patrons biomécaniques[147, 154, 155]. Les MVS génèrent des hyperplans dans des espaces de haute dimension séparant les données en deux classes différentes

permettant la discrimination de groupes. Les réseaux de neurones et les MVS sont des techniques d'apprentissage supervisé qui requièrent de grandes bases de données d'entraînement. Les études dans le domaine biomécanique n'ont généralement pas accès à de grandes bases de données, ce qui constitue une limitation pour l'utilisation de ces méthodes. Certains auteurs [104, 156] ont utilisé la théorie de *Dempster-Shafer*, qui est basée sur des théories de probabilité pour la classification de patrons biomécaniques. Cette méthode se base sur des approches mathématiques de probabilité non-*Bayésienne* pour quantifier des jugements subjectifs, permettant ainsi d'assigner un jugement à différentes hypothèses ou à une combinaison de jugements possibles [156]. Finalement, dans les situations où on utilise une petite base de données, l'approche du *k*-plus proche voisin se révèle une méthode de classification très utile. Dans le cas où $k = 1$, cette méthode est connue sous le nom « du plus proche voisin » (*nearest neighbor classifier* (NNC)). Le NNC est une méthode de classification non paramétrique qui assigne à un patron inconnu la classe du patron le plus proche dans la base d'échantillons de référence [157].

3.4.1.3 Méthode d'évaluation de la performance des classificateurs

Des termes spécifiques ont été établis dans la littérature scientifique afin de mieux comprendre la performance des classificateurs. Dans un contexte où l'objectif du classificateur est d'identifier correctement si un participant est pathologique ou sain, les définitions de ces termes sont les suivantes :

Vrai positif (Vrai +) = Participant pathologique correctement classifié

Vrai négatif (Vrai -) = Participant sain correctement classifiés

Faux positif (Faux +) = Participant pathologique classifié comme étant sain

Faux négatif (Faux -) = Participant sain classifié comme étant pathologique

Les résultats du classificateur sont généralement organisés dans une table appelée matrice de confusion (voir Table 3).

Table 3 Exemple de matrice de confusion

Base de données référence	Résultat du classificateur	
	Pathologique	Sain
Pathologique	Vrai +	Faux -
Sain	Faux +	Vrai -

La performance des classificateurs est évaluée en terme de taux de précision (taux de bonne classification), de spécificité et de sensibilité[59]. Cette performance dépend grandement du choix des caractéristiques [156] et de la méthode de classification choisi. Les équations permettant de calculer la performance d'un classificateur sont présentées ci-dessous :

$$\text{Précision} = (\text{Vrai positif} + \text{Vrai négatif}) / n \text{ de la base de données}$$

$$\text{Sensibilité} = \text{Vrai positif} / (\text{Vrai positif} + \text{Faux négatif})$$

$$\text{Spécificité} = \text{Vrai négatif} / (\text{Vrai négatif} + \text{Faux positif})$$

Pour qu'un classificateur soit considéré précis, il doit être à la fois hautement sensible et spécifique[59], mais cette condition est toutefois plutôt rare[158]. En effet, il est commun d'observer un certain compromis entre le taux de sensibilité et de spécificité. Afin de vérifier la probabilité d'être pathologique lorsque le résultat est positif, on doit calculer la valeur prédictive positive. Cette valeur est obtenue en calculant le ratio de vrais positifs sur le total des tests positifs (Vrai positif + Faux positif). À l'inverse, la probabilité de ne

pas être pathologique lorsque le classificateur nous catégorise comme étant « sain » se nomme la valeur prédictive négative (Vrai négatif / (Faux négatif + Vrai négatif))[158].

L'utilisation d'une méthode d'extraction de caractéristiques appropriées associées à une méthode de classification adéquate démontre un réel potentiel afin de développer des méthodes d'analyses biomécaniques automatiques et objectives. Ces méthodes pourraient servir d'aide à la décision pour les intervenants médicaux de première ligne afin de les aider à identifier une pathologie au genou (p.ex lésion du LCA).

3.4.2 Application dans le domaine orthopédique

On retrouve déjà dans la littérature quelques publications ayant utilisé des méthodes de classification afin de discriminer des patrons biomécaniques caractéristiques de troubles orthopédiques. En effet, l'utilisation de données issues d'une analyse de la marche a démontré être appropriée afin de distinguer différentes pathologies au genou telles que la gonarthrose[104, 151, 153, 159] et le syndrome fémoro rotulien[154], mais aussi pour distinguer des déficits fonctionnels suite à une arthroplastie totale du genou[156]. Ces études utilisent cependant en grande majorité des données de force de réaction au sol en entrée et non des données concernant la mécanique articulaire du genou.

Étant donné la problématique clinique, la méthode de classification devrait être en mesure d'extraire les caractéristiques biomécaniques de manière automatique, objective et rapide. Seuls les travaux de Mezghani *et coll.* (2008) utilisant une décomposition en ondelettes répondent à ce critère[151, 159]. Ces études ont d'ailleurs permis de classifier, en utilisant l'approche des k-plus proche voisins sur des données cinétiques (forces de réaction au sol 3D), des patients gonarthrosiques avec une précision, une sensibilité et une

spécificité de 91 %, 88 % et 92 % respectivement. Une approche similaire pourrait donc être bénéfique pour la classification de patients ayant une atteinte au LCA.

3.4.3 Classification appliquée aux lésions du LCA

Peu d'études ont appliqué des méthodes de classification pour résoudre une problématique reliée au ligament croisé antérieur. Un projet de recherche menée au LIO sur le développement d'un outil de mesure pour grader le phénomène du pivot shift a récemment démontré l'apport de ces méthodes pour l'aide à la décision clinique[60]. En effet, en utilisant des MVS, il a été possible d'attribuer de manière objective un grade de sévérité de l'instabilité antérolatérale du genou lors du test manuel du *pivot shift*.

Une seule étude a été recensée employant des méthodes de classification afin de distinguer des genoux sains et genoux ayant une atteinte au LCA et ce, en utilisant des mesures biomécaniques 3D. Wolf *et coll.* (2007) ont en effet utilisé le déplacement de l'axe hélicoïdal (*screw axis*) lors d'un mouvement de flexion/extension afin de discriminer des genoux pathologiques[155]. Cette étude a toutefois utilisé uniquement des modèles médicaux génériques osseux du genou (*saw bones*) et des spécimens cadavériques pour enregistrer les mouvements 3D du genou. Les résultats démontrent tout de même des résultats très prometteurs avec un taux de bonne classification des genoux « sains » de 77 % et de 82 % pour les modèles médicaux et les spécimens cadavériques respectivement. Le taux de bonne classification des genoux cadavériques présentant une lésion du LCA était de 83 %. Ces résultats sont très encourageants et démontrent la possibilité d'utiliser des données biomécaniques du genou dans le cadre d'études cliniques pour le développement d'un outil d'aide à la décision qui pourrait contribuer à identifier les patients ayant une rupture du LCA. Étant donné les différents mécanismes compensatoires suite à la lésion, il est indispensable d'utiliser des données biomécaniques du genou enregistrées lors de tâche

fonctionnelle (p. ex. la marche), car celles-ci permettent de prendre en compte les adaptations neuromusculaires.

Chapitre 4 Méthodologie

Ce chapitre présentera les différents aspects de la méthodologie employée pour la réalisation de ce projet. L'ensemble des acquisitions effectuées dans le cadre de cette étude a été mené au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de technologie supérieure, situé au Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM) — Hôpital Notre-Dame.

Étant donné l'implication de divers hôpitaux et centres de recherche, le protocole a préalablement été approuvé par les comités scientifique et d'éthique de la recherche des établissements suivant: le CHUM, l'ÉTS, l'hôpital Sacré-Cœur de Montréal, l'hôpital Maisonneuve-Rosemont, l'hôpital Jean-Talon et le Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR).

4.1 Populations étudiées

Afin de répondre aux hypothèses et objectifs de recherche, des patients en attente d'une reconstruction chirurgicale du ligament croisé antérieur ont été recrutés pour former le groupe de participants symptomatiques (ACL D). Les critères d'inclusion et d'exclusion sont détaillés dans la Table 4. Sachant que des adaptations biomécaniques ont aussi été rapportées à la jambe controlatérale suite à une lésion du LCA [124, 160], un groupe contrôle, formé de participants sains asymptomatiques, a été recruté pour comparer les données. La Table 4 présente les critères d'inclusion et d'exclusion que les participants de ce groupe ont dû respecter.

Le recrutement des participants asymptomatiques s'est effectué par le biais d'affiches installées à l'intérieur du Centre de recherche du CHUM ainsi qu'au Centre d'Éducation Physique de l'Université de Montréal (CEPSUM). Le recrutement des patients symptomatiques a été réalisé en se servant des listes d'attente chirurgicale des chirurgiens

orthopédistes collaborant au projet. L'infirmière de recherche associée au projet a par la suite contacté les patients respectant le critère d'âge afin de les informer de la possibilité de participer à ce projet et s'est assuré que les patients intéressés respectaient les critères d'inclusion et d'exclusion.

Table 4 Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants symptomatiques (ACL D) et asymptomatiques (contrôle) inclus dans le protocole de recherche

Groupe	Critères d'inclusions
ACL D	<ol style="list-style-type: none"> 1- Âgée de 18 et 35 ans 2- Être en attente d'une reconstruction ligamentaire du LCA
Contrôle	<ol style="list-style-type: none"> 1- Âgée de 18 et 35 ans 2- Participer de manière régulière à des activités physiques (minimum de 7/10 (pratique régulière d'activité physique) sur le questionnaire <i>UCLA activity score</i>)

Groupe	Critères d'exclusions
ACL D	<ol style="list-style-type: none"> 1- Toute autre pathologie orthopédique ou neurosensorielle aux membres inférieurs (à l'exception des déchirures méniscales) 2- Problèmes d'équilibre ou pathologies pouvant interférer avec les évaluations 3- Présence de douleur et de signes d'inflammation au genou lors des évaluations.
Contrôle	<ol style="list-style-type: none"> 1- Toute pathologie orthopédique ou neurosensorielle aux membres inférieurs (à l'exception des déchirures méniscales) 2- Problèmes d'équilibre ou pathologies pouvant interférer avec les évaluations

Un total de 17 participants asymptomatiques et 38 participants symptomatiques a été recruté pour prendre part à l'étude. Pour des raisons méthodologiques (p. ex. participant ne répondant plus aux critères d'inclusion, acquisition incomplète) et techniques (p. ex.

fichier corrompu, problème à l'installation de l'équipement de mesure), 1 participant asymptomatique et 9 participants symptomatiques ont été exclus de l'étude. Le groupe contrôle a donc été composé de 16 participants asymptomatiques et le groupe ACLD de 29 patients ayant une rupture du LCA. La Table 5 présente les caractéristiques des participants du groupe contrôle et la Table 6 ceux des participants du groupe ACLD. La difficulté à recruter des participants asymptomatiques respectant les critères d'inclusion et d'exclusion et acceptant de prendre part au protocole de recherche explique le plus petit nombre de participants dans le groupe contrôle.

Table 5 Tableau présentant les caractéristiques des participants du groupe contrôle

	Code Participant	Age	Sexe	Taille (cm)	Poids (Kg)	Genou évalué	Vitesse Confortable (Km/h)	Vitesse Accélééré (Km/h)	UCLA score (/10)
	1	27	H	172.6	68.1	D	4.6	5.5	10
	2	24	H	184.0	81.4	D	4.0	4.8	7
	3	26	H	168.1	68.6	D	4.0	4.8	10
	4	34	H	182.7	74.0	D	3.7	4.4	9
	5	26	H	176.0	85.7	D	4.2	5.0	10
	6	31	H	174.0	73.1	D	3.6	4.3	7
	7	25	H	185.3	94.7	D	3.4	4.1	8
	8	30	H	173.9	79.9	D	4.0	4.8	10
	9	34	H	173.2	80.6	D	4.0	4.8	9
	10	30	H	184.0	79.3	D	4.0	4.8	10
	11	24	F	152.9	45.5	D	3.8	4.6	10
	12	20	H	174.5	69.7	G	4.7	5.6	10
	13	22	H	172.0	72.5	G	3.4	4.1	10
	14	28	H	182.7	74.2	G	4.0	4.8	9
	15	23	F	164.3	63.0	G	4.4	5.3	10
	Moyenne	26.9	13 H	174.7	74.0	11 D	4.0	4.8	9.3
	Écart type	±4.2	2 F	±8.7	±11.2	4 G	±0.4	±0.5	±1

Table 6 Tableau présentant les caractéristiques des participants du groupe ACLD

	Code Participant	Age	Sexe	Taille (cm)	Poids (Kg)	Genou évalué	Vitesse de marche Confortable (Km/h)	Vitesse de marche Rapide (Km/h)	ΔTemps Blessure-Évaluation (mois)
1	ACLB001	20	H	168.8	74.91	D	3.9	4.7	5
2	ACLB002	20	H	183.4	80.27	D	4.0	4.8	30
3	ACLB003	33	H	174.5	75.52	G	4.7	5.6	5
4	ACLB004	19	H	165.6	68.15	D	3.4	4.1	7
5	ACLB005	20	F	159.9	53.76	G	4.1	4.9	16
6	ACLB006	35	H	178.3	91.81	D	5	6	38
7	ACLD001	21	H	166.9	78.77	G	3.4	4.1	38
8	ACLD002	22	H	158.6	68.51	G	3.5	4.2	8
9	ACLD003	26	H	167.5	75.30	D	4.0	4.8	16
10	ACLD004	27	H	182.1	91.32	G	4.4	5.3	78
11	ACLD005	29	H	170.7	69.29	D	3.8	4.6	16
12	ACLD006	27	H	177.0	95.15	D	3.7	4.4	11
13	ACLD007	31	H	184.6	82.85	D	4.0	4.8	15
14	ACLD008	31	H	179.6	88.89	D	3.4	4.1	71
15	ACLD009	18	H	168.1	70.91	G	4.0	4.8	10
16	ACLD010	21	H	172.6	70.13	D	4.4	5.3	21
17	ACLD011	22	F	166.9	63.46	G	4.8	5.7	8
18	ACLD012	34	F	163.1	70.56	D	3.4	4.1	6
19	ACLD014	28	H	185.3	100.17	G	4.2	5.0	22
20	ACLD015	18	F	159.9	64.65	G	4.2	5.0	2
21	ACLD016	29	H	185.9	89.23	G	4.7	5.6	10
22	ACLD021	34	F	161.8	68.56	G	3.8	4.6	17
23	ACLD022	18	F	159.3	61.14	G	4.2	5.0	17
24	ACLD023	26	H	174.0	72.24	D	4.0	4.8	46
25	ACLD024	19	F	157.4	66.01	G	4.3	5.2	21
26	ACLD026	26	H	187.8	90.58	D	4.2	5.0	38
27	ACLD027	32	H	173.2	86.45	G	4.2	5.0	16
28	ACLD030	21	H	184.0	82.05	G	4.3	5.2	10
29	ACLD032	32	H	176.4	83.36	D	3.5	4.2	67
	Moyenne	25.5	22 H	172.2	77.03	13 D	4.1	4.9	23
	Écart type	±5.7	7 F	±9.4	±11.42	15 G	±0.4	±0.5	±20

Avant de prendre part au protocole biomécanique décrit dans la prochaine section, chacun des participants a signé le formulaire d'information et de consentement approprié à son groupe.

4.2 Protocole expérimental

4.2.1 Évaluation biomécanique

Dans le cadre de l'évaluation biomécanique, nous avons mesuré simultanément la cinématique tridimensionnelle du membre inférieur, les forces de réactions au sol tridimensionnelles ainsi que le centre de pression sous les pieds durant une tâche de marche confortable et rapide sur tapis roulant.

4.2.1.1 Instrumentation

Un système optoélectronique VICON à 6 caméras (VICON 460, Oxford Metrics, Oxford, UK) a permis d'enregistrer la cinématique tridimensionnelle du membre inférieur. Ce système d'acquisition enregistre à une fréquence de 120Hz les déplacements 3D de marqueurs réfléchissants installés sur le participant. Un total de quatre corps rigides, munis chacun de quatre marqueurs non colinéaires, a été utilisé afin de suivre les mouvements du pied, de la jambe, de la cuisse et du bassin. Le système KneeKG (décrit à la section 3.2.4) nous a permis de quantifier les mouvements de la cuisse et de la jambe lors de la marche en apposant des corps rigides sur la composante fémorale et tibiale. Le troisième corps rigide a été fixé au-dessus du naviculaire (os du pied) et le dernier au niveau du sacrum en utilisant une ceinture de stabilisation sacro-iliaque. Des marqueurs réfléchissants supplémentaires ont aussi été collés sur les repères anatomiques suivant : face postérieure du talon, point milieu de la malléole interne et externe et finalement sur la troisième phalange du deuxième orteil. Afin d'éliminer l'effet de la chaussure sur la biomécanique du membre inférieur, tous les participants ont porté une sandale neutre de marque Portofino. La Figure 30 montre un participant portant l'instrumentation nécessaire pour le protocole expérimental.



Figure 30 Photo d'un participant portant l'instrumentation nécessaire pour le protocole expérimental

Les tâches de marche ont toutes été enregistrées sur un tapis roulant instrumenté (ADAL3DM-F-COP-Mz, Medical Development, France). Ce tapis a la particularité d'avoir deux bandes côte à côte chacune munie de plateforme de force indépendante de marque Kistler (voir Figure 31). Ces plateformes permettent d'enregistrer simultanément, à une fréquence d'échantillonnage de 120Hz, les forces de réaction au sol 3D ainsi que le point d'application de la force sous chacun des pieds.

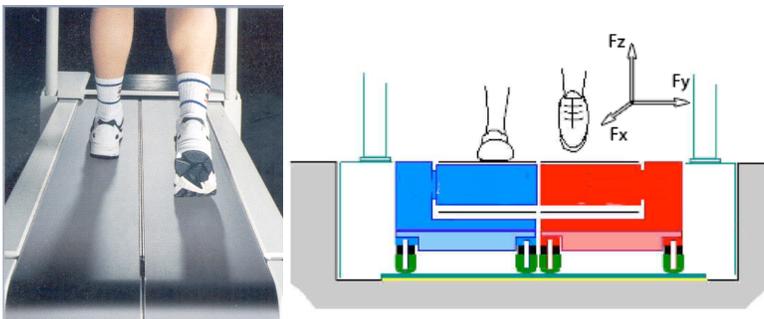


Figure 31 Illustrations du tapis roulant instrumenté. Tiré du site web de Medical Development (www.medical-development.com)

4.2.1.2 Période d'enregistrement

Tous les participants ont en premier lieu pris part à une période de familiarisation à la marche sur tapis roulant de 10 minutes. Ceci a d'abord permis aux participants de s'adapter aux conditions expérimentales, mais aussi de déterminer leur vitesse de marche confortable. Pour ce faire, la vitesse du tapis a été augmentée progressivement jusqu'à ce que le participant indique que la vitesse représente celle d'une marche sur le trottoir. Dans tous les cas, l'évaluateur demandait aux participants de marcher quelques instants à une vitesse supérieure afin de s'assurer que la vitesse de marche confortable n'avait pas été sous-estimée. La vitesse de marche rapide a ensuite été calculée en additionnant 20% à la vitesse confortable. La période de familiarisation a permis par le fait même de s'assurer d'une reproductibilité adéquate des mesures cinématiques du genou et des paramètres spatiaux temporels à la marche sur tapis roulant[161]. Une période de familiarisation a aussi été réalisée à la vitesse de marche rapide.

La méthode de calibrage (*FP method*) a ensuite été utilisée afin de déterminer le centre articulaire et le système de coordonnées articulaires de la cheville, du genou et de la hanche. Cette méthode, présentée par Hagemeister *et coll.* 2005[120], définit les centres articulaires selon les étapes suivantes :

Centre articulaire de la cheville : Point milieu entre la malléole interne et externe

Centre articulaire de la hanche : Durant un mouvement de circumduction de la hanche, le centre articulaire est calculé en utilisant un algorithme de pivot développé par Siston et Delp (2006)[162] qui calcule le déplacement du fémur par rapport au bassin.

Centre articulaire du genou: Point milieu entre le condyle interne et externe du genou, qui est ensuite transposé sur l'axe de flexion/extension moyen du genou

La *FP method* définit les systèmes d'axes du fémur et du tibia comme suit. Les axes longitudinaux de ces os sont définis par un vecteur reliant leur centre articulaire proximal et distal. Le participant est ensuite installé dans un guide de référence, son plan frontal aligné avec le plan du guide. Le plan sagittal est ensuite défini durant un mouvement de légère flexion et d'hyper extension du genou ; la normale au plan sagittal est calculée par le produit vectoriel de la normale au plan frontal avec le vecteur reliant le centre articulaire de la hanche et de la cheville. La position neutre du genou est définie lorsque les projections des axes longitudinaux du fémur et du tibia dans ce plan sagittal sont alignées. À cet instant, l'axe antéropostérieur du tibia et du fémur est perpendiculaire à la normale du plan sagittal et leur axe longitudinal. Enfin, l'axe médiolatéral pour chacun des os complète chaque système d'axes orthonormé. C'est grâce à ces systèmes d'axes que les paramètres biomécaniques ont pu être calculés. Durant cette procédure de calibrage, un enregistrement statique sur le tapis roulant a aussi permis de mesurer le poids du participant instrumenté.

Par la suite, selon un ordre aléatoire entre les participants, deux périodes continues de 30 secondes de marche à vitesse confortable et à vitesse rapide ont été enregistrées par participant.

4.2.1.3 Traitement des données biomécaniques

Le traitement des données a été effectué via une routine de calcul programmée sous le logiciel Matlab (R2008b, The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts USA). Les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs réfléchissants et les forces au sol enregistrées ont été filtrées en utilisant un filtre passe-bas de type *Butterworth* d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 6Hz et de 30Hz respectivement. Tel que décrit dans la section 1.2.2 (La biomécanique du genou), afin de simplifier l'intégration des résultats biomécaniques dans le domaine de l'orthopédie, le calcul des paramètres cinématiques du genou a été fait selon la convention de l'ISB décrite par Grood et Suntay (1983)[18]. Les forces et moments articulaires ont été calculés par la méthode de dynamique inverse basée

sur les quaternions et les torseurs décrite par Dumas *et coll.* 2004[27]. Les moments au genou ont été calculés au niveau du système de coordonnées du tibia, positionné au centre articulaire du genou. Les moments calculés sont des moments dits externes, qui agissent donc sur l'articulation et ont été normalisés par rapport au poids et à la grandeur du participant (%BW x Ht) [29].

Le début de chaque cycle de marche, correspondant au contact initial du pied au sol, a ensuite été déterminé en utilisant un seuil de la force de réaction verticale au sol équivalant à 2% du poids corporel du participant. Chacun des cycles de marche a été interpolé sur 100 points permettant une normalisation de 1% à 100% du cycle de marche. Pour chacune des conditions de marche, un total de quinze (15) cycles de marche les plus reproductibles a été moyenné et conservé par participant. Le coefficient de détermination multiple ajusté (R^2_a) décrit par Kadaba *et coll.* (1989)[163] a été utilisé afin de déterminer le niveau de reproductibilité de chacun des paramètres. Une moyenne a finalement été calculée pour chacun des patrons biomécaniques du genou, pour le groupe contrôle et le groupe ayant une déficience du LCA.

Les méthodes d'analyses des données ainsi que les analyses statistiques utilisées pour répondre spécifiquement à chacune des hypothèses du projet de recherche seront détaillées à l'intérieur des articles scientifiques présentés au Chapitre 6 et 7.

Chapitre 5 Mise en situation des articles dans la thèse

Les principaux résultats du projet doctoral seront présentés sous forme de deux articles scientifiques qui se trouveront dans les Chapitres 6 et 7. Ces articles permettront de répondre aux objectifs et aux hypothèses de recherche préalablement établies. À leur tour, ces articles appuieront l'intégration de nouveaux champs d'application de la biomécanique dans la prise en charge de blessure orthopédique (paradigme du *Orthopaedic Sport Biomechanics*).

D'abord, dans l'article I, un mécanisme de compensation adopté par les patients ayant une lésion du LCA pour prévenir une condition favorisant l'instabilité rotatoire du genou durant la marche sera présenté. Cet article permettra d'apprécier l'apport qu'une évaluation biomécanique peut avoir dans le cadre de l'investigation d'une blessure musculosquelettique sur la fonction du genou. Afin de faciliter la compréhension des résultats biomécaniques par les cliniciens, un lien direct a été fait avec l'évaluation clinique orthopédique du genou.

Le deuxième article présenté à l'intérieur du Chapitre 7 portera sur une méthode d'analyse des données issues d'une évaluation biomécanique durant la marche. Cette méthode permet de discriminer les patients ayant une lésion du LCA et ce, de manière automatique et objective. Cette approche présente donc un potentiel réel à devenir un outil objectif d'aide à la décision en milieu clinique. Une évaluation biomécanique pourrait donc être bénéfique pour les intervenants de première ligne afin de les aider dans le processus diagnostique de patient ayant une atteinte au LCA.

Par la suite, le Chapitre 8 présentera des analyses complémentaires qui n'auront pas été abordées dans les deux articles scientifiques. Face aux nombreuses controverses

entourant l'impact d'une rupture du LCA sur la biomécanique du genou, la présentation de ces résultats complémentaires permettra d'apporter de nouveaux éléments de discussion en lien avec la compréhension de certains mécanismes de compensation et/ou déficits biomécaniques précédemment décrits au Chapitre 3. De plus, ces résultats permettront d'approfondir l'analyse des résultats présentés aux Chapitres 6 et 7.

Chapitre 6 Article I

Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait

Article sous press au journal :

Clinical Biomechanics

[doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.016](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.016)

Alexandre Fuentes, M.Sc.^{1,2} ; Nicola Hagemester, Ph.D.^{1,2,3} ; Pierre Ranger M.D.^{2,4} ;

Timothy Heron, M.D.⁵ ; Jacques A. de Guise, Ph.D.^{1,2,3}

¹Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montréal, Canada

²Université de Montréal, Faculté de médecine, Montréal, Canada

³École de technologie supérieure, Département de génie de la production automatisé, Montréal, Canada

⁴Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, service d'orthopédie, Montréal, Canada

⁵Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), service d'orthopédie, Montréal, Canada

6.1 Abstract

Background: A variety of biomechanical adaptations of the knee during gait have been reported in ACL-deficient patients to cope with anteroposterior knee instability. However, strategies to prevent rotatory knee instability are less recognized. We hypothesized that ACL-deficient patients would make distinctive gait changes to prevent anterolateral rotatory knee instability. Specifically, we hypothesized that during the terminal stance phase of the gait cycle, ACL-deficient patients would reduce the internal rotation knee joint moment and exhibit a higher knee flexion angle. We call this altered gait a *pivot-shift avoidance gait*. We also hypothesized that patients would not be able to adapt their knee biomechanics as efficiently at a fast gait speed.

Methods: Twenty-nine patients with chronic ACL deficiency and 15 healthy volunteers took part in a treadmill gait analysis. The terminal stance phase was analyzed under both comfortable and fast gait speed conditions.

Findings: At both gait speeds, ACL-deficient patients significantly reduced the internal rotation knee joint moment and showed larger knee flexion angles during the terminal stance phase of the gait cycle than did the control group. However, the difference in minimum knee flexion angle between groups under the fast gait speed condition was not statistically significant.

Interpretation: ACL-deficient patients adopted the proposed pivot-shift avoidance gait, possibly to prevent anterolateral rotatory knee instability. The patients were not able to adapt their knee biomechanics as effectively during fast-paced walking. This study reinforces the pertinence of gait analysis in ACL deficient knees to acquire more information about the function of the knee joint.

6.1.1 Key terms

Anterior cruciate ligament (ACL); gait analysis; knee biomechanics; instability; pivot shift

6.2 Introduction

The anterior cruciate ligament (ACL) is involved in 20% of all sports-related knee injuries [2], which corresponds to approximately 80 000 ACL injuries per year in the United States alone [3]. It is well documented that this injury leads to knee joint instability and functional impairment [4]. More specifically, ACL deficiency leads to anteroposterior laxity and anterolateral rotatory instability [4, 49-51]. For clinical assessment, the *Lachman* test and the *lateral pivot-shift* tests are recognized to adequately assess the laxity and the rotatory instability of the knee, respectively[61].

Gait analysis can provide valuable information in assessing the functional impairments associated with ACL injury [7]. Gait analysis is a dynamic evaluation that complements an orthopedic physical examination by quantifying the subtle mechanical changes that result from adaptive strategies. Biomechanical evaluation of the knee motion also provides precise information for comparison between ACL-intact and ACL-deficient knees when assessing knee stability [139].

Although walking is an activity generally not strenuous enough to provoke giving way episodes, quantifying knee biomechanics during walking gait can provide a better understanding of the behavior of the joint in compensating for the injury. Since episodes of instability following an ACL injury are mostly reported when the knee is in slight flexion position, numerous studies have examined biomechanical adaptations during the loading phase (between 0% and 10% of the gait cycle) and the midstance phase (between 10% and 30% of the gait cycle). By investigating knee joint moments, which can provide an estimation of the forces occurring at the knee joint, previous studies showed that ACL-deficient patients modify their gait patterns to limit the forces that could lead to

anteroposterior joint instability [7, 124, 164]. After assessing sagittal plane knee joint moments, a gait strategy named the “quadriceps avoidance gait” was proposed [124]. This strategy is characterized by an important reduction or absence of external knee flexor joint moment during the midstance phase of the gait cycle. Therefore, during the midstance phase, patients avoid placing their knee in a position where dynamic stabilizers are in poor position to provide support. Also, one could imagine, from a clinical point of view, that by adopting a quadriceps avoidance gait, patients avoid a condition during walking that mimics the Lachman manual test maneuver (a knee flexed between 0° and 30° submitted to an anterior force applied to the tibia [165]). More recent studies have proposed that this reduction in the external flexor moment could instead be explained by increased hamstring activity, demonstrating the lack of consensus regarding gait adaptation in the ACL-deficient population [55, 130, 166].

Studies examining biomechanical compensations during the terminal stance phase (TSP) of the gait cycle (between 30% and 50% of the gait cycle) in the ACL-deficient population are scarce. This subphase of the gait cycle takes place during single-limb support, when the primary role of the knee is to allow stable weight bearing [10]. Additionally, it has been shown that the intact ACL is significantly loaded during level walking and that the largest strain on the ligament occurs near full knee extension [167]. In fact, during the terminal stance phase, the knee is close to full extension and is submitted to an internal tibial rotation moment [30]. The screw-home mechanism usually allows the joint to remain stable in an extended position; however, ACL-deficient knees have been shown to lose their screw-home mechanism [30, 144]. Furthermore, it is well established that ACL deficiency leads to anterolateral rotatory knee instability near extension. Considering these factors, it is relevant to assess how patients alter their knee biomechanics to stabilize their joints during the terminal stance phase.

In the clinical setting, the lateral pivot-shift test provides an adequate assessment of anterolateral rotatory knee instability. The first part of this manual test consists of applying an internal tibial torque with the knee in full extension, in order to anteromedially sublux

the lateral tibial plateau. The clinician then flexes the patient's knee while applying a valgus stress until the tibia reduces to between 20° and 40° of flexion [61].

From a clinical point of view, during the terminal stance phase, the knee is in a position that mimics the first part of the lateral pivot-shift test (a knee positioned near full extension and submitted to an internal tibial torque). Therefore, investigating knee internal rotation joint moments and knee flexion-extension kinematics during the terminal stance phase of the gait cycle in patients with ACL deficiency could provide valuable information about the adaptive strategies used to stabilize the knee. We hypothesized that ACL-deficient patients would avoid placing their knees in a position that could potentially lead to anterolateral rotatory knee instability during terminal stance by adopting what we propose to call a *pivot-shift avoidance gait*. ACL-deficient patients achieve this proposed gait strategy by (1) significantly reducing the internal rotation knee joint moment and (2) exhibiting a higher knee flexion angle during the terminal stance phase of the gait cycle. These biomechanical compensations allow patients to avoid a condition mimicking the first part of the lateral pivot-shift maneuver. Since reports of joint instability are more common during more demanding physical activities, we also hypothesized that ACL-deficient patients would not be able to adapt their knee biomechanical patterns as effectively at a fast gait speed as they would at a comfortable gait speed.

6.3 Material and Methods

6.3.1 Subjects

Twenty-nine patients, all recruited from a waiting list for ACL reconstructive surgery, took part in the study to form the ACL-deficient (ACLD) group. Each patient presented with an ACL tear with positive Lachman and pivot-shift tests, confirmed by an experienced orthopedic surgeon. Patients with any history of fractures, previous surgery to the lower extremities, neurological pathologies or any other musculoskeletal pathology of

the lower limbs (i.e. other ligament injuries or posterolateral corner *injuries*) were excluded. The ACLD group was composed of 21 males and 8 females. Only the patients' injured legs—14 right and 15 left—were evaluated. The mean time that had elapsed between the injury and the biomechanical evaluation was 22 months, ranging from 5 to 78 months. Episodes of instability in the ACLD group were assessed using the instability subscore of the Lysholm Knee Scale. The mean score for the ACLD group was 15 over 25, corresponding to “gives way frequently during athletic events or other severe exertion”. In recognition that the contralateral leg may also develop biomechanical adaptations to an ACL injury [124], a control group was evaluated to compare results. Fifteen physically active, healthy participants (13 males and 2 females) with no history of musculoskeletal pathology formed the control group, in which 11 right and 4 left legs were assessed. All subjects gave their written consent prior to participation in the study, the design of which was previously approved by the institution's ethics committees.

6.3.2 Apparatus

Kinematic data were recorded using a six-camera VICON motion analysis system (VICON 460, Oxford Metrics, Oxford, UK). The system captured the 3D displacements of four rigid bodies, each composed of four reflective markers, at a frequency of 120 Hz. These rigid bodies were used to follow the 3D movements of the lower limb segments (foot, shank, thigh and pelvis). A knee marker attachment system designed to reduce skin motion artifacts [111, 168] facilitated the fixation of two rigid bodies over the femur and the tibia, respectively. The other two rigid bodies were positioned as follows: one secured over the midfoot and the other over the sacrum using a sacro-iliac belt (Figure 32). This acquisition setup methodology has shown high intra- and inter-observer reliability for recording 3D knee kinematics [169]. To avoid the effect of footwear on lower limb biomechanics, all subjects wore the same neutral sandals (Portofino, Spain). Kinetic data were collected using an instrumented treadmill (ADAL3DM-F-COP-Mz, Medical

Development, France). Two side-by-side belts with imbedded independent Kistler force plates allowed for simultaneous measurement of 3D ground reaction forces and the center of pressure under each foot at a frequency of 120 Hz.

6.3.3 Gait Analysis protocol

The gait analysis protocol consisted of treadmill walking at a self-selected comfortable speed and at a fast gait speed (20% faster than the comfortable speed). Through assessment of spatiotemporal parameters, ground reaction forces and 3D lower limb joint kinematics and moments, treadmill walking has been shown to be qualitatively and quantitatively similar to normal overground gait [170]. Furthermore, a treadmill provides the ability to adequately control gait speed throughout data acquisition and to record a larger number of gait cycles. All subjects completed a ten-minute treadmill walking familiarization period for identification of their comfortable gait speed and to ensure reproducible knee kinematics and spatiotemporal parameters [161]. Thereafter, two 30-second capture intervals were recorded under each gait speed condition. The order in which the gait speed conditions were assessed was randomized between participants. Finally, to compute kinematic and kinetic parameters, the functional and postural method [171] was used to define joint centers (ankle, knee and hip) and to identify tibial and femoral axes. This calibration method combines anatomical landmark identification and functional movement to identify joint centers and coordinate systems. Succinctly, the hip joint center was defined using an optimization computation method during a leg circumduction movement. The knee joint center was then determined to be the projection of the femoral epicondyle's midpoint on the mean helical knee flexion-extension axis. The ankle's center was defined as the midpoint between the malleoli. Lastly, the neutral transverse rotation was set when the knee was determined to be at 0° of flexion during a slight flexion-hyperextension movement.



Figure 32 A participant wearing the apparatus used for capturing knee biomechanics

6.3.4 Data acquisition and processing

Knee biomechanical patterns (knee kinematics and moments) were computed using Matlab (R2008b, The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA). The 3D marker trajectories and kinetic data were filtered using a fourth-order Butterworth filter with cutoff frequencies of 6 Hz and 30 Hz, respectively. The beginning of each gait cycle, corresponding to the initial heel strike, was identified using a vertical ground reaction force threshold equivalent to 2% of the subject's bodyweight. Each gait cycle was then interpolated to a hundred points (from 1% to 100% of the gait cycle). For each gait condition, a total of 15 reproducible gait cycles per subject (achieving the highest adjusted coefficient of multiple determination) were kept and averaged for analysis. The 3D knee kinematics were calculated using the Grood and Suntay convention [18] and the 3D knee joint moments were computed using inverse dynamics with the wrench notation and

quaternion algebra [27] at the tibial reference frame set at the knee joint center. The moments reported in this study are the external moments acting on the joint and were normalized to each subject's body weight and height (%BWxHt). Group mean knee flexion-extension kinematics and internal-external joint moments throughout a full gait cycle were calculated for both the ACLD and the control group. Group mean knee biomechanical patterns were compared during the terminal stance phase of the gait cycle (i.e. between 30% and 50% of the full gait cycle). A total of 31 dependent variables, representing each discrete percentage of this subphase, were compared between the ACLD group and the control group. Two specific biomechanical parameters were also compared between groups: the minimum flexion angle during the terminal stance phase and the maximum internal rotation moment during the terminal stance phase.

6.3.5 Statistics

Participant characteristics (such as age, height, weight and gait speeds) were tested to determine whether parametric assumptions were met using the Levene test. For non-parametric variables, the Mann-Whitney test was used with a 5% significance level to verify the differences between groups. A two-tailed independent t-test was conducted with alpha set at 0.05 for all parametric variables. In order to identify statistical differences in the studied biomechanical patterns during the terminal stance phase and for the specific biomechanical parameters, a multivariate analysis of covariance (MANCOVA) was conducted with the alpha level set at 0.05. This statistical analysis was performed for each gait speed condition. Gender was chosen as a covariate to take into account the difference in the ratio of males to females between the two groups. All statistical analyses were conducted using SPSS v18 (SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA).

6.4 Results

None of the participant characteristics were statistically different between groups (Table 7). Statistical differences were found between the ACLD and the control group in both the transverse plane knee joint moment and the sagittal plane knee kinematics under both gait speed conditions.

Table 7 Participant characteristics: mean (standard deviation) [minimum, maximum]

Parameters	ACLD	Control	F	P
Age (year)	25.5 (5.7) [18, 35]	26.9 (4.2) [20, 34]	4,12	0,38 £
Height (m)	1.72 (0.09) [1.57, 1.88]	1.74 (0.09) [1.53, 1.85]	1,20	0.40
Weight (kg)	73.9 (11.4) [54.1, 95.3]	71.6 (11.2) [42.7, 91.5]	0,83	0.53
Gait speed (m/sec)				
- Comfortable	1.12 (0.12) [0.94, 1.39]	1.11 (0.11) [0.94, 1.31]	0,78	0.63
- Fast	1.35 (0.14) [1.14, 1.67]	1.33 (0.13) [1.14, 1.56]	0,65	0.62

£ Mann-Whitney test

Indeed, ACLD patients significantly reduced the internal rotation moment during the terminal stance phase of the gait cycle. More specifically, statistically significant differences ($P < 0.05$) were identified between 40% and 49% of the gait cycle and between 43% and 50% of the gait cycle under the comfortable and fast gait speed conditions, respectively (Figure 33). Additionally, the mean maximum internal rotation moment during the terminal stance phase was significantly smaller in the ACLD group compared to the control group under both the comfortable ($P = 0.021$) and fast ($P = 0.013$) gait speed conditions (Table 8). The ACLD group also showed a significantly higher knee flexion angle compared to the control group during the terminal stance phase. More specifically, the analysis showed statistically significant differences ($P < 0.05$) between 37% and 46%

of the gait cycle under the comfortable gait speed condition and between 43% and 44% under the fast gait speed condition (Figure 34). Additionally, in the ACLD group, the minimum flexion angle during the terminal stance phase was significantly higher ($P = 0.024$) under the comfortable gait speed condition and higher, although not quite statistically significantly so ($P = 0.051$), under the fast gait speed condition (Table 8).

Table 8 The biomechanical parameters [mean (standard deviation)] of the ACLD group and the control group under each gait speed condition. TSP: Terminal stance phase

	Biomechanical parameters		
	Control	ACLD	<i>P</i> value
Max int. rot. Moment (%BWxHt)			
Comfortable gait speed	-0.85 (0.24)	-0.70 (0.18)	0.021
Fast gait speed	-1.03 (0.29)	-0.83 (0.20)	0.013
Min flexion angle– TSP (°)			
Comfortable gait speed	1.8 (3.8)	5.6 (4.9)	0.024
Fast gait speed	1.4 (3.9)	4.8 (4.9)	0.051

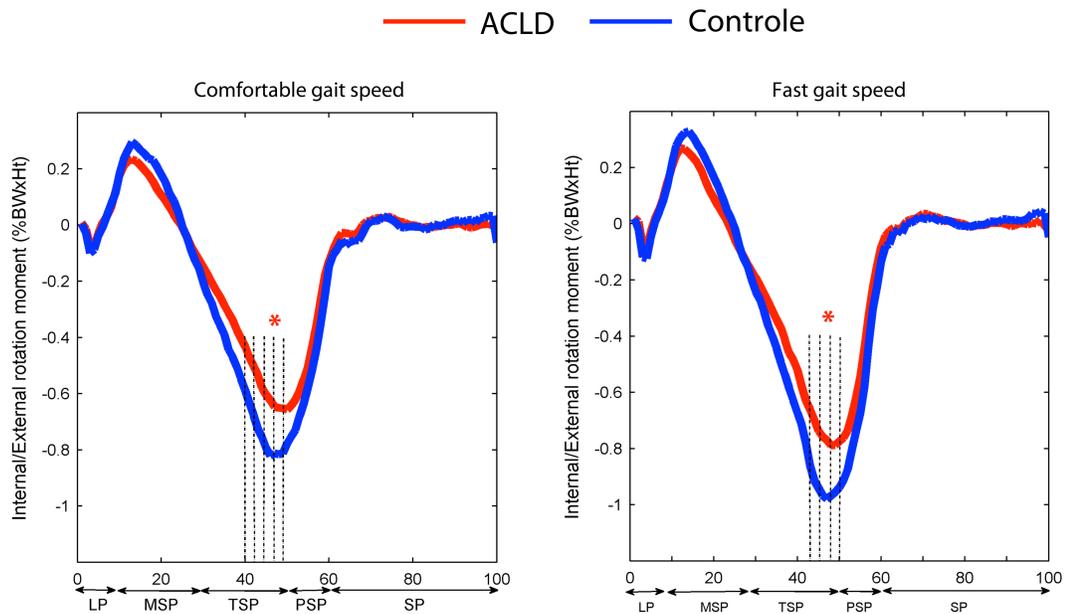


Figure 33 The knee internal-external rotation moment patterns of the ACL-deficient group (red line) and the control group (bleu line) under the comfortable self-selected gait speed condition (left) and the fast gait speed condition (right). The dashed lines represent the region of the gait cycle where the ACL-deficient group's internal rotation moment pattern is significantly lower ($P < 0.05$) than the control group's. The asterisk denotes the statistical significance of the difference in the maximum internal rotation moment between groups. LP: Loading phase; MSP: Midstance phase; TSP: Terminal stance phase; PSP: Preswing phase; SP: Swing phase

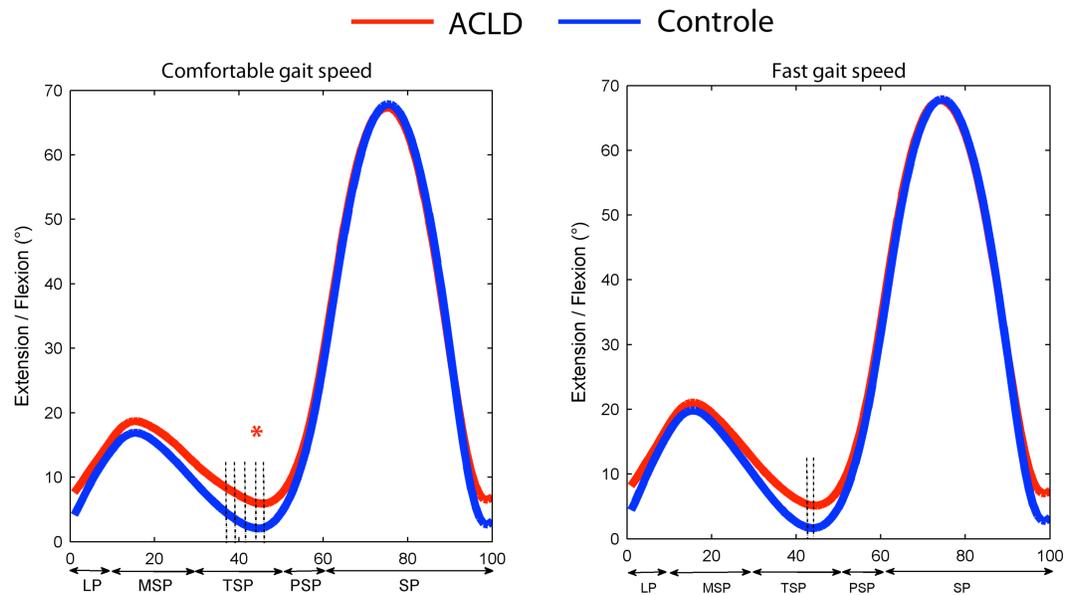


Figure 34 The knee extension-flexion patterns of the ACLD-deficient group (red line) and the control group (bleu line) under the comfortable self-selected gait speed condition (left) and the fast gait speed condition (right). The dashed lines represent the regions of the gait cycle where the ACLD group's mean pattern is significantly higher ($P < 0.05$) than the control group's. The asterisk denotes the statistical significance of the difference between groups at the minimum flexion angle during the terminal stance phase. LP: Loading phase; MSP: Midstance phase; TSP: Terminal stance phase; PSP: Preswing phase; SP: Swing phase

6.5 Discussion

The primary objective of this study was to assess whether ACL-deficient patients adopt a different gait strategy, which we have named the “pivot-shift avoidance gait”, to avoid placing their knee in a position that could lead to anterolateral rotatory knee instability during terminal stance phase of treadmill walking. The results show, for the first time, that ACL-deficient patients walk with a significantly lower internal rotation knee joint

moment during the terminal stance phase of the gait cycle. The increase in flexion angle identified during the terminal stance phase in the ACL-deficient group is consistent with previous studies [7, 55, 129, 172].

The present study focused on the terminal stance phase of the gait cycle considering the role of the ACL-deficient knee to maintain a stable weight bearing while the joint is placed in a position biomechanically favorable to anterolateral rotatory instability. Indeed, the terminal stance phase is characterized by a full extension of the knee, which is submitted to an internal tibial torque that usually places a large strain on the intact ACL [167]. Additionally, previous studies have revealed a close relationship between rotational instability and knee flexion angle. It was reported that patients with a torn ACL showed a significantly greater internal rotation range of motion at a low flexion angle than at a high flexion angle in a static condition. In fact, compared to the contralateral knee and to control knees at different flexion angles, passive axial rotation of 19 ACLD patients showed significantly higher internal rotation at 15° and 5° of flexion [173]. These results demonstrate the precarious condition of ACL-deficient knees near extension.

In the absence of the ACL, knee stability depends on the remaining static and dynamic stabilizers to protect the tibia from excessive displacement anteriorly and from internal tibial rotation. However, as the knee approaches full extension, these secondary restraints become less effective in fulfilling the role of the ACL [174]. For example, the hamstring muscles become less efficient mechanically as a synergist to the ACL near full knee extension. Consequently, if patients conserve normal kinematic patterns, they place their knee in a vulnerable position that could lead to rotatory instability. Therefore, it would seem logical that patients adapt their gait biomechanics to avoid joint instability.

When the knee joint is loaded, the role of the ACL is to restrain the anterior displacement and the internal rotation of the tibia at low flexion angles [52]. During walking, when the ACL-deficient patient is standing on the affected leg near full knee extension, the quadriceps force pulls the lateral tibial plateau anteriorly, which is the first

part of the pivot-shift motion [175]. Additionally, because of the loss of the ACL restraint and because of the posterior slope of the lateral tibial plateau, the following movements occur during the extension motion: (1) the femur shifts posteriorly [97] and (2) the lateral femoral condyle slides off the back of the tibial plateau [50]. These movements tend to cause anterolateral rotatory knee instability. The position of the hip also influences the knee's transverse plane rotation. An extended hip position, which is observed during the terminal stance phase, has been shown to increase tibial rotation in ACL-deficient knees and consequently acts as an additional contributing factor in allowing the pivot-shift motion [176]. Subsequently, during the terminal stance phase of the gait cycle, the knee is placed under conditions that induce the initiation of the pivot-shift phenomenon. This phenomenon is known to be a complex rotational and translational instability of the tibio-femoral joint [52]. Therefore, from a clinical point of view, it would be an appropriate adaptive mechanism for ACL-deficient patients to avoid placing their knee in this vulnerable condition, since it mimics the initiation of the lateral pivot-shift test. Our results reveal that, in an attempt to stabilize their knee, chronic ACL-deficient patients alter their gait pattern during the terminal stance phase by (1) reducing the internal rotation knee joint moment and (2) exhibiting a higher knee flexion angle. More specifically, these two biomechanical adaptations statistically coincide between 37% and 46% of the gait cycle and between 43% and 44% of the gait cycle under the comfortable and fast gait speed conditions, respectively. We can therefore suggest that chronic ACL-deficient patients adopt a *pivot-shift avoidance gait*, since they avoid a position mimicking the first portion of the lateral pivot-shift test maneuver, which is designed to anteromedially sublux the lateral tibial plateau.

The higher flexion angle observed in ACL-deficient patients during the terminal stance phase could potentially be explained by higher hamstring activation. Indeed, this adaptation strategy has been previously reported in ACL-deficient patients and is known as the hamstring facilitation [130]. A higher knee flexion angle increases the angle between the tibia and the hamstrings, which enhances the ability of the hamstrings to pull back on

the tibia to work as an agonist to the deficient ACL [123]. Furthermore, the knee flexion angle during stance is positively correlated with the duration of hamstring activity [130]. The existence of this neuromuscular adaptation is also supported by previous work examining lower limb muscle contraction patterns, which showed using electromyography (EMG) that ACL-deficient patients significantly increase their hamstring activity during the stance phase [55, 129, 130, 132].

A hamstring facilitation strategy could help provide an understanding of the reduction in the internal rotation moment. Indeed, higher lateral hamstring activity, such as that reported by Rudolph et al. (2001), could generate a higher net external rotation knee joint moment to stabilize the lateral compartment. A recent study [129] also showed that ACL-deficient patients significantly increase hamstring-quadriceps co-contraction in their injured limb compared to the contralateral leg. Furthermore, this co-contraction was more significant on the lateral side of the thigh (lateral hamstring - vatus lateralis) than on the medial side. A higher co-contraction index was also reported in ACL-deficient patients during a one-leg squat [177] and a one-leg vertical jump [178]. We could hypothesize, therefore, that ACL-deficient patients reduce their internal rotation moment through an increase in hamstring contraction or higher co-contraction during the stance phase.

Our results show that fewer biomechanical parameters are significantly different between the ACLD and the control group under the fast gait speed condition than under the comfortable gait speed condition. Similarly, a smaller portion of the terminal stance phase (between 43% and 44%) was significantly different under the fast speed condition, compared to under the comfortable speed condition (between 37% and 46%). Furthermore, we did not detect a statistically significant difference between the minimum flexion angles during the terminal stance phase at the fast speed. This is consistent with the Zhang et al. (1998) study, which reported that kinematic differences in the same studied population decreased with faster walking speed. The authors suggest that stronger muscle contraction during faster walking creates a more stable joint, thus bringing the kinematics closer to normal. Conversely, one could argue that these differences can be explained by the fact that

patients cannot adapt their knee biomechanics as effectively during fast-paced walking. This implies that ACL-deficient patients are not able to alter their gait biomechanics through neuromuscular reprogramming during faster walking in an attempt to avoid placing their knee in a position biomechanically susceptible to rotational instability.

The present study is subject to certain limitations. For instance, the study only assessed chronic ACL-deficient patients. Biomechanical adaptation to an ACL injury is time dependent [7], so it is possible that the pivot-shift avoidance gait strategy may only be a medium-term adaptation. A second limitation of the study is related to the percentage of females in the control group, which was lower than in the ACLD group. To take this factor into account, gender was entered as a covariate in our statistical analysis. Excluding this covariate increased the portion of the terminal stance phase in which biomechanical parameters were significantly different between groups, demonstrating the effect of gender on the studied parameters. Additionally, the relatively small sample size of the ACLD group could have affected the results. Finally, an EMG analysis would have allowed us to verify our hypothesis regarding the mechanism by which ACL deficient patients adopt the pivot-shift avoidance gait.

In conclusion, this study showed, for the first time, that ACL-deficient patients walk with a pivot-shift avoidance gait during the terminal stance phase, possibly to prevent rotational instability. The pivot-shift avoidance gait is characterized by a significantly decreased internal rotation knee joint moment and by a significantly higher flexion angle during the terminal stance phase of the gait cycle. These results underline the fact that a biomechanical assessment can provide valuable information in addition to an orthopedic physical examination in assessing the impact of an injury on the function of the joint, thus increasing the relevance of the orthopedic sport biomechanics paradigm [8]. Free-speed walking allows the detection of subtle biomechanical changes due to an injury that are not necessarily present during fast-paced walking, since patients are not able to compensate adequately under fast gait speed conditions. An understanding of these biomechanical

alterations is therefore extremely valuable in the development of better conservative or surgical therapeutic strategies [172, 179].

Future studies should look at identifying how ACL-deficient patients limit the internal rotation knee joint moment and at assessing whether this strategy can be applied to more demanding activities through more specific rehabilitation programs. Finally, since tunnel angle is known to influence knee stability in the sagittal [180, 181] and transverse [182] plane, assessing the presence of the pivot-shift avoidance gait could be valuable in helping to identify the optimal graft orientation for restoring knee biomechanics. The same investigation could also be helpful in providing a better understanding of the impact of the posterolateral bundle on transverse plane stability in double-bundle ACL reconstruction.

6.6 Acknowledgements

This work was supported by the Canada Research Chair in 3D Imaging and Biomedical Engineering granted to Professor Jacques A. de Guise and the MENTOR program of the Canadian Institutes of Health Research. The authors would like to thank Gerald Parent for his work related to software programming and data processing and Francine Bujolt for her help in recruiting patients. Many thanks to all participants for their time.

Chapitre 7 Article II

Automatic classification of ACL deficient and healthy participants using 3D knee biomechanical patterns

Article soumis au journal :

Medical & Biological Engineering & Computing,

No. de Ref.: MBEC2146

Auteurs :

**Alexandre Fuentes^{1,2}, Neila Mezghani^{1,3}, Nicola Hagemeister^{1,3}, Pierre Ranger^{2,4},
Timothy Heron^{2,5}, Jacques A. de Guise^{1,2,3}**

¹Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, CRCHUM, Montréal, Canada

²Université de Montréal, Faculté de médecine, Montréal, Canada

³École de technologie supérieure, Département de génie de la production automatisé, Montréal, Canada

⁴Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, service d'orthopédie Montréal, Canada

⁵Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), service d'orthopédie, Montréal, Canada

7.1 Abstract

Gait analysis is a valuable approach in assessing biomechanical adaptations to an anterior cruciate ligament (ACL) injury. However, interpreting the large amount of data derived from this assessment tends to overwhelm clinicians. We hypothesised that an automatic objective classifier will be able to classify ACL deficient patient from a Control asymptomatic population with high levels of accuracy, specificity and sensitivity using knee biomechanical patterns as input. 3D knee joint kinematics and moments were computed during comfortable and fast gait speed conditions for 29 ACL deficient patients and 15 healthy participants. Features were extracted from the 3D knee biomechanical patterns using a wavelet decomposition method and were then classified by the nearest neighbour method. The classification method was tested on our data base of 44 participants using the leave one out cross validation method. The proposed classification method achieved high accuracy levels for both the comfortable gait speed (83.2%) and the fast (88.2%) speed condition. The classifier sensitivity and specificity reached 93.1% and 73.3% respectively for the comfortable gait speed trials and 89.7% and 86.7% respectively for the fast gait speed trials. This is a first step towards developing a decision support system helping distinguish knee injuries through gait analysis.

7.1.1 Key terms

Decision support system, Gait classification, Knee biomechanics, Nearest neighbor classifier, Wavelet decomposition

7.2 Introduction

The impact of an anterior cruciate ligament (ACL) injury on knee biomechanics has been thoroughly investigated. Studies have shown that an ACL deficiency significantly

alters both 3D knee kinematics[7, 30, 80, 123, 127, 142, 183] and 3D knee joint moments[7, 124, 132, 136] during gait. A knee biomechanical assessment can therefore give valuable objective information about the function of the joint which complements the current orthopaedic physical evaluation. Nevertheless, gait analysis is far from being common practice in a clinical setting. The volume of information that is generated from a biomechanical assessment (i.e. three planar knee rotations presented over a full gait cycle) can be overwhelming and there are no candidates to interpret the information for a valuable clinical evaluation and integration. Typically, to highlight patient biomechanical deficiencies, specific points of interest on biomechanical patterns are compared such as maxima, minima and amplitudes. Interpreting and identifying these instances on each biomechanical pattern is however time consuming and often requires an expert to elucidate all the collected data. Furthermore, due to the high inter-subject variability in knee biomechanical patterns[184] these analyzing methods can be subjective. These drawbacks impede knee biomechanical assessments to be easily implemented in a clinical setting.

To facilitate gait analysis data interpretation, a number of authors have proposed various automatic methods to characterize and classify pathological gait patterns such as artificial neural network[153], support vector machines (SVM)[147, 154, 155] and the Dempster-Shafer evidence theory[156]. However, most of these classification systems require the user to identify specific point of interest on the biomechanical pattern as an input for the classifier. Therefore, these methods still necessitate an expert opinion and the classifiers input only take in consideration local information about the biomechanical pattern rather than using the full curve. Mezghani et al. 2008[159] proposed to use a wavelet decomposition method to automatically extract ground reaction forces pattern characteristics in the time and frequency domain allowing the classifier input to be a global information about the biomechanical patterns and this without any help of an expert. Wavelet analysis method has shown to be a powerful tool in biomedical signal analysis since they are non stationary signals[149]. Indeed, different biomechanical studies have previously used wavelet transformation to decompose accelerometric signals[149] and

electromyographic signals[150]. In a previous study[185], using this wavelet representation, knee osteoarthritis (OA) patients were discriminated from healthy asymptomatic participants with an accuracy of 38 cases out of 42.

This demonstrate that a gait biomechanical assessment combined with this classification method has potential to be implemented in a clinical setting as a decision support system to help clinician to establish a more complete diagnosis for knee OA patient. The authors are however not aware of any studies applying classification methods to discriminate ACL deficient patients through a knee biomechanical assessment. Therefore the objective of this study is to develop an automatic objective method capable to distinguish ACL deficient patients from a healthy asymptomatic population using 3D knee biomechanical patterns (kinematic and moments). We first hypothesized that ACL deficient patients would present specific characteristics in their knee biomechanical patterns that will allow an automatic classification. Secondly, we hypothesised that the classifier will obtain a high level of accuracy, specificity and sensitivity.

7.3 Material and Methods

7.3.1 Subjects

Twenty-nine chronic ACL deficient patients, all confirmed by an orthopedic surgeon and awaiting ACL reconstructive surgery, and fifteen healthy asymptomatic participants, forming the Control group, were recruited for the present study. Subject's characteristics for the ACL deficient (ACLD) group and the control group are shown in Table 9. ACL deficient participants with history of injuries to the lower limbs or any other musculoskeletal pathology to the lower limbs (i.e. other knee ligament injuries) were excluded for the exception of concomitant meniscal injuries. For the ACLD group, the

mean time elapsed between the ACL injury and the biomechanical assessment was 23 months (± 20). All subjects gave their written consent prior to participate in this study that was previously approved by the institution's ethics committees.

7.3.2 Gait data collection

Following a 10 minute treadmill adaptation period[161], participants were invited to take part in a gait analysis at a self selected comfortable speed and at an fast speed (20% higher than the self selected comfortable speed). Two-30 seconds gait trials were captured for each gait speed condition. Joint centers and coordinate systems were then defined using the Functional and Postural method[171]. 3D ground reaction forces and center of pressure under each foot were recorded using an instrumented treadmill (ADAL3DM-F-COP-Mz, Medical Development, France). To record lower limb movements, a six-camera VICON motion analysis system (VICON 460, Oxford Metrics, Oxford, UK) captured 3D displacements of four rigid bodies positioned as follow; one was secured over the navicular, two were fixed on a validated knee marker attachment system[111, 168, 169] to accurately track the movement of the tibia and the femur and one over the sacrum using a sacroiliac belt. Each rigid body was composed of four non-collinear reflective markers. Biomechanical data was recorded unilaterally since it is recognized that the contralateral leg may also develop biomechanical adaptations to the injury[124]. To avoid the effect of footwear on knee biomechanics, all subjects were asked to wear the same neutral sandals (Portofino).

Kinetic and kinematic data were filtered using a fourth order Butterworth filter with a cutoff frequency of 30Hz and 6Hz respectively. Knee joint kinematics were computed using Grood and Suntay[18] convention and joint moments were computed at the tibial reference frame using inverse dynamics with the wrench notation and quaternion algebra[27]. The fifteen most reproducible gait cycles per subject and for each gait speed condition were kept and averaged for analysis.

7.3.3 Database

For each gait speed condition, we created a database containing, for each of the 44 participants, the 6 biomechanical patterns consisting of the 3 knee angles (flexion-extension, abduction-adduction, internal-external tibial rotation) and the 3 knee joint moments (flexion-extension, abduction-adduction, internal-external tibial rotation).

7.3.4 Feature extraction and classification method

The flow diagram in Figure 35 shows the proposed method to develop the objective automatic classifier. Features were extracted from each of the six biomechanical patterns of the databases to discriminate ACLD patients from the Control population. Feature extraction allows characterizing the shape of the biomechanical patterns to simplify the recognition and association of this pattern to a specific group. In regards to the present study, biomechanical pattern characteristics were extracted in the time and frequency domain using a discrete Daubechies (Db) wavelet decomposition. The discrete wavelet transform involves decomposing the discrete signal, here the biomechanical patterns, into a hierarchy set of orthogonal approximation and detail functions[148].

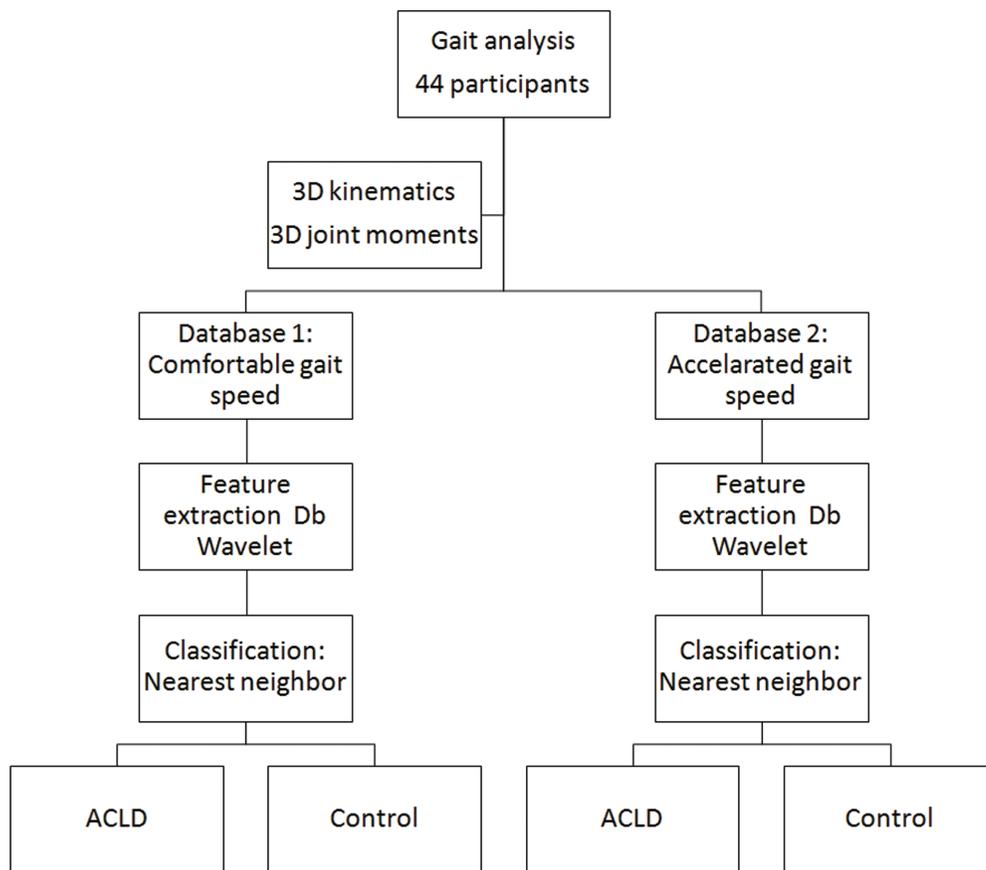


Figure 35 Flow diagram showing the different steps required to classify ACL deficient patients from the control participants

The combination of which biomechanical patterns to use that would best characterize the ACLD population and thus allowing the highest classification performance for each gait speed database was identified experimentally. The classification was then achieved using the nearest neighbor classifier (NNC) which assigns an unknown pattern to the class of the nearest reference pattern[157]. More specifically, the non-parametric k Nearest Neighbors rule was applied with Euclidean distance as the distance metric. Let $S = X_1, X_2, \dots, X_M$ be a sample of labeled patterns (called reference patterns) from c classes $C_1,$

C_2, \dots, C_c . The nearest neighbor rule assigns an observation X to the class of the sample in S nearest X :

$$\text{if } i_o = \arg \min_i \|X - X_i\| \text{ and } X_i \in C_j, \text{ then } X \in C_j \quad (1)$$

7.3.5 Classifier validation

To validate the classifier, the Leave one out cross validation method was applied since it provides a robust evaluation of errors in classification rates[186]. In k -fold cross-validation, the data set is divided into k subsets. One of the subsets is used as the test set and the others as subsets for reference. The classification results are computed as the average overall k possible divisions of the data into test and reference sets. In the Leave one out cross validation $k = N$, where N is the number of patterns in the database. In this case, N (44 in this case) separates classification experiments are performed. Therefore, it consists of taking one participant out of the 44 participants of the database and tests its classification using the 43 remaining participant as a reference. This test is then repeated with each participant of the database, meaning 44 tests were achieved. The classification results correspond to the average of all the 44 tests.

A classifier performance is first assessed by computing its accuracy level, which corresponds to the total number of participant correctly classified in the database calculated using (2). However, a high accuracy level is not sufficient to determine the classifiers' performance. It is also essential for the classifier to achieve a high level of sensitivity (3) and specificity (4)[59]. In regards to the present study, a true positive corresponds to an ACL deficient patient correctly classified and a true negative corresponds to a healthy control participant properly classified.

$$\text{Accuracy} = (\text{True Positive} + \text{True Negative}) / n \text{ of the database} \quad (2)$$

$$\text{Sensitivity} = \text{True Positive} / (\text{True Positive} + \text{False Negative}) \quad (3)$$

$$\text{Specificity} = \text{True Negative} / (\text{True Negative} + \text{False Positive}) \quad (4)$$

7.3.6 Statistics

ACL deficient and healthy asymptomatic participants' characteristics such as age, height, weight, and gait speed were tested to determine whether parametric assumptions were met using Levene test. Only the age variable did not show equivalent variance between groups. For this non-parametric variable, the Mann-Whitney test was used with a 5% significance level to analyze the differences between groups. For all other parametric variables an independent t-test was used to determine whether there was a significant difference between the ACLD group and the control group. A two-tailed test was conducted with alpha set at 0.05.

7.4 Results

The purpose of the experimental results is to identify which combination of biomechanical patterns allows the highest classification results. The feature extraction, the classification and the classifiers' performance were all achieved or computed using Matlab (R2008a, The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA).

The combination of biomechanical patterns that adequately characterized the ACLD population for the comfortable gait speed database consisted of two kinematic patterns (i.e. adduction-abduction and tibial internal-external rotation) and one joint moment pattern (i.e. flexion-extension joint moment). Concerning the fast gait speed

database, it is the combination of one kinematic pattern (i.e. flexion-extension) and two joint moment patterns (i.e. flexion-extension joint moment and tibial internal-external joint moment) that efficiently characterized knee biomechanics of the ACLD population. No statistical differences were found in participant's characteristics between the groups of subjects recruited for this study (Table 9). Therefore, these parameters (i.e. age, gait speed, etc.) could not explain a miss classification.

Table 9 Participant's characteristics: Mean \pm standard deviation and [minimum, maximum]

Parameters	ACLD	Control	<i>p</i>
Gender	21 Men, 8 Women	13 Men, 2 Women	
Age (year)	25.5 \pm 5.7 [18, 35]	26.9 \pm 4.2 [20, 34]	0,38 £
Height (m)	1.72 \pm 0.09 [1.57, 1.87]	1.74 \pm 0.09 [1.53, 1.85]	0.40
Weight (kg)	73.9 \pm 11.4 [54.1, 95.3]	71.6 \pm 11.2 [42.7, 91.5]	0.53
Fait speed (m/sec)			
Comfortable	1.12 \pm 0.12 [0.94, 1.40]	1.11 \pm 0.11 [0.94, 1.31]	0.63
Fast	1.35 \pm 0.14 [1.14, 1.67]	1.33 \pm 0.13 [1.14, 1.56]	0.62

£ Mann-Whitney test

Using these specific combinations of biomechanical patterns on their respective database, the classifier obtained excellent results. The classifier adequately classified ACL deficient patient from an control asymptomatic population with an accuracy level of 83.2% and 88.2% for the comfortable and the fast gait speed database respectively. The histogram

presented in Figure 36 illustrates the classification performance in terms of accuracy, sensitivity and specificity for each gait speed condition. Sensitivity and specificity values obtained for each database are broken-down in the confusion matrix in Table 10. For the comfortable and fast gait speed database, the classifier outcome obtained 27 and 26 (over 29) true positive classifications respectively and 11 and 13 (over 15) true negative classifications respectively.

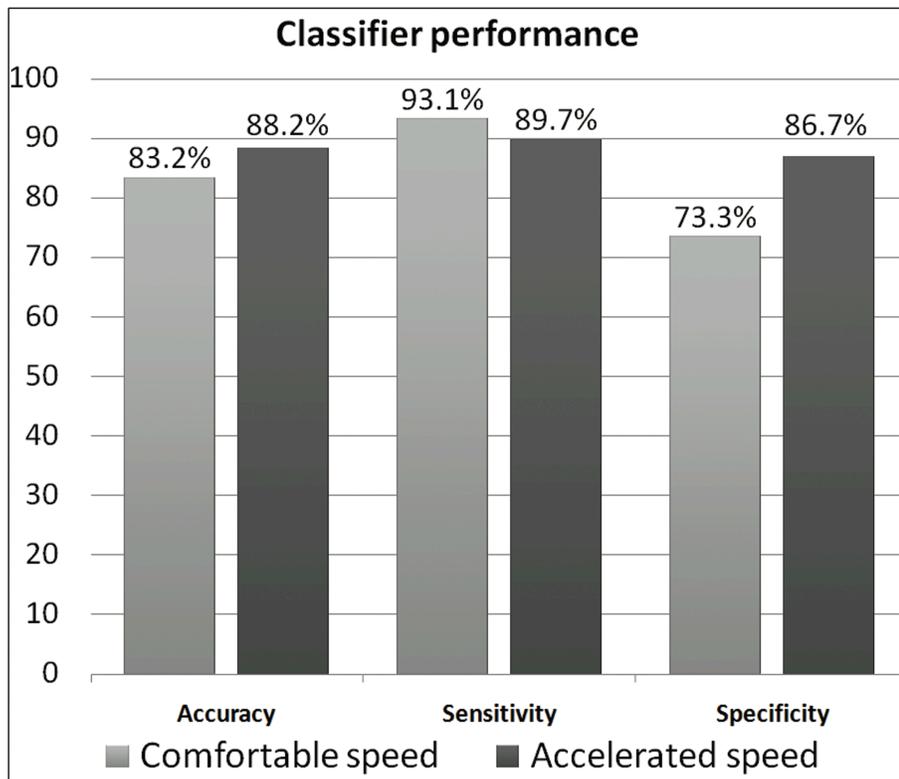


Figure 36 Histogram showing classifier performance (in percentage)

Table 10 Confusion matrix presenting the classifier outcome for each gait speed condition

	Classifier outcome Comfortable gait speed		Classifier outcome Fast gait speed	
	ACLD	Control	ACLD	Control
ACLD (n=29)	27 (True +)	2 (False -)	26 (True +)	3 (False -)
Control (n=15)	4 (False +)	11 (True -)	2 (False +)	13 (True -)

7.5 Discussion

This study allowed the development, for the first time, of an objective automatic classifier capable of distinguishing ACL deficient patients from an healthy asymptomatic population through a knee biomechanical assessment. The classification performance not only achieved a high level of accuracy, but proved to be highly sensitive and highly specific.

Our results compare favourably to those of Wolf et al. 2007[155] who previously demonstrated that classifying ACL deficient knees was possible using 3D knee kinematics, more specifically using the instantaneous screws of the six-degrees-of-freedom knee motion. Using a SVM classifier, they were able to classify “healthy” and ACL deficient knee kinematics of sawbones models and knee cadaveric specimens for a flexion-extension movement. They achieved a true classification percentage of 77% and 83% respectively for “healthy” and ACL deficient knee for their experiment on cadaveric specimens. These were very encouraging results demonstrating the possibility of using knee biomechanical data in a clinical setting to help diagnose knee ligamentous injuries. Since

no neuromuscular adaptation could be taken into account in Wolfs study, the next step was to assess if 3D knee biomechanical patterns collected during an in vivo gait analysis would be adequate inputs to classify ACL deficient patients.

Gait biomechanical patterns previously showed to be effective in classifying other knee pathologies such as OA[104, 153, 159, 185]. The vast majority of studies looking at classifying knee OA patients from asymptomatic participants used ground reaction forces as an input for their classifier. The authors believe that using knee joint biomechanical patterns would allow a better characterisation of the biomechanical deficiencies of and/or adaptations to an ACL injury compared to ground reaction forces. Very few studies have used knee kinematic data to classify knee pathologies. Beynon et al. 2006[104], obtained excellent classification accuracy (96.7%) using the Dempster-shafer theory, to distinguish knee OA patient with knee kinematics parameters as input. However, keeping in mind that their objective was to use these classifiers as a decision support system in a clinical setting, their classification method presented some drawbacks. Their method required an expert opinion to characterize biomechanical patterns using local information about the patterns. This process can be time consuming and introduces a subjective bias in the feature extraction method. To overcome these limitations, Mezghani et al. 2008[159] proposed to extract biomechanical features in the time and frequency domain using wavelet decomposition. This method does not require any input from the user to characterize biomechanical patterns. It automatically uses global information about the biomechanical patterns as an input for the classifier thus making this method fully objective and automatic.

This feature extraction method was applied to classify knee OA patient using their ground reaction force patterns measured during treadmill walking. Through a nearest neighbor classification method, the classifier reached excellent performance levels with a high specificity (14 out of 16 knee OA patients) and high sensitivity (24 out of 26

asymptomatic participants)[185]. The authors did not come across any work attempting to classify gait patterns of ACL deficient patients; therefore our results cannot be compared to other classification methods for the studied population. We can however observe similar classification performance levels with studies looking at classifying knee OA patients from an asymptomatic population.

Even if high accuracy is achieved, it is common to see a compromise between sensitivity and specificity values[59] as seen for the comfortable gait speed database where the classifier obtained high sensitivity but lower specificity. It is considered important for a classifier to have equivalently high sensitivity and specificity values. Furthermore, the proposed method showed that classification performance reached higher accuracy and specificity for the fast gait speed database. Therefore, the authors recommend assessing knee 3D biomechanics during fast gait speed to ensure a better classification rate. No clinical explanations were identified to understand the *false negatives* and *false positives*.

Biomechanical patterns that best characterized ACL deficient patients during comfortable gait speed walking were in the frontal and transverse plane for kinematic patterns and in the sagittal plane for joint moments. Previous studies also reported alterations in kinematics patterns in the frontal [80, 142] and transverse [30, 80, 142] planes for ACL deficient patient. Deficiencies in the flexion-extension joint moments are also very well documented for this population (i.e. quadriceps avoidance gait). Concerning the fast speed condition, feature extractions were only taken in biomechanical patterns from the sagittal and frontal plane: flexion-extension angle, flexion-extension joint moment and tibial internal-external rotation joint moment. These two planes are coherent with the biomechanical function of the ACL: preventing anterior and axial motion of the tibia relative to the femur[48]. Patients therefore adapt their gait to adjust the forces occurring at the knee joint to prevent instability or giving away. Numerous studies also reported

biomechanical deficiencies in the sagittal plane for knee kinematic[7, 80, 123, 127] and moments[7, 124, 132, 136]. However, gait adaptations or alterations have not previously been reported regarding joint moments in the transverse plane for an ACL deficient population.

The objective of classifying an ACL deficient patient from a control asymptomatic population was achieved; however, the study presents some limitations. The number of participants in each group of the database is limited. Additionally, the difference in the ratio of female in the ACLD group compare to the control group could have influence the results. A larger number of participants per groups would compensate for this limitation and ensure better classification results and help understand the *false negatives* and *false positive*. Including more knee biomechanical parameters (i.e. translations, accelerations, etc.) could also improve classification results. One could believe the large standard deviation in the time since the injury could influence the classification results, however the delay between the injury and the biomechanical assessment of false negatives participants was very close the mean of the studied group.

Most clinical tests used to identify ACL injuries, are performed manually and their outcomes significantly depend on the clinician's experience. Consequently an automatic objective classifier could be very beneficial in a clinical setting and could assist a health professional in referring their patient to an orthopaedic surgeon. This work is therefore a first step towards implementing an automatic objective classifier to help distinguish knee injuries using a knee biomechanical assessment in a clinical setting. As for now the classifier can only discriminate ACL deficient patient from healthy asymptomatic participant. We believe it will be important to include patients with other knee injuries (i.e. posterior cruciate ligament injuries, knee osteoarthritis, etc.) in the database so the classifier can distinguish other injuries and therefore be a better decision support system.

Conflict of interest statement

Three Contributors present potential conflict of interest in regards to one of the equipment used in the methodology (the 3D knee analyzer) but not in regards to the developed classifier (topic of the present paper). Contributors Pierre Ranger, Jacques A. de Guise and Alexandre Fuentes have contributed, as researchers, to the development of the 3D knee analyzer, the dynamic knee assessment system used in the present project to record the 3D knee kinematics of participants. During the course of this project, Emovi, a Canadian company, acquired the exclusive rights over the 3D knee analyzer and the three contributors then continued their involvement with the 3D knee analyzer through Emovi as members of the scientific committee and shareholders and also as employee (A. Fuentes). No financial support was given to the authors by Emovi for the present work.

Acknowledgements

This work was supported by the Canada Research Chair in 3D Imaging and Biomedical Engineering granted to Professor Jacques A. de Guise and the MENTOR program of the Canadian Institutes of Health Research. Authors would like to thank Gerald Parent for his work related to software programming and data processing, Francine Bujolt for her help in recruiting patients and a special thanks to all participants for their time.

Chapitre 8 Analyses complémentaires

Le Chapitre 3 a permis de faire un survol de l'état de l'art actuel au sujet de l'impact d'une lésion du LCA sur la fonction du genou et de l'apport des méthodes de classification dans le processus d'aide au diagnostic. Les prochaines sections permettront d'approfondir l'analyse des résultats présentés aux Chapitres 6 et 7. De plus, l'annexe III, intitulée analyses biomécaniques complémentaires, présente l'ensemble des patrons moyens de la cinématique 3D et des moments articulaires 3D du genou du groupe contrôle et du groupe ACLD, et ce, pour les tâches de marche confortable et rapide

Tel que mentionné précédemment, différentes stratégies compensatoires et déficits biomécaniques en lien avec le rôle du LCA ont été rapportés dans la littérature. Les articles scientifiques présentés dans la thèse ne permettent toutefois pas de déterminer si les patients ACLD ayant participé au projet de recherche adoptent ces phénomènes compensatoires et/ou présentent ces déficits biomécaniques. La section 8.1 présentera des résultats complémentaires permettant d'approfondir l'impact de la lésion du LCA sur la fonction du genou.

La section 8.2 portera ensuite sur la performance de la méthode de classification développée, mais en utilisant en entrée des données de forces de réaction au sol. Ces analyses complémentaires ont été réalisées, car la majorité des études biomécaniques ayant appliquées des méthodes de classification ont utilisé ce type de données cinétique afin de distinguer des patients pathologiques de participants sains. Cela nous permettra donc de mieux évaluer notre méthode de classification.

8.1 Impact de la lésion du LCA sur la fonction du genou

8.1.1 Compensations biomécaniques rapportées dans la littérature

Les résultats présentés dans le cadre du premier article évoquent la possibilité que les participants ACLD évalués dans le cadre du projet adoptent la stratégie de compensation du *Hamstring facilitation*. En parallèle, des analyses complémentaires supportent également l'adoption de ce mécanisme compensatoire. En effet, une analyse du patron moyen de la flexion/extension démontre une augmentation de l'angle de flexion du genou qui pourrait être associé à une augmentation de l'activité musculaire des ischio-jambiers. Une analyse multivariée de covariance (MANCOVA) a été réalisée à chacun des pourcentages du cycle de marche (de 1% à 100%) du patron cinématique de la flexion/extension afin de comparer les deux groupes. La covariable (sexe des participants) a été ajoutée à la MANOVA afin de prendre en compte la différence du nombre de femme entre les deux groupes. L'analyse de ces 100 points distincts le long du cycle de marche démontre, en plus des différences statistiques rapportées au Chapitre 6 durant la fin de la phase d'appui, des différences lors de la transition entre la phase d'envol et la phase d'appui. Plus spécifiquement, les participants ACLD présentent un angle de flexion statistiquement plus grand que le groupe contrôle ($P < 0.05$) à 1% et entre 95% et 100% du cycle de marche, et ce, pour les deux conditions de marche (voir Figure 37).

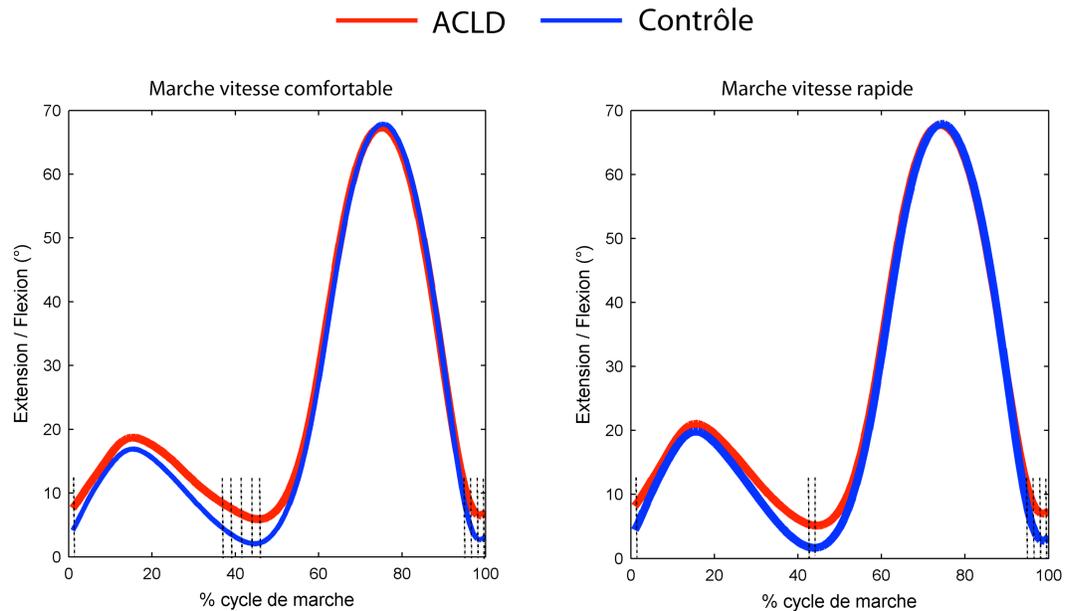


Figure 37 Patron cinématique dans le plan sagittal durant la tâche de marche confortable (à gauche) et rapide (figure de droite). La courbe rouge représente la moyenne du groupe ACLD et la courbe bleue la moyenne du groupe contrôle. Les lignes pointillées verticales indiquent les pourcentages du cycle de marche où une différence significative ($P < 0.05$) a été calculée entre les deux groupes.

Cette adaptation biomécanique sera discutée plus en détails à l'intérieur du Chapitre 9. D'autre part, les résultats présentés jusqu'à maintenant ne permettent pas de savoir si les patients ont aussi exhibé la compensation biomécanique du *quadriceps avoidance gait*. Tel que décrit dans la section 3.3.1, le *quadriceps avoidance gait* est caractérisé par une absence du moment fléchisseur externe (agissant sur le genou) lors de la phase du chargement et le début de la phase d'appui.

Une MANCOVA (le sexe étant la covariable) a été réalisée à chacun des pourcentages du cycle de marche (de 1% à 100%) du patron du moment fléchisseur/extenseur du genou afin de comparer les deux groupes. De cette analyse, on

note uniquement une différence significative lors du contact initial du cycle de marche. Plus spécifiquement, les différences ont été identifiées à 1% du cycle de marche pour la tâche de marche confortable et à 1% et 2% pour la marche à vitesse rapide. L'analyse de la moyenne des patients présentant une rupture du LCA nous indique donc que de manière générale, le groupe ACLD de notre étude n'adopte pas la stratégie de compensation du *quadriceps avoidance gait*. Il est toutefois intéressant de regarder de manière individuelle le patron moyen de chacun des participants symptomatiques. La Figure 38 et la Figure 39 présentent ces patrons moyens pour les tâches de marche à vitesse confortable et rapide respectivement. En observant ces graphiques, il est possible de voir qu'un participant ACLD (patron marqué de X) ne présente pas un patron biphasique, évitant un moment fléchisseur externe au genou. De plus, trois participants limitent de manière importante le moment fléchisseur externe au genou (patron marqué d'un •). On pourrait donc affirmer que suite à une analyse qualitative, 1 participant sur 29 adopte la stratégie du *quadriceps avoidance gait* à la fois durant la marche à vitesse confortable et rapide et que 3 autres participants sont près de présenter cette adaptation.

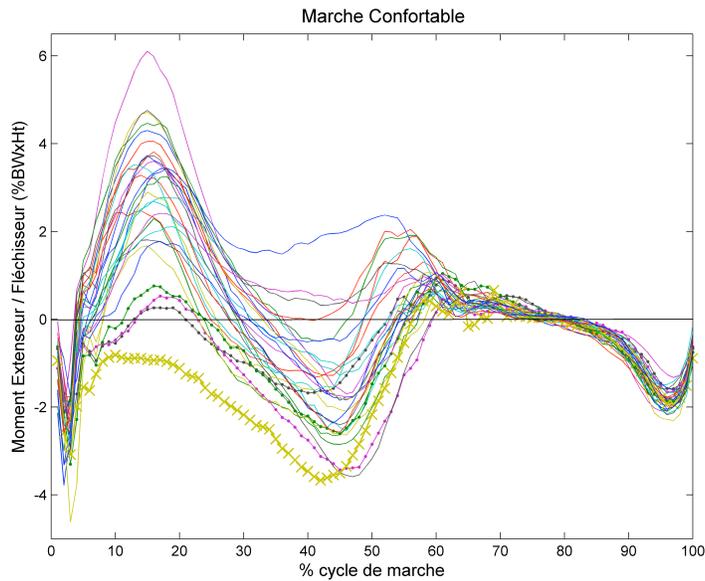


Figure 38 Graphique présentant le moment articulaire externe au genou dans le plan sagittal des 29 participants ayant une lésion du ligament croisé antérieur pour la tâche de marche à vitesse confortable

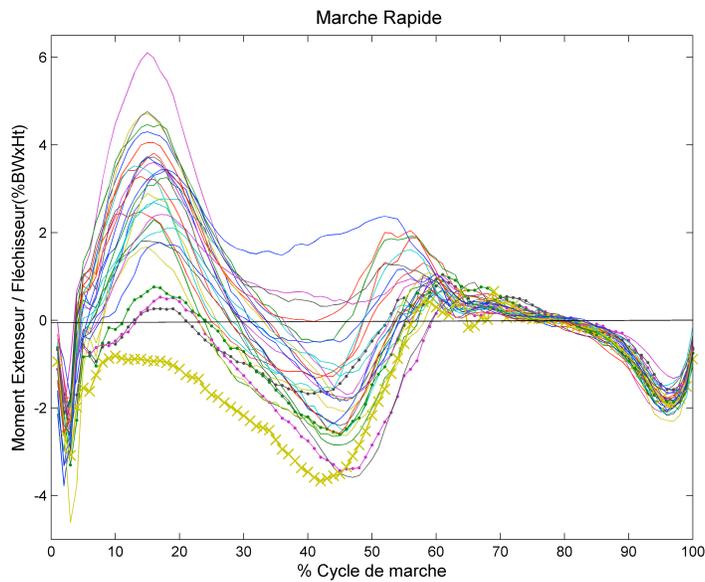


Figure 39 Graphique présentant le moment articulaire externe au genou dans le plan sagittal des 29 participants ayant une lésion du ligament croisé antérieur pour la tâche de marche à vitesse rapide

Il est de plus intéressant de noter que plusieurs participants ACLD semblent limiter le moment extenseur externe. Quatre de ceux-ci ont même adopté une marche marquée par l'absence d'un moment extenseur lors de la fin de la phase d'appui, et ce, pour les deux conditions de marche. Webster *et coll.* (2005)[187] ont déjà aussi rapporté une diminution significative du moment extenseur externe chez un groupe de patients ayant subi une reconstruction ligamentaire du LCA par rapport à un groupe contrôle. Ces auteurs proposent d'ailleurs que l'augmentation de l'angle de flexion du genou lors de la fin de la phase d'appui pourrait être à l'origine de cette réduction du moment extenseur. La Figure 10 présentée au Chapitre 1 nous aide d'ailleurs à comprendre cette explication. Un genou plus fléchi ferait en sorte que le vecteur de la force de réaction au sol passerait derrière le centre du genou, engendrant donc un moment fléchisseur externe au genou.

Étant donné l'absence de mesures électromyographiques, il n'est pas possible d'évaluer l'adoption d'une stratégie de co-contraction.

8.1.2 Déficits biomécaniques en lien avec le rôle du LCA rapportés dans la littérature

Étant donné l'erreur de mesure associée à la quantification de la translation antéropostérieure du tibia par rapport au fémur, aucune analyse n'a été réalisée sur ce patron biomécanique.

Tel que présenté dans l'annexe III, la cinématique du genou dans le plan transverse a été mesurée pour les deux conditions de marche. Une MANCOVA, en utilisant encore une fois le sexe comme covariable, a été réalisée afin de comparer statistiquement le patron moyen de la rotation tibiale interne-externe des deux groupes à chacun des pourcentages du cycle de marche. On note d'abord chez les patients ACLD une diminution significative ($P < 0.05$) de la rotation externe du tibia par rapport au fémur lors du contact au sol. Plus spécifiquement, on note une différence entre 1% et 4% pour la marche confortable et entre

1% et 5% pour la tâche de marche rapide. La Figure 40 et la Figure 41, présentées dans les pages suivantes, illustrent les régions du cycle de marche où une différence significative a été calculée entre les deux groupes. On peut aussi remarquer une diminution significative de la rotation externe à la fin de la phase d'envol entre 98 et 100% du cycle de marche, et ce, pour les deux conditions de marche.

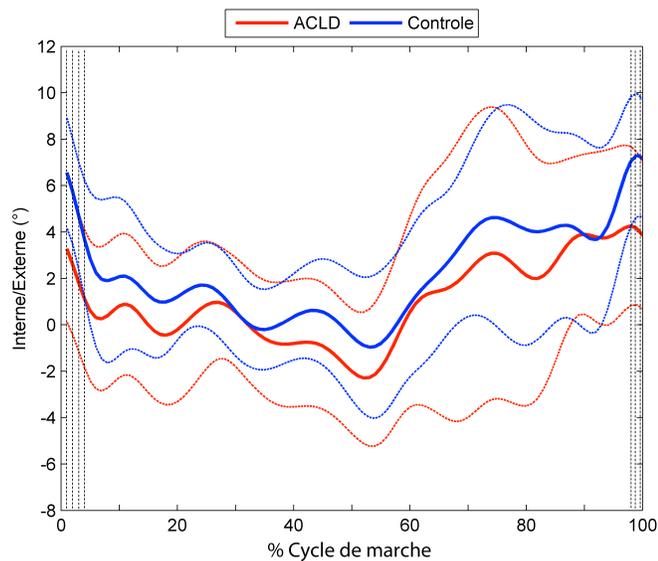


Figure 40 Cinématique du genou dans le plan transverse durant la tâche de marche confortable. La courbe épaisse représente la moyenne du groupe et les lignes pointillées de couleur appariée représentent l'écart type. Les lignes pointillées verticales indiquent les pourcentages du cycle de marche où il y a une différence significative ($P < 0.05$) entre les deux groupes.

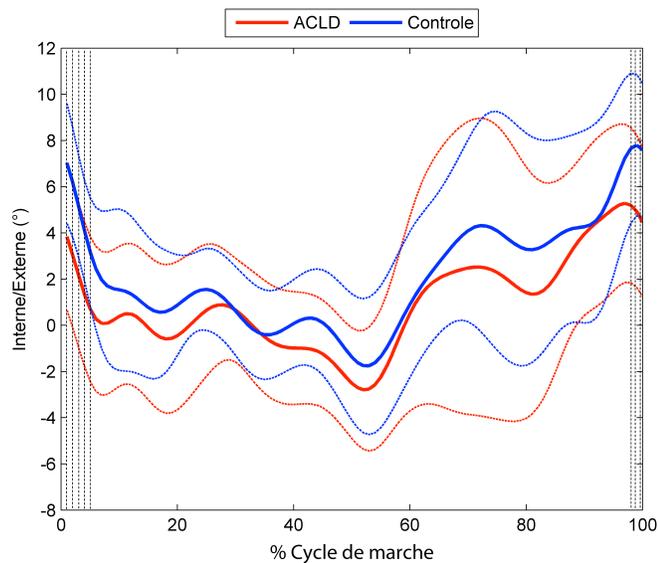


Figure 41 Cinématique du genou dans le plan transverse durant la tâche de marche rapide. La courbe épaisse représente la moyenne du groupe et les lignes pointillées de couleur appariée représentent l'écart type. Les lignes pointillées verticales indiquent les pourcentages du cycle de marche où il y a une différence significative ($P < 0.05$) entre les deux groupes.

8.2 Classification automatique : outil d'aide au diagnostic

8.2.1 Classification des patients ACLD en utilisant les forces de réaction au sol

Afin de faire un parallèle entre l'utilisation de données biomécaniques du genou et les données cinétiques lors de la marche, nous avons appliqué la méthode de classification précédemment décrite dans la Chapitre 7 en utilisant des données de force de réaction au sol 3D. Ces travaux ont d'ailleurs été présentés lors du congrès annuel de l'Académie

canadienne d'orthopédie à l'été 2009[188]. Dans le cadre de cette étude interne, nous avons ajouté 16 participants sains asymptomatiques (11 femmes et 5 hommes) afin d'équilibrer le nombre de participants entre les deux groupes. Ces participants additionnels ne répondaient toutefois pas aux critères d'inclusion de la présente thèse (moyenne d'âge de 66 ± 7 ans et un niveau d'activité physique inconnu). Uniquement la tâche de marche confortable a été analysée étant donné qu'aucune donnée de tâche de marche rapide n'était disponible pour les 16 participants contrôle additionnels. Par ailleurs, une suppression des données aberrantes a été réalisée avant d'établir la base de données à utiliser pour la classification. Le groupe ACLD était donc composé de 26 participants et le groupe contrôle de 30 participants. La Table 11 présente la matrice de confusion suite à la classification utilisant les données de force de réaction au sol. La Table 12, présente le niveau de performance du classificateur.

Table 11 Matrice de confusion présentant les résultats de la classification des données de force de réaction au sol.

N=56	Résultat du classificateur	
	ACLD	Contrôle
ACLD (n=26)	25 (Vrai +)	1 (Faux -)
Contrôle (n=30)	5 (Faux +)	25 (Vrai -)

Table 12 Performance du classificateur utilisant les forces de réaction au sol en entrée

Tâche \ Performance	Précision	Sensibilité	Spécificité
Marche confortable	89.3%	96.2%	83.3%

Les analyses complémentaires présentées au Chapitre 8 ont d'abord permis d'obtenir des informations additionnelles afin de mieux comprendre l'impact d'une rupture du LCA sur la biomécanique du genou. Par la suite, les résultats du classificateur utilisant des forces de réactions au sol en entrée supportent l'intérêt d'utiliser des données biomécaniques afin d'identifier des patients présentant une lésion au LCA.

Chapitre 9 Discussion

Tel que présenté au Chapitre 1, une rupture du ligament croisé antérieur affecte significativement la stabilité et la fonction articulaire du genou[49-51]. Par conséquent, les patients ayant subi une rupture du LCA n'ont d'autres choix que de diminuer considérablement leur niveau d'activité physique afin d'éviter des épisodes d'instabilité[4]. De plus, cette lésion ligamentaire rend l'articulation plus susceptible à subir des blessures secondaires qui elles, à leur tour, ont des conséquences néfastes à long terme sur la condition du genou. Pour ces raisons, il est important que ces patients soient pris en charge adéquatement afin qu'ils puissent retrouver une fonction articulaire qui se rapproche de la normale.

Le Chapitre 2 a permis de mieux comprendre l'évaluation clinique actuelle permettant de diagnostiquer la lésion du LCA et d'évaluer l'impact de la blessure sur la fonction du genou. Par ailleurs, ce chapitre a permis de faire la lumière sur certaines limitations qui y sont reliées. On peut d'abord rappeler que l'examen clinique du genou se fait dans des conditions statiques et sans mise en charge. De plus, les tests manuels spécifiques permettant d'évaluer l'intégrité du LCA sont majoritairement unidimensionnels. Ces facteurs pourraient donc expliquer pourquoi les tests cliniques ne sont pas bien corrélés avec le niveau fonctionnel du genou[57]. De plus, les résultats attribués par le clinicien pour chacun de tests manuels dépendent fortement du niveau d'expérience de l'évaluateur, ce qui engendre un biais de subjectivité non négligeable. Finalement, il a récemment été démontré que les intervenants de première ligne n'effectuent pas l'ensemble des tests manuels spécifiques durant leur évaluation clinique. Ceci a été expliqué par la difficulté à exécuter ces manœuvres et à leur attribuer un résultat clinique[46]. En ce qui concerne l'évaluation de la fonction du genou, les cliniciens n'ont pas accès à des méthodes d'évaluation objectives adéquates leur permettant de bien comprendre l'impact de la blessure sur la fonction articulaire. En effet, les questionnaires donnent une information subjective sur la condition du genou et les tests d'habileté

fonctionnelle donnent une information sur la fonction globale du patient. Les cliniciens ne connaissent donc pas l'impact direct de la blessure sur la fonction du genou.

Le domaine de la biomécanique a démontré pouvoir fournir des informations pertinentes pouvant pallier aux limitations de l'évaluation clinique précédemment décrites. En effet, les évaluations biomécaniques sont objectives, elles permettent d'évaluer l'articulation dans les trois plans anatomiques et se déroulent dans un contexte dynamique et de mise en charge (p.ex une tâche de marche). Les résultats tirés d'une évaluation biomécanique présentent donc un réel intérêt autant dans le cadre de l'investigation de la blessure que dans le processus diagnostique; deux champs d'application du domaine biomécanique qui pourront être ajoutés au paradigme du *Orthopaedic Sport Biomechanics*.

9.1 Intérêt de l'analyse biomécanique dans l'investigation : Effet de la lésion du LCA sur la fonction du genou

Les études antérieures recensées ont permis de bien comprendre les différentes stratégies permettant d'expliquer comment les patients ayant une lésion du LCA adaptent leur biomécanique du genou afin de prévenir l'instabilité antéropostérieure. Le principal symptôme rapporté par les patients est toutefois l'instabilité rotatoire du genou (*giving way*). C'est d'ailleurs le test manuel du *Lateral Pivot-Shift* qui corrèle le mieux avec la fonction du genou[63]. Pour ces raisons, il semble pertinent d'investiguer via une évaluation biomécanique du genou lors de la marche, les mouvements engendrés durant la première partie de la manoeuvre du *Lateral Pivot-shift test*, visant la luxation anteromédiale du plateau tibial latérale. Durant le cycle de marche, plus spécifiquement la sousphase de la fin de la phase d'appui, le genou est placé dans une condition mimant cette première partie de la manoeuvre du *Lateral Pivot shift* soit, une extension complète du genou et un moment de rotation interne agissant sur le tibia. À cet instant du cycle de marche, le rôle du genou est à la fois de supporter le poids du corps, d'assurer un bon équilibre[189] et une stabilité

adéquate de la jambe[10]. Il a donc été proposé que, durant cette phase de la marche, les patients ayant une lésion du LCA altèrent leur biomécanique 3D du genou afin d'éviter une instabilité rotatoire du de leur articulation.

Les résultats présentés au Chapitre 6 ont effectivement démontré que les patients fléchissent significativement plus leur genou et limitent significativement le moment de rotation interne agissant sur le genou durant la fin de la phase d'appui. Nous avons d'ailleurs proposé à la communauté scientifique et clinique d'intituler ce mécanisme compensatoire le « *Pivot-shift avoidance gait* ». Cette adaptation biomécanique a été identifiée à la fois pour la condition de marche à vitesse confortable et à vitesse rapide. Ces changements dans ces deux patrons biomécaniques semblent être adéquates afin d'assurer une stabilité du genou durant la marche. L'augmentation de l'angle de flexion du genou à la fin de la phase d'appui supporte les résultats précédemment publiés par différents auteurs[129, 131, 132, 172, 190]. Aucune étude n'avait à ce jour présenté des différences dans le patron du moment de rotation tibiale interne/externe du genou. Différents facteurs permettent d'expliquer pourquoi les patients adoptent ces deux compensations biomécaniques :

Limitation de l'extension du genou

- Avec l'absence du LCA, la stabilité du genou dépend principalement des autres stabilisateurs statiques et dynamiques du genou. Cependant, lorsque le genou approche l'extension complète, ces stabilisateurs secondaires deviennent moins efficaces [174].
- Durant la marche, lorsque le corps est en position unipodale et que le genou est en extension, les muscles des quadriceps exercent une force antérieure sur le plateau tibial latéral, ce qui correspond à la première composante du phénomène du pivot-shift [175].
- En maintenant une position du genou plus fléchie, ceci favorise la capacité des muscles des ischios-jambiers à agir comme agoniste au LCA en exerçant une traction postérieure sur le tibia[123].

Composante rotatoire

- Durant l'extension du genou, étant donné l'absence du LCA et de l'inclinaison postérieure du plateau tibial latérale le fémur se déplace postérieurement sur le tibia[97]. Plus spécifiquement, le condyle latéral du fémur glisse postérieurement sur le plateau tibial [50], engendrant une rotation antéromédiale du tibia.
- Il a aussi été démontré que la position de la hanche influence la rotation dans le plan transverse du genou. En effet, lorsque la hanche est en position d'extension, tel que durant la fin de la phase d'appui, ceci tend à augmenter la rotation tibiale, ce qui représente un facteur additionnel contribuant au phénomène du pivot-shift[176].

L'article présenté au Chapitre 6 a donc permis pour la première fois de démontrer que les patients ACLD adoptent un mécanisme compensatoire lors de la marche afin d'éviter une condition susceptible de provoquer une instabilité rotatoire antérolatérale du genou. Afin de faciliter l'interprétation des résultats biomécaniques par la communauté clinique, nous avons proposé une terminologie permettant de faire un lien direct avec un test manuel clinique (*Lateral Pivot-shift test*).

Par ailleurs, à la lumière de ces résultats, les patients du groupe ACLD ayant participé au projet de recherche semblent adopter la stratégie de compensation du *Hamstring facilitation* qui est décrite à la section 3.3.1.2. En effet, il a été démontré que l'angle de flexion est positivement corrélé avec la durée de la contraction des ischio-jambiers durant la phase d'appui[130]. Cette adaptation neuromusculaire est d'ailleurs supportée par des études électromyographiques ayant démontré une augmentation significative de l'activité musculaire des muscles fléchisseurs du genou[55, 129, 130, 132]. Cette stratégie de stabilisation permettrait aussi d'expliquer en partie comment les patients ACLD réduisent le moment de rotation interne durant la fin de la phase d'appui. En effet, les résultats présentés par Rudolph *et coll.* 2001[55] montrent une augmentation de l'activité des ischio-jambiers latéraux, ce qui aiderait à prévenir la luxation antéromédiale du plateau tibial latéral. En plus de limiter l'extension du genou à la fin de la phase d'appui, les analyses complémentaires présentées au Chapitre 8 ont démontré chez les patients

ACL D une augmentation significative de l'angle de flexion durant la transition entre la fin de la phase d'envol et le contact initial au sol. Cette compensation a été identifiée lors des deux conditions de marche (vitesses confortable et rapide). Étant donné l'augmentation de la translation antérieure du tibia durant la transition entre une condition sans mis en charge à une condition de mise en charge[30, 191], les patients n'ont d'autres choix que d'adapter leur biomécanique pour stabiliser leur genou. Des études antérieures ont d'ailleurs démontré une augmentation de l'activité musculaire des ischios-jambiers durant la transition entre la phase d'envol et le contact initial [179]. Nos résultats supportent donc l'adoption de la stratégie du *Hamstring facilitation* chez les patients ACL D. Afin de stabiliser le compartiment latéral, l'utilisation de la stratégie de co-contraction n'est pas écartée. L'étude menée par Hurd et Snyder-Mackler (2007)[129] a en effet démontré que les patients ACL D adoptent une co-contraction musculaire du côté latéral du genou (vaste latéral des quadriceps et ischio-jambier lateral) significativement plus importante sur la jambe atteinte que la jambe controlatérale lors de la phase d'appui. En parallèle, les résultats du présent projet sont en accord avec les études réfutant la présence du *quadriceps avoidance gait* dans le patron moyen des patients ACL D[122, 128, 192].

D'autre part, les analyses complémentaires ont montré qu'à la fin de la phase d'envol, les participants ACL D ne présentent pas un mouvement de rotation tibiale externe tel qu'identifié chez les participants du groupe contrôle. Ceci pourrait être expliqué par l'absence du *screw home mechanism* (rotation externe du tibia dans les derniers degrés d'extension du genou) à la fin de la phase d'envol. Ceci est en accord avec les résultats publiés par Andriacchi *et coll.* 2005[30]. L'absence de ce mécanisme est souvent décrite comme étant un indicateur d'instabilité ou de lésion du genou[193]. Cette diminution de la rotation tibiale externe à la fin de l'envol pourrait toutefois aussi être expliquée par la limitation du mouvement d'extension du genou à la fin de la phase d'appui.

Conséquemment, les résultats complémentaires montrent aussi une diminution de la rotation tibiale externe lors du contact au sol et le début de la phase de mise en charge. La

position du tibia vers une rotation interne a déjà été identifiée chez les patients ACLD[30, 142]. Contrairement aux résultats antérieurs, ce décalage vers une rotation interne ne se fait pas tout au long du cycle de marche, mais bien lors du contact au sol, au début du chargement et à la fin de la phase d'envol. Cette altération dans le plan transverse est d'autant plus préoccupante étant donné sa relation avec la dégénérescence du cartilage du genou[183]. À l'évidence des résultats d'Andriacchi *et coll.* 2006[183], ce déficit biomécanique accélère les changements dégénératifs du cartilage. En effet, suite à la lésion, les chargements entre le fémur et le tibia durant la marche surviennent sur des régions du genou qui ne sont pas conditionnées à soutenir ces charges, ce qui engendre des changements dégénératifs plus rapides. La mécanique de la locomotion a d'ailleurs été directement associée à l'initiation et ainsi qu'à la progression de la gonarthrose[194]. Plus spécifiquement, un cadre conceptuel sur la pathomécanique de la gonarthrose stipule que la phase d'initiation de l'arthrose est provoquée par une cinématique anormale tandis que ce sont les mises en charge qui stimulent la progression de la pathologie[143]. Étant donné la prévalence importante de la gonarthrose suite à une lésion du LCA[54], ceci indique qu'il serait important de prendre en considération ce déficit biomécanique durant les traitements conservateurs et même chirurgicaux. Les résultats des analyses complémentaires illustrent d'avantage l'intérêt d'intégrer une évaluation biomécanique 3D du genou dans l'investigation de l'impact de la fonction du genou.

Finalement, les résultats présentés au Chapitre 6 démontrent que les patrons biomécaniques associées au *pivot shift avoidance gait* sont plus près de ceux du groupe contrôle (moins de différence statistique) pour la tâche de marche à vitesse rapide. Cette tendance est en accord avec les résultats publiés par Zhang *et coll.* (1998) [195]. Deux écoles de pensée existent afin d'expliquer ce phénomène. D'abord, Zhang *et coll.* (1998) [195] proposent que des contractions musculaires plus importantes durant la marche rapide permettent d'augmenter la stabilité de l'articulation engendrant une biomécanique plus proche de la normale. À l'inverse, nous croyons que les participants ACLD ne sont pas en

mesure d'adopter un mécanisme de compensation biomécanique pour stabiliser leur genou aussi efficacement lors d'une condition de marche rapide. Les patients sont donc forcés à exécuter la tâche en utilisant des patrons biomécaniques « normaux », ce qui les rend plus susceptibles à subir des épisodes d'instabilité. Cette hypothèse pourrait d'ailleurs être expliquée par les déficits proprioceptifs engendrés par la lésion du LCA [196, 197]. La proprioception est une modalité sensorielle qui définit la sensation de position (le sens de position articulaire) et de mouvement (kinesthésie)[198]. Les afférences proprioceptives sont importantes à la fois pour bien planifier et exécuter le mouvement[199]. Il a été démontré que lorsqu'un stress est appliqué sur le LCA intact, ceci provoque une activation des muscles des ischios-jambiers afin de stabiliser l'articulation[200]. D'autre part, chez les patients ayant une lésion du LCA, ce réflexe est toujours présent, mais significativement plus lent démontrant un arc-réflex alternatif, probablement venant de la capsule articulaire ou des autres ligaments[200]. On pourrait donc supposer que cet arc-réflex n'est pas aussi efficace lors de la tâche de marche à vitesse rapide, ne permettant pas aux patients d'adapter leur biomécanique via une reprogrammation neuromusculaire. Sans l'information proprioceptive provenant des mécanorécepteurs du LCA, les ischios-jambiers ne seraient donc pas en mesure de limiter l'extension du genou lors de la marche rapide, ce qui positionne le genou dans une condition d'instabilité. Une étude publiée en 2005 par Waite *et coll.* [201] a d'ailleurs rapporté chez des patients ACLD des épisodes d'instabilité rotatoire lors de la fin de la phase d'appui durant une tâche de course. Étant donné que la course est une tâche fonctionnelle beaucoup plus exigeante que la marche à vitesse rapide, l'extrapolation de nos résultats à une tâche de course doit être faite avec précaution.

Il est donc apparemment que les résultats présentés aux Chapitres 6 et 8 permettent de démontrer la pertinence d'une évaluation biomécanique dans l'investigation de l'impact d'une blessure sur la fonction du genou. En effet, des résultats inédits ont d'abord permis de mieux comprendre les mécanismes par lesquels les patients ACLD sont en mesure de stabiliser leur genou pour pallier à l'instabilité rotatoire. Par la suite, nous avons pu

identifier via des analyses complémentaires des changements subtils dans la mécanique articulaire du genou en lien avec la lésion ligamentaire. Les résultats du présent projet viennent donc infirmer ce que certains auteurs stipulent, indiquant que l'évaluation de la marche n'est pas assez exigeante pour identifier des changements biomécaniques pertinents en lien avec l'instabilité fonctionnelle des patients ACLD[141]. En effet, l'évaluation biomécanique lors d'une tâche de marche confortable a permis d'identifier des stratégies compensatoires qui sont même plus significatives que pour des tâches un peu plus exigeantes. Cette évaluation du genou dans un contexte dynamique a aussi finalement permis d'identifier des indices en lien avec les causes possibles du développement hâtif de la gonarthrose chez cette population. Nous pouvons donc affirmer qu'une évaluation biomécanique permet de fournir aux professionnels de la santé des informations additionnelles et innovatrices à l'évaluation clinique actuelle. De plus, ces données pourront être bénéfiques dans le développement de programmes de réadaptation visant soit à limiter les périodes d'instabilité rotatoires, soit à ralentir les changements dégénératifs menant à la gonarthrose.

9.2 Intérêt de la biomécanique dans l'aide au diagnostic : classification de patients ayant une rupture du LCA

Les analyses du Chapitre 8 et l'Annexe III ont aussi fait réaliser le très grand volume de données accumulé au cours d'une évaluation biomécanique 3D du genou. En plus d'être chronophages, les méthodes d'analyse de données actuelles requièrent malheureusement l'aide d'un expert dans le domaine afin d'interpréter les patrons biomécaniques. L'ensemble de ces facteurs explique en grande partie pourquoi les évaluations biomécaniques ne sont pas encore intégrées dans le milieu pratique de la clinique comme outil d'aide au diagnostic.

De plus, l'importante variabilité des patrons biomécaniques du genou[184] rend difficile la comparaison directe de patrons de participants asymptomatiques et de patrons pathologiques. La Figure 42 illustre la complexité d'identifier les patrons biomécaniques représentant les patients ACLD parmi les patrons biomécaniques des participants sains. Afin de pallier à ce problème, l'art antérieur démontre l'intérêt d'appliquer des méthodes de reconnaissance automatique afin de distinguer les patrons biomécaniques appartenant à un groupe de patients pathologiques. Un des objectifs du présent projet doctoral était donc de développer une méthode d'analyse biomécanique automatique et objective en utilisant des caractéristiques discriminantes des patrons biomécaniques combinées à une méthode de classification adéquate afin d'identifier les patricipants ACLD.

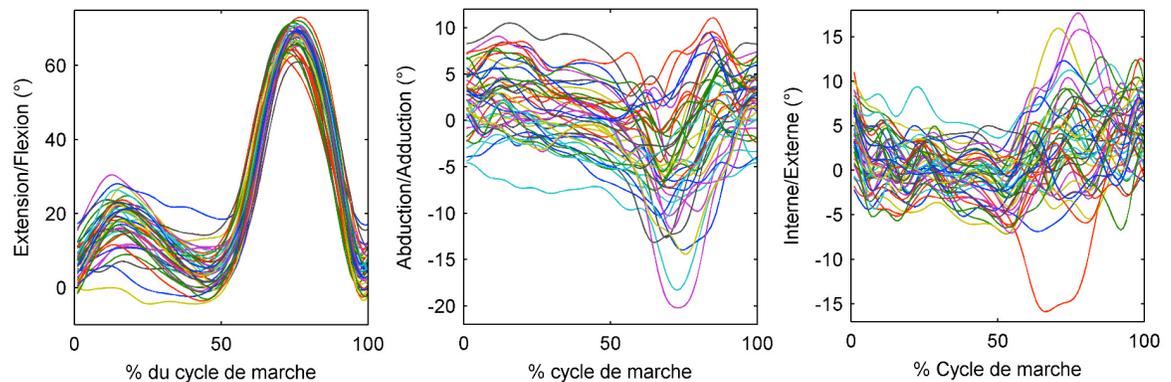


Figure 42 Patrons cinématiques du genou des 44 participants (15 contrôles et 29 ACLD) de la présente étude; démontrant la grande variabilité des patrons biomécaniques, ce qui complexifie l'identification des patrons pathologiques

La recension des écrits a démontré la pertinence d'utiliser une méthode de décomposition en ondelettes afin d'extraire les caractéristiques discriminantes des signaux biomécaniques. De plus, le Chapitre 3 a permis de soulever les avantages, dans le cadre d'études biomécaniques, à utiliser le classificateur du plus proche voisin. L'utilisation de ces méthodes sur des données cinématiques et cinétiques du genou nous a permis de

distinguer les participants ACLD des participants du groupe contrôle avec un excellent taux de précision, de sensibilité et spécificité (voir Figure 36, Chapitre 7). Étant donné la différence du nombre de participants entre le groupe ACLD et le groupe contrôle, la valeur prédictive positive et négative du classificateur n'a pas été calculée. Sachant que le calcul de ces valeurs prédictives est grandement dépendant de l'incidence de la pathologie à l'intérieur de la base de données évaluée (dans notre cas 29 sur 44 participants), les valeurs obtenues présenteraient un biais trop important.

Les résultats ont montré que la performance globale du classificateur est légèrement supérieure lorsque les données proviennent des essais de marche à vitesse rapide. De plus, on peut observer un meilleur équilibre entre le niveau de sensibilité et de spécificité pour la condition de marche rapide. Il est important de rappeler qu'il est préférable pour un classificateur d'obtenir un niveau équivalent entre les trois taux de performance[59]. On note un écart maximum entre les trois taux de 19% pour la tâche de marche à vitesse confortable comparativement à un écart de 3% pour la tâche de marche rapide.

Les résultats du projet se comparent favorablement à ceux présentés par Wolf *et coll.* (2007)[155]. Cette étude avait pu distinguer des genoux ayant une lésion du LCA en utilisant des données biomécaniques 3D de deux spécimens cadavériques avec une précision atteignant 83%. Cette étude présentait toutefois certaines limitations conceptuelles et cliniques. D'abord, l'utilisation de machines à vecteurs de support (MVS) pour classifier les données est remise en question étant donné que celle-ci est une méthode paramétrique qui requiert généralement une grande base de données représentant adéquatement la population étudiée. De plus, l'utilisation de spécimens cadavériques ne permet pas de prendre en compte les adaptations neuromusculaires permettant aux patients de stabiliser leur articulation dans des conditions dynamiques et de mise en charge.

En comparaison avec l'étude de Beynon *et coll.* (2006)[104] ayant utilisé des données cinématiques du genou, mais pour une population gonarthrosique, la précision du classificateur développé dans le cadre de la présente thèse est légèrement inférieure (88.2% par rapport à 96.7%). On peut donc estimer qu'une plus grande différence existerait entre les caractéristiques extraites de la population pathologique et du groupe contrôle dans l'étude de Beynon *et coll.* (2006). Ceci pourrait être expliqué par le fait que l'arthrose du genou soit une pathologie chronique douloureuse engendrant d'importantes limitations fonctionnelles. De plus, l'âge des participants et leur niveau d'activité physique pourraient être en cause. Finalement, une plus grande facilité à diagnostiquer la gonarthrose comparativement à une lésion ligamentaire pourrait expliquer l'écart de précision entre les classificateurs.

En rappelant que l'objectif de développer ces méthodes d'analyse biomécanique est de pouvoir les intégrer dans le milieu clinique, il est nécessaire que celles-ci soient objectives et automatiques afin de répondre à la réalité clinique. Un avantage significatif de notre méthode de classification en comparaison à celle de Beynon *et coll.* (2006) réside dans le choix de la méthode d'extraction des caractéristiques. En effet, la décomposition en ondelettes des signaux biomécaniques ne requiert aucune intervention d'un utilisateur et permet l'extraction d'une information globale du signal, comparativement à l'utilisation d'informations locales sur les patrons devant être déterminées par un expert.

Étant donné que la méthode de classification utilisée dans le présent projet est tirée d'études antérieures de Mezghani *et coll.* (2008)[151, 159] ayant classifié des données de force de réaction au sol, nous avons aussi évalué le classificateur sur ces types de données (voir Chapitre 8.2). Les résultats obtenus pour les essais de marche à vitesse confortable sont similaires à ceux présentés par Mezghani *et coll.* (2008)[159] pour la classification de participants gonarthrosiques. On peut aussi observer que le niveau de précision du classificateur est légèrement supérieur à celui obtenu en utilisant des données cinématiques

et cinétiques au genou pour une même condition de marche. Ceci pourrait être attribué à la plus grande base de données de participants asymptomatiques utilisée dans l'étude ayant utilisé les forces de réaction au sol en entrée. En effet, la base de données de cette étude comprenait un total de 30 participants asymptomatiques et de 26 participants ACLD. Certaines observations aberrantes avaient d'ailleurs été préalablement éliminées; favorisant ainsi un meilleur niveau de performance du classificateur. Malgré le bon taux de précision, on remarque tout de même un déséquilibre entre le niveau de sensibilité et de spécificité, avec un écart atteignant près de 13% entre ces deux taux de performance.

Dans les travaux présentés au Chapitre 7, afin d'obtenir la meilleure performance possible des classificateurs (précision, sensibilité et spécificité), toutes les combinaisons de patrons biomécaniques (cinématique et moment articulaire) pouvant être utilisées en entrée ont été évaluées expérimentalement. Cette analyse a été faite séparément pour les deux conditions de marche. La meilleure performance des classificateurs (résultats présentés à la Figure 36) a été obtenue en se servant des patrons biomécaniques suivants :

- Marche confortable :
 - o Abduction/adduction
 - o Rotation tibiale interne/externe
 - o Moment de rotation tibiale interne/externe
- Marche rapide :
 - o Flexion/extension
 - o Moment flexion/extension
 - o Moment de rotation tibiale interne/externe

On remarque donc que pour les essais de marche confortable, des caractéristiques tirées des patrons biomécaniques du genou dans le plan frontal et transverse ont été utilisées. L'impact d'une lésion du LCA sur la cinématique et le moment articulaire dans le plan transverse a déjà suffisamment été discuté dans les sections précédentes. L'effet de la blessure ligamentaire sur la cinématique du genou dans le plan frontal n'a cependant pas été abordé. Aucune différence statistique ayant une signification clinique n'a été identifiée lors

des analyses statistiques des patrons moyens. Ceci pourrait être expliqué par la grande variabilité inter-sujet du patron d'abduction/adduction du genou chez la population saine asymptotique. Certains auteurs ont proposé que cette variabilité serait causée par les dissemblances méthodologiques des études ayant publié ce patron cinématique[23]. Des travaux récemment soumis pour publication[202] par l'équipe du LIO ont confirmé la variabilité inter-individu dans ce patron en démontrant la présence de quatre patrons « normaux » à l'intérieur d'une banque de données de 211 patrons d'abduction/adduction asymptotiques (voir Figure 43).

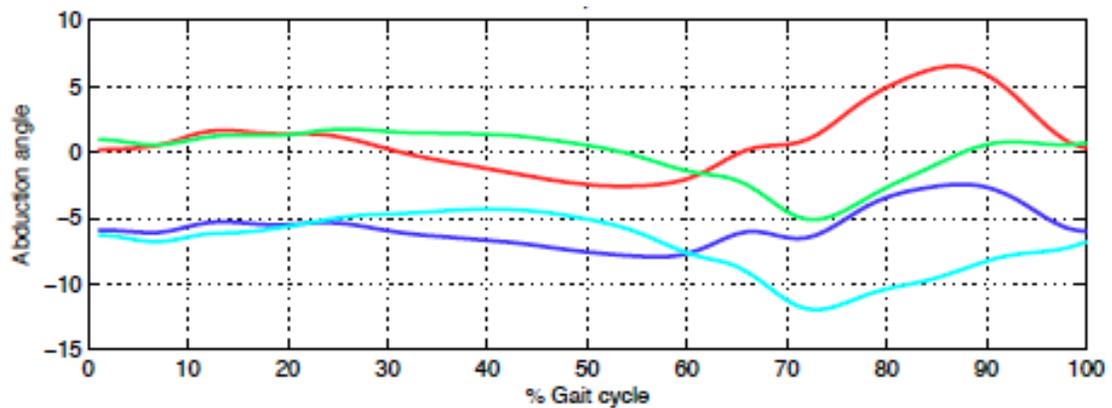


Figure 43 Quatre patrons biomécaniques du plan frontal (adduction-abduction) identifiés par une analyse par composante principale à l'intérieur d'une base de données de 211 participants sains asymptotiques. Graphique tiré de Mezghani *et coll.* (soumis pour publication) [202]

Par ailleurs, un des avantages à utiliser une décomposition en ondelettes est que cette méthode permet une décomposition des signaux simultanément dans le domaine temporel et fréquentiel[148]. Ceci permet donc de réduire le biais temporel inter-individu engendré par l'interpolation des données le long d'un cycle de marche (100 points). Ceci démontre que les analyses standard comparant les moyennes ne seraient peut-être pas

suffisantes pour analyser la biomécanique du genou. Des méthodes d'analyse prenant en compte l'ensemble de la courbe pourraient aider à identifier des déficits biomécaniques supplémentaires.

Les patrons biomécaniques du plan sagittal et transverse ont permis d'obtenir le meilleur taux de classification pour les essais de marche à vitesse rapide. La relation entre ces trois patrons biomécaniques et la lésion du LCA a précédemment été discutée dans le cadre de la thèse. Il est donc sans surprise que ces patrons soient les plus discriminants d'une population atteinte d'une rupture du LCA.

En terminant, le classificateur développé dans le présent projet a démontré un niveau de performance (précision(taux de bonne classification), sensibilité et spécificité) à identifier une lésion du LCA équivalent voire même supérieur à celui rapporté dans la littérature pour les tests manuels spécifiques. Dans le milieu clinique, l'intérêt d'utiliser un classificateur est d'autant plus grand sachant que la précision et la validité des tests manuels sont remises en questions lorsqu'ils sont exécutés par les intervenants médicaux de première ligne. Certes, ce sont les orthopédistes qui décident d'opter ou non pour un traitement chirurgical, mais ce sont les intervenants de première ligne qui réfèrent ces patients vers les spécialistes et doivent donc être en mesure de diagnostiquer adéquatement la blessure. L'intégration d'un outil d'aide à la décision comme celui-ci permettra sans équivoque au intervenant de première ligne d'optimiser le processus de référence vers un spécialiste et/ou vers une investigation par imagerie médicale.

9.3 Limites de l'étude

Sans compromettre la rigueur expérimentale, le protocole de recherche utilisé dans la présente thèse comporte quelques limites méthodologiques. Certaines de ces limitations ont d'ailleurs été prises en considération lors des analyses statistiques des résultats.

Participants :

- Le nombre de participants asymptomatiques (n=15) est inférieur à celui du groupe ACLD (n=29). Ceci n'a toutefois pas empêché d'identifier des différences significatives entre les deux groupes. Par ailleurs, le nombre total de participants dans notre base de données peut-être considéré relativement faible pour l'étude de classification. En effet, il est préférable pour les méthodes de classification que la base de données soit grande. C'est donc pour cette raison que l'approche du *k*-plus proche voisin a été utilisée, car elle est plus appropriée pour notre base de données. Un plus grand nombre de participants pourrait cependant permettre d'améliorer la performance du classificateur et de calculer les valeurs prédictives positives et négatives.
- Le nombre limité de femmes dans le groupe contrôle (n=2) est une seconde limitation. Étant donné que les femmes sont plus susceptibles de subir une lésion du LCA, il aurait été préférable que le nombre de femmes soit équivalent dans les deux groupes. Afin de pallier à cette limitation, le sexe a été ajouté comme covariable dans la comparaison des patrons moyens (MANCOVA). Par ailleurs, une MANOVA a aussi réalisée (résultats non présentés) afin d'évaluer l'impact de la covariable et effectivement, un nombre moindre de variables étaient statistiquement différentes lorsque la covariable était ajoutée, démontrant ainsi l'effet du sexe dans les analyses statistiques.

Méthodologie :

- Certains pourraient estimer que la marche sur tapis roulant ne correspond pas à une marche sur corridor de marche. Nous jugeons toutefois que cette condition expérimentale est adéquate étant donné qu'elle se fait dans des conditions fiables et répétables. De plus, une étude menée par Riley *et coll.* (2007)[170] a comparé les paramètres spatiotemporels, les forces de réactions au sol, la cinématique et les moments articulaires des membres inférieurs et a démontré que la marche sur tapis roulant était qualitativement et quantitativement équivalente à une marche sur corridor de marche.
- Le laps de temps moyen entre la blessure et l'évaluation biomécanique (23±20 mois) est une seconde limitation méthodologique. Sachant que les adaptations biomécaniques peuvent varier avec le temps suite à une lésion au LCA[7], le phénomène du *pivot shift avoidance gait* pourrait être uniquement associé à une adaptation à moyen terme suite à la lésion. De plus, afin de pouvoir utiliser le classificateur comme aide au diagnostic il serait préférable d'inclure un plus grand nombre de patients en phase subaiguë et moins en phase chronique.

- Bien que les techniques d'analyse automatique soient aptes à discriminer les patients ACLD des participants contrôle, il n'est pas possible de connaître les caractéristiques biomécaniques qui ont permis d'identifier les patients pathologiques. En utilisant uniquement ce type d'analyse, il n'est donc pas possible de connaître les déficits biomécaniques qui devraient être considérés dans l'élaboration du plan de traitement, d'où la complémentarité des méthodes d'analyse.
- Finalement, le classificateur développé dans le cadre de la présente thèse est présentement uniquement apte à distinguer les deux populations étudiées. Ceci implique donc qu'un patient avec une pathologie X (autre qu'une lésion du LCA) serait classifié au groupe (ACLD ou contrôle) ayant des caractéristiques biomécaniques les plus semblables aux siennes. Cette étude reste tout de même une étape charnière dans le développement d'un système expert qui pourra servir d'outil d'aide au diagnostic de différentes pathologies du genou.
 - o Dans cette optique, une étude réalisée en collaboration entre le LIO et la compagnie Emovi a récemment démontré qu'il est possible de distinguer des patrons biomécaniques des genoux associés à différentes pathologies du genou. L'étude de Grimard *et coll.* 2010[203] démontre un taux de bonne classification par classe de 74.2%, 82.8%, 84.9% et de 94.4% pour les participants asymptomatiques, les patients ACLD, les patients gonarthrosique et des patients présentant un syndrome fémoro rotulien respectivement. Cela en utilisant uniquement sur des patrons cinématique 3D du genou.

Prenant en considération l'objectif à long terme d'intégrer l'évaluation biomécanique du genou dans la pratique clinique, la méthodologie du présent projet utilisée pour l'acquisition de la biomécanique 3D du genou ne pourrait pas directement être appliquée en milieu clinique. On peut d'abord penser à la nécessité d'utiliser des plateformes de forces afin de pouvoir calculer les moments articulaires. Étant donné que ce type d'équipements est très dispendieux, surtout si celles-ci sont intégrées à un tapis roulant, les cliniques médicales ou hôpitaux ne pourraient se les procurer facilement. Par ailleurs, ceci permet d'expliquer pourquoi l'utilisation de données de forces de réaction au sol ne serait pas adéquate en entrée dans un outil d'aide au diagnostic (classification automatique) en milieu clinique. L'utilisation de données cinématiques du genou s'avérerait donc plus avantageuse pour ces méthodes d'aide au diagnostic. Une deuxième limitation à utiliser notre protocole expérimental en milieu clinique concerne le système

d'acquisition du mouvement utilisé (système optoélectronique VICON). En effet, celui-ci est aussi très dispendieux et requiert une salle dédiée à son utilisation.

Toutefois, le système de fixation de marqueur utilisé dans le présent projet pour suivre les mouvements 3D du genou (le KneeKG) possède un grand avantage pour une implantation en milieu clinique. Il est possible d'y apposer des capteurs provenant d'autres systèmes d'acquisitions moins encombrants et moins dispendieux (i.e système électromagnétique de Polhemus ou encore le système optoélectronique Polaris de Northern Digital) qui ont le potentiel d'être utilisés en clinique. Il serait donc plus approprié de limiter l'investigation biomécanique 3D du genou aux paramètres cinématiques, ceci afin de faciliter l'intégration de l'évaluation biomécanique dans le milieu clinique.

Le système KneeKG a d'ailleurs déjà démontré sa capacité à être utilisé en milieu clinique en utilisant un système électromagnétique Fastrack (Polhemus) pour l'acquisition de la cinématique 3D du genou [119]. La compagnie Emovi a récemment fait l'acquisition des droits d'exploitation du système KneeKG afin de l'implanter en milieu clinique. Depuis 2008, le système KneeKG est utilisé dans une clinique spécialisée permettant ainsi aux cliniciens, que ce soit des intervenants de première ligne ou des chirurgiens orthopédistes, d'obtenir des informations sur la fonction (cinématique 3D) du genou de leurs patients. De nombreux médecins profitent déjà de cette technologie afin d'obtenir plus d'information sur l'impact de la blessure, pour comprendre l'étiologie mécanique des symptômes, personnaliser et optimiser leur plan de traitement et pour le suivi (quantitatif et objectif) de leurs patients.

9.4 Remarques complémentaires

La réalisation de ce projet doctoral a été rendue possible grâce à une approche pluridisciplinaire. Dans le domaine médical, la pluridisciplinarité est décrite comme étant lorsque plusieurs personnes d'origines et/ou de compétences différentes prennent en charge un même problème médical[204]. C'est grâce à une interactivité entre des chirurgiens

orthopédistes, ingénieurs, thérapeute du sport et physiciens qu'il a été possible de répondre aux hypothèses et objectifs de recherche. L'approche pluri ou multi disciplinaire nécessite une communication permanente entre les professionnels concernés et implique une évaluation régulière du processus mis en place pour l'atteinte des objectifs[204].

Il est d'ailleurs pertinent de souligner l'évolution des techniques d'analyses biomécaniques à l'intérieur de la présente thèse issue de cette approche pluridisciplinaire. Les résultats ont permis de voir qu'une analyse globale des patrons biomécaniques par des méthodes mathématiques issues d'autres domaines, tel que la reconnaissance automatique de l'écriture[157] permet d'utiliser des patrons biomécaniques (i.e cinématique du plan frontal) qui semblaient non pertinents via une analyse « standard » pour l'investigation d'une blessure. On peut aussi remarquer une autre divergence dans les résultats issus des deux méthodes d'analyse de données. En effet, l'évaluation du *pivot shift avoidance gait* démontrait que les patrons biomécaniques impliqués dans cette stratégie de compensation se rapprochaient de la normale lorsque la vitesse de marche était augmentée. Toutefois, les méthodes d'extraction de caractéristiques utilisées dans l'élaboration du classificateur démontrent que c'est lors d'une condition de marche à vitesse rapide que le classificateur est le plus performant. Ceci n'implique pas qu'une méthode est supérieure à une autre, mais plutôt que chacune d'elles apporte des pistes de solutions différentes à une même problématique.

Chapitre 10 Conclusion et perspectives

L'objectif général de la présente thèse visait à démontrer la valeur ajoutée d'une évaluation biomécanique dans la prise en charge orthopédique des patients ayant une rupture du ligament croisé antérieur. Plus spécifiquement, les objectifs étaient de démontrer l'apport du domaine biomécanique dans (1) l'investigation de l'impact de la blessure sur la fonction articulaire du genou et dans (2) l'aide au diagnostic. Tel qu'illustré à la Figure 2 dans l'Introduction, ces deux champs d'application bonifieraient le paradigme du *Orthopaedic sport biomechanics* proposé par Chan *et coll.* 2008[8].

À la lumière des résultats, les travaux de la présente thèse ont permis de répondre à ces objectifs. Plus spécifiquement, l'article présenté au Chapitre 6 a démontré qu'une évaluation biomécanique permet de recueillir des informations sur la fonction articulaire du genou qui ne peut être obtenue lors de l'évaluation clinique actuelle. En effet, les résultats ont démontré un mécanisme compensatoire durant la marche, chez les patients ayant une rupture du LCA que nous avons nommé le *pivot shift avoidance gait*. Nous sommes convaincus que ceci permettra aux différents professionnels de la santé d'interpréter plus facilement les résultats issus de cette évaluation biomécanique et de mieux comprendre l'impact de la blessure sur la fonction du genou.

L'association entre une cinématique aberrante et les changements dégénératifs de l'articulation stimule les réflexions sur le rôle de la stabilité articulaire dynamique et de la coordination neuromusculaire dans la protection de l'articulation[205]. L'accès aux données biomécaniques peut avoir un impact significatif sur le développement de programmes de réhabilitation et les traitements chirurgicaux visant l'amélioration de la stabilité dynamique du genou durant les activités quotidiennes et sportives. De plus, connaissant la relation entre une cinématique du genou altérée et les changements dégénératifs du cartilage[194, 205], les informations tirées d'une évaluation biomécanique peuvent aider à identifier des moyens permettant de ralentir le développement de l'arthrose chez cette population. La compréhension des adaptations biomécaniques est donc

extrêmement bénéfique pour l'amélioration de l'investigation et des traitements associés [172, 179].

L'article présenté au Chapitre 7 a ensuite pu démontrer qu'une évaluation biomécanique du genou durant la marche, combinée à une méthode de classification automatique et objective, permet d'identifier avec précision les patients ayant une lésion du LCA. La méthode utilisée dans le cadre du projet doctoral présente donc un réel potentiel dans l'aide au diagnostic pour les intervenants de première ligne. Tel qu'exposé par Peeler *et coll.* (2010)[46], le niveau de précision et de validité de l'examen clinique du LCA par les intervenants médicaux de première ligne (physiothérapeutes, thérapeutes du sport, médecins généralistes) serait beaucoup plus faible que précédemment rapporté. Les auteurs indiquent que cela pourrait être expliqué par la difficulté à exécuter l'ensemble des tests manuels spécifiques et aussi dû au biais de subjectivité relié à l'attribution des grades des tests. On note donc un besoin d'outiller ces spécialistes de la santé de méthodes d'analyse objectives permettant de faciliter le diagnostic de patients susceptible de présenter une lésion du LCA. Étant donné les répercussions cliniques de la lésion, il est important de rappeler l'importance socioéconomique de bien pouvoir diagnostiquer une lésion au LCA[58]. Ceci est d'autant plus vrai sachant que plus le délai est long entre le diagnostic d'une rupture du LCA et le traitement chirurgical, plus les risques de blessures secondaires augmentent[206]. Le classificateur développé ici représente une étape clé vers l'élaboration d'un outil plus complet d'aide au diagnostic pour les pathologies du genou. Un outil d'aide à la décision tel que proposé ici aurait des impacts sociaux économiques majeurs. En effet, ce système expert pourrait permettre de réduire le nombre de références non nécessaires vers les orthopédistes, dégageant ainsi les listes d'attente. De plus, en aidant à identifier les patients ayant une atteinte au LCA, ceci pourrait réduire le besoin de prescrire des examens par imagerie médicale.

Les résultats présentés dans la présente thèse démontrent donc qu'il serait adéquat d'ajouter deux champs d'application supplémentaires au paradigme *Orthopaedic sport*

biomechanics proposé par Chan *et coll.* 2008[8], soit l'investigation de l'impact de la blessure ainsi que l'aide au diagnostic. La Figure 44 illustre l'addition de ces champs d'applications du domaine biomécanique à l'intérieur du domaine de l'orthopédie en médecine du sport. La bordure de la flèche intitulée « aide au diagnostic » est toujours grisée étant donné que les résultats de la présente thèse représentent une première étape vers le développement d'un système expert qui pourra devenir un outil d'aide au diagnostic.

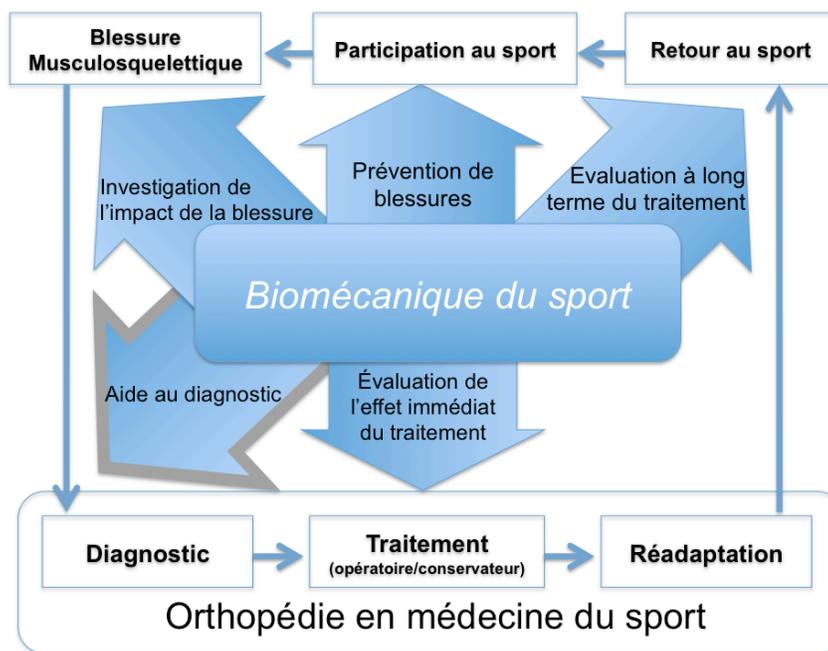


Figure 44 Adaptation proposé du diagramme représentant le « *Orthopaedics Sport Biomechanics* » de Chan *et coll.* 2008[8]

Avant de pouvoir faire adopter de manière générale le paradigme du *Orthopaedic Sport Biomechanics* dans le milieu clinique, quelques étapes sont encore nécessaires. En effet, il sera nécessaire de simplifier l'acquisition de données, de vulgariser l'interprétation des données[207] et d'élaborer des guides de pratiques permettant d'utiliser les nombreuses informations fournies par ce type d'évaluation. Plus spécifiquement, dans l'optique

d'améliorer le protocole expérimental, d'appuyer les résultats présentés et de faciliter l'intégration de la biomécanique dans la clinique nous suggérons de prendre en considération ces différents aspects :

Investigation de l'effet de la blessure:

- Dans un contexte de recherche, il serait approprié d'incorporer une évaluation électromyographique afin de vérifier si la stratégie du *Hamstring facilitation* et/ou de co-contraction permet d'expliquer le *pivot shift avoidance gait*.
- L'évaluation de la cinématique du pied, de la hanche et du tronc serait une avenue de recherche pertinente afin de déterminer le mécanisme par lequel les patients réduisent le moment de rotation interne lors de la fin de la phase d'appui.
- Il serait aussi intéressant d'incorporer d'autres paramètres cinématiques (p.ex. accélération, déplacement angulaire, *relative phase dynamics*[208]) dans l'analyse biomécanique afin de compenser l'élimination des données des moments articulaires.
- Tel que mentionné dans les limites de l'étude, il serait pertinent d'évaluer des patients à différents stades post-blessure. Étant donné que l'impact de la rupture du LCA sur la fonction articulaire varie beaucoup d'un patient à l'autre, l'évaluation de patients « copers » et « adaptors » permettrait de mieux comprendre les phénomènes compensatoires.
- Finalement, il serait aussi très pertinent de corrélérer des paramètres cinématiques à des tests manuels cliniques afin de faciliter leur interprétation et intégration par les cliniciens

Aide au diagnostic:

- Tout comme pour l'investigation de la blessure, il pourrait être bénéfique d'ajouter d'autres patrons biomécaniques (p.ex. accélérations, déplacement angulaire, etc.) dans la base de données afin de vérifier si cela permettrait d'améliorer la performance des classificateurs.
- Dans l'optique d'utiliser le classificateur comme outil d'aide au diagnostic, il serait pertinent d'inclure un plus grand nombre de patients en phase subaigüe.

- Afin de bonifier l'outil d'aide au diagnostic, il serait nécessaire d'agrandir la base de données, non seulement de participants asymptomatiques et ACLD, mais aussi de patients présentant d'autres blessures sportives au genou. Ce système expert pourrait être très bénéfique auprès des intervenants de première ligne. En ciblant plus rapidement le problème au genou, ceci permettra d'accélérer et d'améliorer la prise en charge des patients vers un retour à un niveau fonctionnel adéquat.

Suite à ces recommandations, on peut facilement penser à d'autres sphères d'application du domaine de la biomécanique dans le domaine de l'orthopédie, par exemple, la personnalisation et l'optimisation des plans de traitement. Des études prospectives pourraient en effet permettre d'identifier si certains patrons biomécaniques répondent mieux à un traitement conservateur ou à un traitement chirurgical spécifique (p.ex. type de greffe tendon rotulien ou greffe des ischios-jambiers). Une évaluation biomécanique pourrait permettre de mieux identifier le type de traitement à préconiser selon l'impact biomécanique de la blessure et/ou de la pathologie. De récents travaux par Gaudreault *et coll.* (accepté avec révision)[209] permettent d'ailleurs déjà d'identifier les patients gonarthrosiques qui répondent mieux à un traitement de physiothérapie en se basant sur des données biomécanique du genou. La Figure 45 illustre où le domaine de la biomécanique pourrait être bénéfique dans l'ensemble des étapes de la prise en charge orthopédique en médecine du sport.

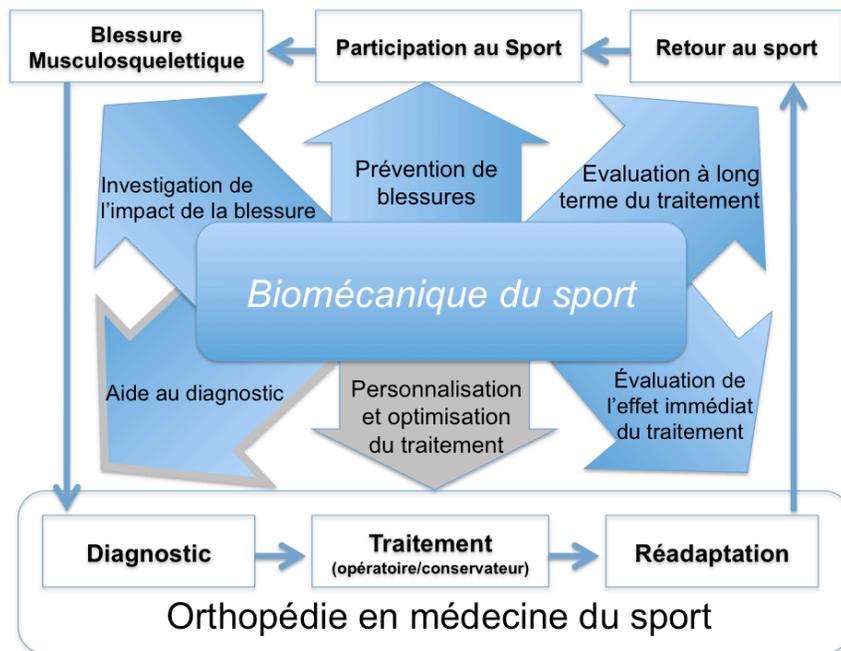


Figure 45 Illustration démontrant l'ensemble des applications possible du domaine de la biomécanique à l'intérieur du paradigme *Orthopaedic Sport Biomechanics*.

De futures études biomécaniques pourraient changer significativement la prise en charge des patients présentant une lésion au LCA. D'abord en ce qui a trait à la prévention de blessure; certains paramètres biomécaniques pourraient s'ajouter aux nombreux facteurs de risque de lésion déjà identifiés (Table 2, Chapitre 1). En évaluant des athlètes et/ou jeunes sportifs sains asymptomatiques en début de saison sportive, des études longitudinales pourraient être en mesure d'identifier si certains patrons ou paramètres biomécaniques seraient indicateurs d'une prédisposition à une lésion du LCA. Suite à l'identification de ces nouveaux facteurs de risque, des programmes de prévention pourraient être mis sur pied afin de réduire l'incidence des blessures.

Finalement, un problème majeur réside dans la capacité des patients à retourner à un niveau d'activité physique préblessure suivant un traitement chirurgical. En effet, suite à la

chirurgie, malgré les excellents résultats cliniques (85-90% de succès)[210], évalués principalement par la diminution de la laxité ligamentaire, 68% des patients ayant subi une reconstruction ligamentaire ne retournent pas à un niveau d'activité physique équivalent ou supérieur à celui qu'ils avaient avant la blessure[211]. Les critères et les tests habituellement utilisés comme indicateurs de l'amélioration de l'état du genou ne semblent pas assez sensibles ou complets pour expliquer des différences concernant l'état fonctionnel du genou à la suite d'un traitement chirurgical[208, 212]. D'autres facteurs doivent donc être pris en compte afin d'expliquer la pleine récupération de la fonction du genou[213, 214]. Sachant que le placement des tunnels lors de la reconstruction ligamentaire influence la stabilité du genou[215], une évaluation biomécanique pourrait permettre de mieux comprendre l'impact de la technique chirurgicale sur la fonction du genou et d'établir un lien avec le retour à l'activité physique. Une étude biomécanique pré et post traitement chirurgical pourrait aussi permettre d'identifier des indices biomécaniques qui pourraient être indicateur d'une difficulté à retour au niveau d'activité physique pré-lésionnel. La présence du *pivot-shift avoidance gait* pourrait d'ailleurs être l'un de ces indicateurs. Il suffirait par la suite de développer des programmes de réadaptation physique ciblés sur le retour au niveau d'activité physique pré-blessure.

Le faible taux de retour à l'activité physique est un problème clinique majeur. On estime que les maladies dues à l'inactivité physique y compris le peu de participation au sport, entraîneraient des coûts directs de deux (2) à cinq (5) milliards de dollars par année en soins de santé au Canada[216]. À la lumière de ces applications innovantes, l'intégration de données biomécaniques dans la prise en charge orthopédique des patients présentant une lésion au genou pourrait avoir un impact socio-économique majeur. Dans cette optique, l'intégration de la biomécanique ne devrait pas se limiter au domaine de l'orthopédie en médecine sportive (paradigme du *Orthopaedic Sport Biomechanics*). En effet, il serait important de démontrer l'apport du domaine de la biomécanique au domaine de l'orthopédie en général afin de faire bénéficier l'ensemble des patients. On peut penser aux

patients souffrant de blessures chroniques (p.ex. la gonarthrose) ou de blessures liés au travail. Évidemment, cette synergie entre ces deux domaines ne devrait pas se restreindre aux lésions au genou, mais bien à l'ensemble des troubles du système musculosquelettique. Un nouveau paradigme intitulé « *Orthopaedic Biomechanics* » pourra aussi être proposé (Figure 46).

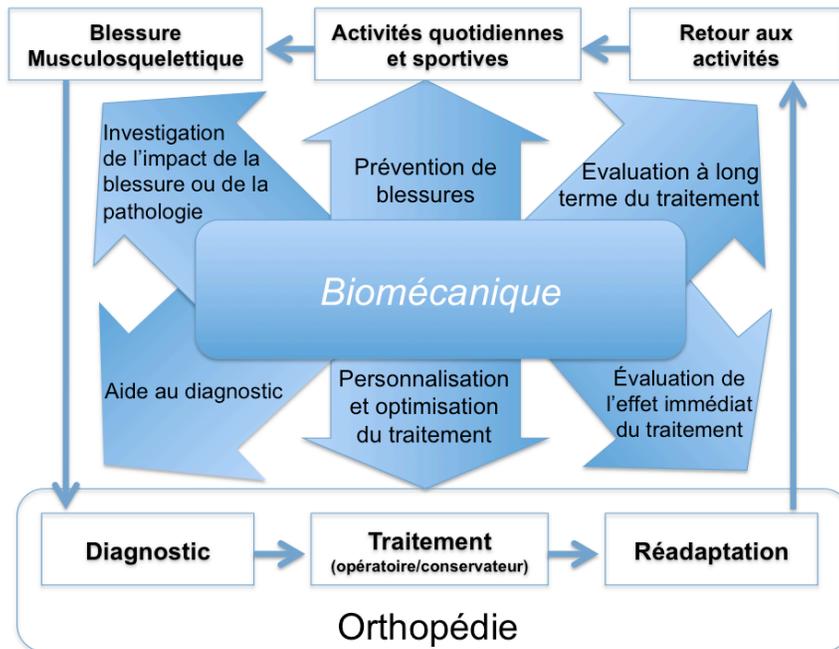


Figure 46 Diagramme présentant les différents champs d'application potentiels du domaine de la biomécanique dans le domaine de l'orthopédie générale (éventuel paradigme du *Orthopaedic Biomechanics*)

L'utilisation d'une approche pluridisciplinaire comprenant une interactivité dynamique et une communication active entre les spécialistes de différents domaines sera sans aucun doute la clé du succès afin de démontrer l'apport de la biomécanique dans le domaine de l'orthopédie.

Bibliographie

1. Burt, C.W. and M.D. Overpeck, *Emergency visits for sports-related injuries*. Ann Emerg Med, 2001. 37(3): p. 301-8.
2. Majewski, M., H. Susanne, and S. Klaus, *Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study*. Knee, 2006. 13(3): p. 184-8.
3. Griffin, L.Y., J. Agel, M.J. Albohm, E.A. Arendt, R.W. Dick, W.E. Garrett, J.G. Garrick, T.E. Hewett, L. Huston, M.L. Ireland, R.J. Johnson, W.B. Kibler, S. Lephart, J.L. Lewis, T.N. Lindenfeld, B.R. Mandelbaum, P. Marchak, C.C. Teitz, and E.M. Wojtys, *Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies*. J Am Acad Orthop Surg, 2000. 8(3): p. 141-50.
4. Daniel, D.M., M.L. Stone, B.E. Dobson, D.C. Fithian, D.J. Rossman, and K.R. Kaufman, *Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study*. Am J Sports Med, 1994. 22(5): p. 632-44.
5. Bicer, E.K., S. Lustig, E. Servien, T.A. Selmi, and P. Neyret, *Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009.
6. Karmani, S. and T. Ember, *The anterior cruciate ligament - I*. Current Orthopaedics, 2003. 17: p. 369-377.
7. Wexler, G., D.E. Hurwitz, C.A. Bush-Joseph, T.P. Andriacchi, and B.R. Bach, Jr., *Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time*. Clin Orthop, 1998(348): p. 166-75.
8. Chan, K.M., D.T. Fong, Y. Hong, P.S. Yung, and P.P. Lui, *Orthopaedic sport biomechanics - a new paradigm*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. 23 Suppl 1: p. S21-30.
9. Silva, M., E.F. Shepherd, W.O. Jackson, F.J. Dorey, and T.P. Schmalzried, *Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year: pedometers under-record walking activity*. J Arthroplasty, 2002. 17(6): p. 693-7.

10. Perry, J., *Gait Analysis: Normal and pathological function*. 1992, Thorofare, USA: SLACK Incorporated. 524.
11. Whittle, M.W., *Gait analysis : an introduction*. 4th ed ed. 2007, Edinburgh ;: Toronto : Butterworth Heinemann Elsevier. 255.
12. Moore, K.L. and A.F. Dalley, *Clinically oriented anatomy*. 4th ed. 1999, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. xxxi, 1164.
13. McLeod, W. and S. Hunter, *Biomechanical Analysis of the Knee*. Physical Therapy 1980. 60(12): p. 1561-1564.
14. Shahabpour, M., N. DeMeyere, M. DeMaeseneer, P. David, F. DeRidder, and T. Stafnik, *Anatomie normale du genou en imagerie par résonance magnétique*. EMC-Radiologie, 2005. 2: p. 165-182.
15. Ramsey, D.K. and P.F. Wretenberg, *Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1999. 14(9): p. 595-611.
16. Bull, A.M.J. and A.A. Amis, *Knee joint motion: description and measurement*, in *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*. 1998. p. 357-372.
17. Deluzio, K.J., U.P. Wyss, B. Zee, P.A. Costigan, and C. Sorbie, *Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns*. Human movement science, 1997. 16: p. 201-217.
18. Grood, E.S. and W.J. Suntay, *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*. J Biomech Eng, 1983. 105(2): p. 136-44.
19. Noyes, F.R., *Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes*. 2010: Saunders. 1176.
20. Klein, P. and P. Sommerfeld, *Biomécanique des membres inférieurs : bases et concepts, bassin, membres inférieurs*. 2008, Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson. xxv, 437.
21. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the normal tibio-femoral joint*. J Biomech, 2005. 38(2): p. 197-208.

22. Piazza, S.J. and P.R. Cavanagh, *Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment*. J Biomech, 2000. 33(8): p. 1029-34.
23. Chau, T., S. Young, and S. Redekop, *Managing variability in the summary and comparison of gait data*. J Neuroeng Rehabil, 2005. 2: p. 22.
24. Lafortune, M.A., P.R. Cavanagh, H.J. Sommer, 3rd, and A. Kalenak, *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*. J Biomech, 1992. 25(4): p. 347-57.
25. Vaughan, C.L., *Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis ?* Human Movement Science, 1996. 15: p. 423-43.
26. Bonnefoy, A., T. Robert, R. Dumas, and L. Cheze, *Méthodes biomécaniques avancées pour le calcul des moments articulaires et des forces musculaires*. IRBM, 2008. 29(4): p. 272-277.
27. Dumas, R., R. Aissaoui, and J.A. de Guise, *A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2004. 7(3): p. 159-66.
28. Andriacchi, T.P., *Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee*. J Biomech, 1990. 23 Suppl 1: p. 99-105.
29. Moision, K.C., D.R. Sumner, S. Shott, and D.E. Hurwitz, *Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques*. J Biomech, 2003. 36(4): p. 599-603.
30. Andriacchi, T.P. and C.O. Dyrby, *Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee*. J Biomech, 2005. 38(2): p. 293-8.
31. Hunt, M.A., T.B. Birmingham, D. Bryant, I. Jones, J.R. Giffin, T.R. Jenkyn, and A.A. Vandervoort, *Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis*. Osteoarthritis Cartilage, 2008. 16(5): p. 591-9.

32. Schache, A.G., R. Baker, and C.L. Vaughan, *Differences in lower limb transverse plane joint moments during gait when expressed in two alternative reference frames*. J Biomech, 2007. 40(1): p. 9-19.
33. Goldblatt, J. and R. JC, *Anatomy and biomechanics of the knee*. Operative Techniques in Sports Medicine, 2003. 11(3): p. 172-186.
34. Chabot, M. and A. Fuentes (2010) *L'anatomie et la fonction du genou*. La Capsule boutique Courir 2,(1) www.boutiquecourir.com/.
35. Frank, C.B., *Ligament structure, physiology and function*. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2004. 4(2): p. 199-201.
36. Duthon, V.B., C. Barea, S. Abrassart, J.H. Fasel, D. Fritschy, and J. Menetrey, *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. 14(3): p. 204-13.
37. Girgis, F.G., J.L. Marshall, and A. Monajem, *The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis*. Clin Orthop, 1975(106): p. 216-31.
38. Sepulchre, P. and P. Blaimont, *Biomécanique du ligament croisé antérieur du genou, Implications en chirurgie du remplacement prothétique*. Acta Orthopaedica Belgica, 1987. 53(3): p. 331-337.
39. Arnoczky, S.P., *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Clin Orthop, 1983(172): p. 19-25.
40. Tallay, A., M.H. Lim, and J. Bartlett, *Anatomical study of the human anterior cruciate ligament stump's tibial insertion footprint*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. 16(8): p. 741-6.
41. Amis, A.A. and G.P. Dawkins, *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries*. J Bone Joint Surg Br, 1991. 73(2): p. 260-7.
42. Zantop, T., W. Petersen, and H.F. Freddie, *Anatomy of the anterior cruciate ligament*. Operative Techniques in Orthopaedics, 2005. 15: p. 20-28.

43. Noyes, F.R., J.L. DeLucas, and P.J. Torvik, *Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates*. J Bone Joint Surg Am, 1974. 56(2): p. 236-53.
44. Noyes, F.R., C.S. Keller, E.S. Grood, and D.L. Butler, *Advances in the understanding of knee ligament injury, repair, and rehabilitation*. Med Sci Sports Exerc, 1984. 16(5): p. 427-43.
45. Wu, J.L., J.K. Seon, H.R. Gadikota, A. Hosseini, K.M. Sutton, T.J. Gill, and G. Li, *In situ forces in the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament under simulated functional loading conditions*. Am J Sports Med, 2010. 38(3): p. 558-63.
46. Peeler, J., J. Leiter, and P. MacDonald, *Accuracy and reliability of anterior cruciate ligament clinical examination in a multidisciplinary sports medicine setting*. Clin J Sport Med, 2010. 20(2): p. 80-5.
47. Griffin, L.Y., M.J. Albohm, E.A. Arendt, R. Bahr, B.D. Beynon, M. Demaio, R.W. Dick, L. Engebretsen, W.E. Garrett, Jr., J.A. Hannafin, T.E. Hewett, L.J. Huston, M.L. Ireland, R.J. Johnson, S. Lephart, B.R. Mandelbaum, B.J. Mann, P.H. Marks, S.W. Marshall, G. Myklebust, F.R. Noyes, C. Powers, C. Shields, Jr., S.J. Shultz, H. Silvers, J. Slauterbeck, D.C. Taylor, C.C. Teitz, E.M. Wojtys, and B. Yu, *Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005*. Am J Sports Med, 2006. 34(9): p. 1512-32.
48. Spindler, K.P. and R.W. Wright, *Clinical practice. Anterior cruciate ligament tear*. N Engl J Med, 2008. 359(20): p. 2135-42.
49. Almekinders, L.C., R. Pandarinath, and F.T. Rahusen, *Knee stability following anterior cruciate ligament rupture and surgery. The contribution of irreducible tibial subluxation*. J Bone Joint Surg Am, 2004. 86-A(5): p. 983-7.
50. Galway, H.R. and D.L. MacIntosh, *The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency*. Clin Orthop Relat Res, 1980(147): p. 45-50.

51. Okazaki, K., H. Miura, S. Matsuda, T. Yasunaga, H. Nakashima, K. Konishi, Y. Iwamoto, and M. Hashizume, *Assessment of anterolateral rotatory instability in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an open magnetic resonance imaging system*. Am J Sports Med, 2007. 35(7): p. 1091-7.
52. Bull, A.M.J. and A.A. Amis, *The pivot-ship phenomenon: a clinical and biomechanical perspective*. The Knee, 1998. 5: p. 141-158.
53. Naranje, S., R. Mittal, H. Nag, and R. Sharma, *Arthroscopic and magnetic resonance imaging evaluation of meniscus lesions in the chronic anterior cruciate ligament-deficient knee*. Arthroscopy, 2008. 24(9): p. 1045-51.
54. Lohmander, L.S., P.M. Englund, L.L. Dahl, and E.M. Roos, *The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis*. Am J Sports Med, 2007. 35(10): p. 1756-69.
55. Rudolph, K.S., M.J. Axe, T.S. Buchanan, J.P. Scholz, and L. Snyder-Mackler, *Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001. 9(2): p. 62-71.
56. Snyder-Mackler, L., G.K. Fitzgerald, A.R. Bartolozzi, and M.G. Ciccotti, *The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate ligament injury*. American journal of Sports Medicine, 1997. 25(2): p. 191-195.
57. Eastlack, M.E., M. Axe, and L. Snyder-Mackler, *Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers*. Medicine and Science in sports and exercise, 1999. 31(2): p. 210-215.
58. Benjaminse, A., A. Gokeler, and C.P. van der Schans, *Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis*. J Orthop Sports Phys Ther, 2006. 36(5): p. 267-88.
59. Chu, K., *An introduction to sensitivity, specificity, predicted values and likelihood ratios*. Emergency Medicine, 1999. 11: p. 175-181.
60. Labbe, D., *Development and prevalidation of a measurement tool for the pivot shift phenomenon of the knee*. 2009, École de Technologie Supérieure: Montreal. p. 137.

61. Lane, C.G., R. Warren, and A.D. Pearle, *The pivot shift*. J Am Acad Orthop Surg, 2008. 16(12): p. 679-88.
62. Scholten, R.J., W. Opstelten, C.G. van der Plas, D. Bijl, W.L. Deville, and L.M. Bouter, *Accuracy of physical diagnostic tests for assessing ruptures of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis*. J Fam Pract, 2003. 52(9): p. 689-94.
63. Kocher, M.S., J.R. Steadman, K.K. Briggs, W.I. Sterett, and R.J. Hawkins, *Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2004. 32(3): p. 629-34.
64. Sernert, N., J. Kartus, K. Kohler, L. Ejerhed, and J. Karlsson, *Evaluation of the reproducibility of the KT-1000 arthrometer*. Scand J Med Sci Sports, 2001. 11(2): p. 120-5.
65. Viskontas, D.G., B.M. Giuffre, N. Duggal, D. Graham, D. Parker, and M. Coolican, *Bone bruises associated with ACL rupture: correlation with injury mechanism*. Am J Sports Med, 2008. 36(5): p. 927-33.
66. Kam, C.K., D.W. Chee, and W.C. Peh, *Magnetic resonance imaging of cruciate ligament injuries of the knee*. Can Assoc Radiol J, 2010. 61(2): p. 80-9.
67. Schwartz, N., K. Höcker, E. Tipold, and W. Zechner, *Rupture of the anterior cruciate ligament diagnosed by computertomography*. European Suregry, 1993. 25(3): p. 193-194.
68. Liu, S.H., L. Osti, M. Henry, and L. Bocchi, *The diagnosis of acute complete tears of the anterior cruciate ligament. Comparison of MRI, arthrometry and clinical examination*. J Bone Joint Surg Br, 1995. 77(4): p. 586-8.
69. Tegner, Y. and J. Lysholm, *Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries*. Clin Orthop Relat Res, 1985(198): p. 43-9.
70. Hefti, F., W. Muller, R.P. Jakob, and H.U. Staubli, *Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. 1(3-4): p. 226-34.

71. Roos, E.M., H.P. Roos, L.S. Lohmander, C. Ekdahl, and B.D. Beynnon, *Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure*. J Orthop Sports Phys Ther, 1998. 28(2): p. 88-96.
72. Barber-Westin, S.D., F.R. Noyes, and J.W. McCloskey, *Rigorous statistical reliability, validity, and responsiveness testing of the Cincinnati knee rating system in 350 subjects with uninjured, injured, or anterior cruciate ligament-reconstructed knees*. Am J Sports Med, 1999. 27(4): p. 402-16.
73. Lephart, S.M., D.H. Perrin, F.H. Fu, J.H. Gieck, F.C. McCue, and J.J. Irrgang, *Relationship between Selected Physical Characteristics and Functional Capacity in the Anterior Cruciate Ligament-Insufficient Athlete*. J Orthop Sports Phys Ther, 1992. 16(4): p. 174-81.
74. Clark, N.C., *Functional performance testing following knee ligament injury*. Phys Therapy in Sport, 2001. 2: p. 91-105.
75. Itoh, H., M. Kurosaka, S. Yoshiya, N. Ichihashi, and K. Mizuno, *Evaluation of functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior cruciate ligament deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1998. 6: p. 241-245.
76. Koh, J., T. Nagai, S. Motojima, T. Sell, and S. Lephart, *Concepts and measurement of in vivo tibiofemoral kinematics*. Operative Techniques in Orthopaedics, 2005. 15: p. 43-48.
77. Woo, S.L.-Y., D. Adams, and S. Takai, *The Human Anteriorcruciate ligament and its replacement: Biomechanical Considerations*, in *Biomechanics in orthopedics*, S. Niwa, S. Perren, and H. T, Editors. 1993, Springer Verlag: Tokio. p. 13-30.
78. Furman, W., J.L. Marshall, and F.G. Girgis, *The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies*. J Bone Joint Surg Am, 1976. 58(2): p. 179-85.
79. Favre, J., F. Luthi, B.M. Jolles, O. Siegrist, B. Najafi, and K. Aminian, *A new ambulatory system for comparative evaluation of three-dimensional knee kinematics*,

- applied to anterior cruciate ligament injuries.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. 14: p. 592-604.
80. Zhang, L.Q., R.G. Shiavi, T.J. Limbird, and J.M. Minorik, *Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism.* Gait Posture, 2003. 17(1): p. 34-42.
 81. Lavoie, P., J. Fletcher, and N. Duval, *Patient satisfaction needs as related to knee stability and objective findings after ACL reconstruction using the LARS artificial ligament.* 2000. 7(3): p. 157-163.
 82. Sernet, N., J. Kartus, K. Kohler, S. Stener, J. Larsson, B.I. Erickson, and J. Karlsson, *Analysis of subjective, objective and functional examination tests after anterior cruciate ligament reconstruction. A follow-up of 527 patients.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1999. 7: p. 160-165.
 83. Sekiya, I., T. Muneta, T. Ogiuchi, K. Yagishita, and H. Yamamoto, *Significance of the single-legged hop test to the anterior cruciate ligament-reconstructed knee in relation to muscle strength and anterior laxity.* The American Journal of Sports Medicine, 1998. 26(3): p. 384-388.
 84. Andriacchi, T.P. and E.J. Alexander, *Studies of human locomotion: past, present and future.* journal of Biomechanics, 2000. 33(10): p. 1217-1224.
 85. Minns, R.J., *The role of gait analysis in the management of the knee.* Knee, 2005. 12(3): p. 157-62.
 86. Andersen, M.S., D.L. Benoit, M. Damsgaard, D.K. Ramsey, and J. Rasmussen, *Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics.* J Biomech, 2010. 43(2): p. 268-73.
 87. Della Croce, U., A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics.* Gait Posture, 2005. 21(2): p. 226-37.

88. Sati, M., J.A. de Guise, S. Larouche, and G. Drouin, *Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee*. *The Knee*, 1996. 3: p. 121-138.
89. Benoit, D.L., D.K. Ramsey, M. Lamontagne, L. Xu, P. Wretenberg, and P. Renstrom, *Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo*. *Gait Posture*, 2006. 24(2): p. 152-64.
90. Benoit, D.L., D.K. Ramsey, M. Lamontagne, L. Xu, P. Wretenberg, and P. Renstrom, *In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations*. *Clin Orthop Relat Res*, 2007. 454: p. 81-8.
91. Cappozzo, A., *Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts*. *Hum Mov Sci*, 1991. 10: p. 589-602.
92. Reinschmidt, C., A.J. van den Bogert, B.M. Nigg, A. Lundberg, and N. Murphy, *Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running*. *J Biomech*, 1997. 30(7): p. 729-32.
93. Levens, A.S., V.T. Inman, and J.A. Blosser, *Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion*. *J Bone Joint Surg Am*, 1948. 30A(4): p. 859-72.
94. Holden, J.P., J.A. Orsini, K.L. Siegel, T.M. Kepple, L.H. Gerber, and S.J. Stanhope, *Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait*. *Gait and Posture*, 1997. 5: p. 217-227.
95. Manal, K., I. McClay, S. Stanhope, J. Richards, and B. Galinat, *Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study*. *Gait Posture*, 2000. 11(1): p. 38-45.
96. Defrate, L.E., R. Papannagari, T.J. Gill, J.M. Moses, N.P. Pathare, and G. Li, *The 6 degrees of freedom kinematics of the knee after anterior cruciate ligament deficiency: an in vivo imaging analysis*. *Am J Sports Med*, 2006. 34(8): p. 1240-6.
97. Kozanek, M., A. Hosseini, F. Liu, S.K. Van de Velde, T.J. Gill, H.E. Rubash, and G. Li, *Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait*. *J Biomech*, 2009. 42(12): p. 1877-84.

98. Dragoo, J.L., C. Phillips, J.D. Schmidt, S.F. Scanlan, K. Blazek, J.R. Steadman, and A. Williams, *Mechanics of the anterior interval of the knee using open dynamic MRI*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. 25(5): p. 433-7.
99. Ma, C.B., K.Y. Lee, M.A. Schrupf, and S. Majumdar, *Analysis of Three-Dimensional In Vivo Knee Kinematics Using Dynamic Magnetic Resonance Imaging*. Operative Techniques in Orthopaedics, 2005. 15: p. 57-63.
100. Alexander, E.J. and T.P. Andriacchi, *Correcting for deformation in skin-based marker systems*. J Biomech, 2001. 34(3): p. 355-61.
101. Andriacchi, T.P., E.J. Alexander, M.K. Toney, C. Dyrby, and J. Sum, *A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics*. J Biomech Eng, 1998. 120(6): p. 743-9.
102. Cappozzo, A., A. Cappello, U. Della Croce, and F. Pensalfini, *Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction*. IEEE Trans Biomed Eng, 1997. 44(12): p. 1165-74.
103. Butler, R.J., K.I. Minick, R. Ferber, and F. Underwood, *Gait mechanics after ACL reconstruction: implications for the early onset of knee osteoarthritis*. Br J Sports Med, 2009. 43(5): p. 366-70.
104. Beynon, M.J., L. Jones, and C.A. Holt, *Classification of osteoarthritic and normal knee function using three-dimensional motion analysis and the Dempster-Shafer theory of evidence*. IEEE transaction on systems, man, and cybernetics, 2006. 36(1): p. 173-186.
105. Fuentes, A., L. Requiao, N. Hagemester, G. Parent, and J.A. DeGuise, *Validation of a new exoskeleton to evaluate three-dimensional knee biomechanics*. Canadian journal of surgery 2005 . 48(Suppl.): p. 26.
106. Ferber, R., I. McClay Davis, D.S. Williams, 3rd, and C. Laughton, *A comparison of within- and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners*. J Orthop Res, 2002. 20(6): p. 1139-45.

107. Streiner, D.N.G., *Health measurement scales : A practical guide to their development and use*. seconde édition ed. Oxford medical publications. 2001, Hamilton, Ontario, Canada: Oxford University Press.
108. Houck, J., H.J. Yack, and T. Cuddeford, *Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking*. *Gait Posture*, 2004. 19(1): p. 76-84.
109. Marin, F., J. Allain, A. Diop, N. Maurel, M. Simondi, and F. Lavaste, *On the estimation of knee joint kinematics*. *Human Movement Science*, 1999. 18(5): p. 613-626.
110. Sati, M., J.A. de Guise, S. Larouche, and G. Drouin, *Improving in vivo knee kinematics measurements: application to prosthetic ligament analysis*. *The Knee*, 1996. 3: p. 179-190.
111. Sudhoff, I., S. Van Driessche, S. Laporte, J.A. de Guise, and W. Skalli, *Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait*. *Gait Posture*, 2007. 25(4): p. 533-43.
112. Goujon, H. and C. Cadilhac, *Mise au point d'un outil d'analyse tridimensionnelle de la marche : application à l'amputé fémoral, Mémoire de DEA*. 2003, Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
113. Ganjikia, S., N. Duval, L. Yahia, and J. de Guise, *Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study*. *The Knee*, 2000. 7(4): p. 221-231.
114. Labbe, D.R., N. Hagemeister, M. Tremblay, and J. de Guise, *Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait*. *Gait Posture*, 2008. 28: p. 170-174.
115. Tremblay, M., H. Hagemeister, G. Parent, M. Pelletier, and J. de Guise, *Immediate effect of two types of orthoses on 3D lower limbs kinematics and kinetics*. *Gait & Posture*, 2003. 18 (supp 2.): p. 93.
116. St-Onge, N., Y. Chevalier, N. Hagemeister, M. Van De Putte, and J. De Guise, *Effect of ski binding parameters on knee biomechanics: a three-dimensional computational study*. *Med Sci Sports Exerc*, 2004. 36(7): p. 1218-25.

117. Turcot, K., R. Aissaoui, K. Boivin, N. Hagemeister, M. Pelletier, and J.A. de Guise, *Test-retest reliability and minimal clinical change determination for 3-dimensional tibial and femoral accelerations during treadmill walking in knee osteoarthritis patients*. Arch Phys Med Rehabil, 2008. 89(4): p. 732-7.
118. Turcot, K., R. Aissaoui, K. Boivin, M. Pelletier, N. Hagemeister, and J.A. de Guise, *The responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis patient's follow-up*. Osteoarthritis Cartilage, 2009. 17(2): p. 213-9.
119. Charbonneau, M., S. Husse, G. Parent, A. Fuentes Dupré, R. Aissaoui, N. Hagemeister, and J.A. de Guise. *Towards the use of 3D Motion Capture in clinical setting, from the lab to clinics*. in *3rd International symposium on advanced biomaterials/biomechanics*. 2005. Montreal.
120. Hagemeister, N., G. Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval, and J. de Guise, *A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics*. Journal of Biomechanics, 2005. 38(9): p. 1926-1931.
121. Della Croce, U., A. Cappozzo, and D.C. Kerrigan, *Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles*. Med Biol Eng Comput, 1999. 37(2): p. 155-61.
122. Roberts, C.S., G.S. Rash, J.T. Honaker, M.P. Wachowiak, and J.C. Shaw, *A deficient anterior cruciate ligament does not lead to quadriceps avoidance gait*. Gait Posture, 1999. 10(3): p. 189-99.
123. Torry, M.R., M.J. Decker, H.B. Ellis, K.B. Shelburne, W.I. Sterett, and J.R. Steadman, *Mechanisms of compensating for anterior cruciate ligament deficiency during gait*. Med Sci Sports Exerc, 2004. 36(8): p. 1403-12.
124. Berchuck, M., T.P. Andriacchi, B.R. Bach, and B. Reider, *Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1990. 72(6): p. 871-7.

125. Noyes, F.R., O.D. Schipplein, T.P. Andriacchi, S.R. Saddemi, and M. Weise, *The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings*. Am J Sports Med, 1992. 20(6): p. 707-16.
126. Patel, R.R., D.E. Hurwitz, C.A. Bush-Joseph, B. Bach, and T.P. Andriacchi, *Comparison of Clinical and Dynamic knee function in patients with anterior cruciate ligament deficiency*. Am J Sports Med, 2003. 31(1): p. 68-74.
127. Knoll, Z., L. Kocsis, and R.M. Kiss, *Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2004. 12(1): p. 7-14.
128. Rudolph, K.S., M.E. Eastlack, M.J. Axe, and L. Snyder-Mackler, *1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization*. J Electromyogr Kinesiol, 1998. 8(6): p. 349-62.
129. Hurd, W.J. and L. Snyder-Mackler, *Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait*. J Orthop Res, 2007. 25(10): p. 1369-77.
130. Beard, D.J., R.S. Soundarapandian, O.C. J.J., and C.A. Dodd, *Gait and electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient subjects*. Gait & Posture, 1996. 4(2): p. 83-88.
131. Boerboom, A.L., A.L. Hof, J.P. Halbertsma, J.J. van Raaij, W. Schenk, R.L. Diercks, and J.R. van Horn, *Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001. 9(4): p. 211-6.
132. Bulgheroni, P., M.V. Bulgheroni, L. Andrini, P. Guffanti, and C. Castelli, *Walking in anterior cruciate ligament injuries*. The Knee, 1997. 4: p. 159-165.
133. Ferber, R., L.R. Osternig, M.H. Woollacott, N.J. Wasielewski, and J.H. Lee, *Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002. 17(4): p. 274-85.

134. Shiavi, R., L.Q. Zhang, T. Limbird, and M.A. Edmondstone, *Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking*. J Orthop Res, 1992. 10(2): p. 226-36.
135. Tibone, J.E., T.J. Antich, G.S. Fanton, D.R. Moynes, and J. Perry, *Functional analysis of anterior cruciate ligament instability*. Am J Sports Med, 1986. 14(4): p. 276-84.
136. Alkjaer, T., E.B. Simonsen, U. Jorgensen, and P. Dyhre-Poulsen, *Evaluation of the walking pattern in two types of patients with anterior cruciate ligament deficiency: copers and non-copers*. Eur J Appl Physiol, 2003. 89(3-4): p. 301-8.
137. Chmielewski, T.L., W.J. Hurd, and L. Snyder-Mackler, *Elucidation of a potentially destabilizing control strategy in ACL deficient non-copers*. J Electromyogr Kinesiol, 2005. 15(1): p. 83-92.
138. Schmitt, L.C. and K.S. Rudolph, *Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis*. Arthritis Rheum, 2007. 57(6): p. 1018-26.
139. Lam, M.H., D.T. Fong, P. Yung, E.P. Ho, W.Y. Chan, and K.M. Chan, *Knee stability assessment on anterior cruciate ligament injury: Clinical and biomechanical approaches*. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 2009. 1(1): p. 20.
140. Marans, H.J., R.W. Jackson, N.D. Glossop, and C. Young, *Anterior cruciate ligament insufficiency: a dynamic three-dimensional motion analysis*. Am J Sports Med, 1989. 17(3): p. 325-32.
141. Waite, J.C., D.J. Beard, C.A. Dodd, D.W. Murray, and H.S. Gill, *In vivo kinematics of the ACL-deficient limb during running and cutting*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. 13: p. 377-384.
142. Georgoulis, A.D., A. Papadonikolakis, C.D. Papageorgiou, A. Mitsou, and N. Stergiou, *Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate*

- ligament-deficient and reconstructed knee during walking.* Am J Sports Med, 2003. 31(1): p. 75-9.
143. Andriacchi, T.P., A. Mundermann, R.L. Smith, E.J. Alexander, C.O. Dyrby, and S. Koo, *A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee.* Ann Biomed Eng, 2004. 32(3): p. 447-57.
 144. Ellison, A.E., *The pathogenesis and treatment of anterolateral rotatory instability.* Clin Orthop Relat Res, 1980(147): p. 51-5.
 145. Manal, K., I. McClay Davis, B. Galinat, and S. Stanhope, *The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. 18(2): p. 126-31.
 146. Chau, T., *A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods.* Gait Posture, 2001. 13(1): p. 49-66.
 147. Begg, R. and J. Kamruzzaman, *A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic, kinetic and kinematic gait data.* J Biomech, 2005. 38(3): p. 401-8.
 148. Ismail, A.R. and S.S. Asfour, *Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematic data.* J Biomech, 1999. 32(3): p. 317-21.
 149. Sekine, M., T. Tamura, M. Akay, T. Fujimoto, T. Togawa, and Y. Fukui, *Discrimination of walking patterns using wavelet-based fractal analysis.* IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2002. 10(3): p. 188-96.
 150. Gazzoni, M., D. Farina, and R. Merletti, *A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals.* J Neurosci Methods, 2004. 136(2): p. 165-77.
 151. Mezghani, N., K. Turcot, K. Boivin, R. Aissaoui, H. Hagemeister, and J.A. De Guise, *Hierarchical analysis and classification of asymptomatic and knee osteoarthritis gait patterns using a wavelet representation of kinetic data and the nearest neighbor classifier.* Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2008. 8(1): p. 45-54.

152. Muniz, A.M. and J. Nadal, *Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait*. Gait Posture, 2009. 29(1): p. 31-5.
153. Lafuente, R., J.M. Belda, J. Sanchez-Lacuesta, C. Soler, and J. Prat, *Design and test of neural networks and statistical classifiers in computer-aided movement analysis: a case study on gait analysis*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1998. 13(3): p. 216-229.
154. Lai, D.T., P. Levinger, R.K. Begg, W.L. Gilleard, and M. Palaniswami, *Automatic recognition of gait patterns exhibiting patellofemoral pain syndrome using a support vector machine approach*. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2009. 13(5): p. 810-7.
155. Wolf, A. and A. Degani, *Recognizing knee pathologies by classifying instantaneous screws of the six degrees-of-freedom knee motion*. Med Biol Eng Comput, 2007. 45(5): p. 475-82.
156. Jones, L., M.J. Beynon, C.A. Holt, and S. Roy, *An application of the Dempster-Shafer theory of evidence to the classification of knee function and detection of improvement due to total knee replacement surgery*. J Biomech, 2006. 39(13): p. 2512-20.
157. Mezghani, N., A. Mitiche, and M. Cheriet, *Bayes classification of online arabic characters by Gibbs modeling of class conditional densities*. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, 2008. 30(7): p. 1121-31.
158. Nendaz, M.R. and A. Perrier, *Sensibilité, spécificité, valeur prédictive positive et valeur prédictive négative d'un test diagnostique*. Revue des Maladies Respiratoires, 2004. 21(2): p. 390-393.
159. Mezghani, N., S. Husse, K. Boivin, K. Turcot, R. Aissaoui, N. Hagemeister, and J.A. de Guise, *Automatic classification of asymptomatic and osteoarthritis knee gait patterns using kinematic data features and the nearest neighbor classifier*. IEEE Trans Biomed Eng, 2008. 55(3): p. 1230-2.

160. Ferber, R., L.R. Osternig, M.H. Wollacott, N.J. Wasielewski, and J.-H. Lee, *Bilateral accommodations to anterior cruciate ligament deficiency and surgery*. Clinical Biomechanics, 2004. 19: p. 136-144.
161. Van de Putte, M., N. Hagemeister, N. St-Onge, G. Parent, and J.A. de Guise, *Habituation to treadmill walking*. Biomed Mater Eng, 2006. 16(1): p. 43-52.
162. Siston, R.A. and S.L. Delp, *Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center*. J Biomech, 2006. 39(1): p. 125-30.
163. Kadaba, M.P., H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, and G.V. Cochran, *Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait*. J Orthop Res, 1989. 7(6): p. 849-60.
164. Patel, R.R., D.E. Hurwitz, T.P. Andriacchi, C.A. Bush-Joseph, and B.R. Bach Jr. *Mechanism by which patients with anterior cruciate ligament deficiency generate the "quadriceps avoidance gait"*. in *Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. 1997. Clemson University, South Carolina.
165. Magee, D.J., *Orthopedic physical assessment*. 3rd ed. 1997, Philadelphia: W.B. Saunders company. 805.
166. Hart, J.M., J.W. Ko, T. Konold, and B. Pietrosimone, *Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: A systematic review*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010.
167. Zhang, L.Q., J.M. Minorik, F. Lin, J. Koh, M. Makhsous, and Z. Bai. *ACL strain during simulated free-speed walking*. in *Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. 2001. San Diego, US.
168. Sati, M., J. de Guise, S. Larouche, and G. Drouin, *Improving in vivo knee kinematic measurements : application to prosthetic ligament analysis*. The Knee, 1996. 3: p. 179-190.
169. Labbe, D.R., N. Hagemeister, M. Tremblay, and J. de Guise, *Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait*. Gait Posture, 2007.

170. Riley, P.O., G. Paolini, U. Della Croce, K.W. Paylo, and D.C. Kerrigan, *A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects*. *Gait Posture*, 2007. 26(1): p. 17-24.
171. Hagemester, N., G. Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval, and J. de Guise, *A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics*. *J Biomech*, 2005. 38(9): p. 1926-31.
172. Gao, B. and N.N. Zheng, *Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2010. 25(3): p. 222-9.
173. Zarins, B., C.R. Rowe, B.A. Harris, and M.P. Watkins, *Rotational motion of the knee*. *Am J Sports Med*, 1983. 11(3): p. 152-6.
174. Fetto, J.F. and J.L. Marshall, *Injury to the anterior cruciate ligament producing the pivot-shift sign*. *J Bone Joint Surg Am*, 1979. 61(5): p. 710-4.
175. Lipke, J.M., C.J. Janecki, C.L. Nelson, P. McLeod, C. Thompson, J. Thompson, and D.W. Haynes, *The role of incompetence of the anterior cruciate and lateral ligaments in anterolateral and anteromedial instability. A biomechanical study of cadaver knees*. *J Bone Joint Surg Am*, 1981. 63(6): p. 954-60.
176. Shoemaker, S.C. and K.L. Markolf, *In vivo rotatory knee stability. Ligamentous and muscular contributions*. *J Bone Joint Surg Am*, 1982. 64(2): p. 208-16.
177. Kvist, J., L. Good, and S. Tagesson, *Changes in knee motion pattern after anterior cruciate ligament injury - case report*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007. 22(5): p. 551-6.
178. Doorenbosch, C.A. and J. Harlaar, *A clinically applicable EMG-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2003. 18(2): p. 142-9.
179. Papadonikolakis, A., L. Cooper, N. Stergiou, A.D. Georgoulis, and P.N. Soucacos, *Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2003. 11(4): p. 235-43.

180. Pena, E., B. Calvo, M.A. Martinez, D. Palanca, and M. Doblare, *Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. 21(5): p. 508-16.
181. Scanlan, S.F., K. Blazek, A.M. Chaudhari, M.R. Safran, and T.P. Andriacchi, *Graft orientation influences the knee flexion moment during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2009. 37(11): p. 2173-8.
182. Yamamoto, Y., W.H. Hsu, S.L. Woo, A.H. Van Scyoc, Y. Takakura, and R.E. Debski, *Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement*. Am J Sports Med, 2004. 32(8): p. 1825-32.
183. Andriacchi, T.P., P.L. Briant, S.L. Bevill, and S. Koo, *Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning*. Clin Orthop Relat Res, 2006. 442: p. 39-44.
184. Winter, D.A., *Kinematic and kinetic patterns in human gait : variability and compensating effects*. Human Movement Science, 1984. 3: p. 51-76.
185. Mezghani, N., K. Boivin, K. Turcot, R. Aissaoui, H. Hagemester, and J.A. deGuise, *Hiarchical analysis and classification of asymptomatic and knee osteoarthritis gait patterns using wavelet representation of kinetic data and the nearest neighbor classifier*. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2008. 8(1): p. 45-54.
186. Lau, K.W. and Q.H. wu, *Leave one support vector out cross validation for fast estimation of generalization errors*. Pattern Recongntion, 2004. 37: p. 1835-1840.
187. Webster, K.E., J.E. Wittwer, J. O'Brien, and J.A. Feller, *Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type*. Am J Sports Med, 2005. 33(2): p. 247-54.
188. Fuentes, A., N. Mezghani, H. Hagemester, and J.A. de Guise. *Automatic Classification of 3D Kinetic Data of Healthy and ACL Deficient Participants*. in *64e*

- Réunion annuelle de l'Association Canadienne d'Orthopédie.* 2009. Whistler, Colombie-Britannique, Canada.
189. Barela, J.A., J. Whitall, P. Black, and J.E. Clark, *An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait.* Human Movement Science, 2000. 19: p. 251-273.
 190. Lewek, M.D., T.L. Chmielewski, M.A. Risberg, and L. Snyder-Mackler, *Dynamic knee stability after anterior cruciate ligament rupture.* Exerc Sport Sci Rev, 2003. 31(4): p. 195-200.
 191. Beynnon, B.D., B.C. Fleming, R. Labovitch, and B. Parsons, *Chronic anterior ligament deficiency is associated with increased anterior translation of tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing.* Journal of Orthopaedic Research, 2002. 20: p. 332-337.
 192. Knoll, Z., L. Kocsis, and R.M. Kiss, *Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003.
 193. Tasker, T. and W. Waugh, *Articular changes associated with internal derangement of the knee.* J Bone Joint Surg Br, 1982. 64(4): p. 486-8.
 194. Andriacchi, T.P. and A. Mundermann, *The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis.* Curr Opin Rheumatol, 2006. 18(5): p. 514-8.
 195. Zhang, L.Q., S. Dobson, R. Shiavi, S. Peterson, and T. Limbird, *Changes in knee kinematics caused by ACL deficiency during fast walking.* Gait & Posture, 1998. 7: p. 156.
 196. Ageberg, E., *Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament- injured knee as model.* J Electromyogr Kinesiol, 2002. 12(3): p. 205-12.
 197. Beard, D.J., P.J. Kyberd, C.M. Fergusson, and C.A. Dodd, *Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery?* J Bone Joint Surg Br, 1993. 75(2): p. 311-5.

198. Lephart, S.M., D.M. Pincivero, J.L. Giraldo, and F.H. Fu, *The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries*. Am J Sports Med, 1997. 25(1): p. 130-7.
199. Ghez, C. and J. Krakauer, *The Organization of Movement*, in *Principles of neural science* S.J. Kandel ER, Jessel TM, Editor. 2000, McGraw-Hill Compagnies: New York. p. 653-673.
200. Solomonow, M., R. Baratta, B.H. Zhou, H. Shoji, W. Bose, C. Beck, and R. D'Ambrosia, *The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability*. Am J Sports Med, 1987. 15(3): p. 207-13.
201. Waite, J.C., H.S. Gill, D.J. Beard, C.A. Dodd, and D.W. Murray, *In vivo kinematics of the ACL-Deficient knee during running and cutting*. Journal of bone and Joint Surgery - British Volume, 2005. 87-B(SUPP_III): p. 348.
202. Mezghani, N., A. Fuentes, N. Gaudreault, A. Mitiche, N. Hagemester, R. Aissaoui, and J.A. de Guise, *Identification of patterns in asymptomatic gait by principal component clustering of knee abduction/adduction angles*. IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, soumis.
203. Grimard, G., N. Mezghani, A. Fuentes, Y. Ouakrim, N. Hagemester, D. Baillargeon, P. Lavigne, P. Ranger, and J.A. de Guise. *Computer aided system for knee biomechanical assessments: preliminary results*. in *14th ESSKA Congress*. 2010. Oslo, Norway.
204. Euller-Ziegler, L. and G. Ziegler, *Qu'est-ce qu'une approche multidisciplinaire? Définition, cadre de soins, problématique*. Revue de Rhumatologie, 2001. 68: p. 126-130.
205. Scarvell, J.M., P.N. Smith, K.M. Refshauge, H.R. Galloway, and K.R. Woods, *Association between abnormal kinematics and degenerative change in knees of people with chronic anterior cruciate ligament deficiency: a magnetic resonance imaging study*. Aust J Physiother, 2005. 51(4): p. 233-40.

206. Foster, A., C. Butcher, and P.G. Turner, *Changes in arthroscopic findings in the anterior cruciate ligament deficient knee prior to reconstructive surgery*. *Knee*, 2005. 12(1): p. 33-5.
207. Simon, S.R., *Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems*. *J Biomech*, 2004. 37(12): p. 1869-80.
208. Kurz, M.J., N. Stergiou, U.H. Buzzi, and A.D. Georgoulis, *The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2005. 13(2): p. 107-15.
209. Gaudreault, N., N. Mezghani, K. Turcot, N. Hagemester, K. Boivin, and J.A. de Guise, *Effects of physiotherapy treatment on knee osteoarthritis gait data using principal component analysis*. *Clinical Biomechanics*, accepté avec révision.
210. Fu, F.H. and V. Musahl, *Review Article: The future of knee ligament surgery*. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 2001. 9(2): p. 77-80.
211. Jennings, S., V. Rasquinha, and G.S. Dowd, *Medium term follow up of endoscopically assisted BPTB ACL reconstruction using a two-incision technique--return to sporting activity*. *Knee*, 2003. 10(4): p. 329-33.
212. Rudroff, T., *Functional capability is enhanced with semitendinosus than patellar tendon ACL repair*. *Med Sci Sports Exerc*, 2003. 35(9): p. 1486-92.
213. Dye, S.F., E.M. Wojtys, A. Arbor, F.H. Fu, D.C. Fithian, and J. Gillquist, *Factors contributing to function of the knee joint after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1998. 80A(9): p. 1380-1392.
214. Maffulli, N. and J.B. King, *Anterior cruciate ligament injury*. *Br J Sports Med*, 1998. 32(3): p. 266.
215. Alentorn-Geli, E., G. Samitier, P. Alvarez, G. Steinbacher, and R. Cugat, *Anteromedial portal versus transtibial drilling techniques in ACL reconstruction: a blinded cross-sectional study at two- to five-year follow-up*. *Int Orthop*, 2010. 34(5): p. 747-54.

216. Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC). *Subvention de démarrage : Les activités physiques, les sports et la santé (Archivé)*. [Internet] <http://www.irsc.gc.ca/f/31281.html>, 2006 2006-06-15 12 février 2007]; Available from: <http://www.irsc.gc.ca/f/31281.html>.
217. Benedetti, M.G., F. Catani, A. Leardini, E. Pignotti, and S. Giannini, *Data management in gait analysis for clinical applications*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1998. 13(3): p. 204-215.
218. Frigo, C., M. Rabuffetti, D.C. Kerrigan, L.C. Deming, and A. Pedotti, *Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method*. Med Biol Eng Comput, 1998. 36(2): p. 179-85.

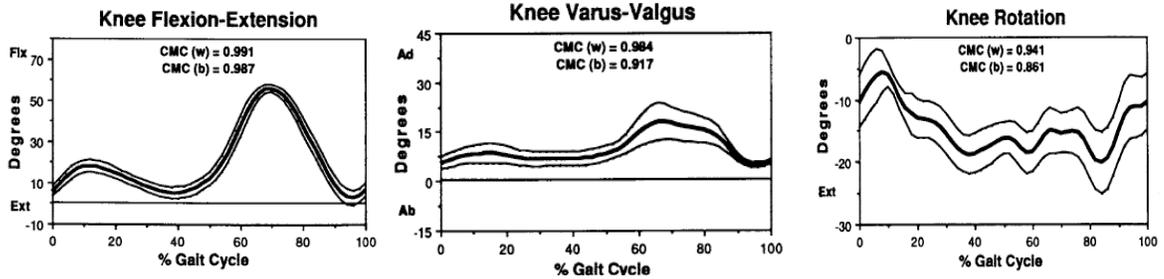
Annexe I Terminologie biomécanique

Déplacements	Plan du déplacement	Direction
Proximal	Sagittal	Qui se rapproche du centre du corps
Distal	Sagittal	Qui s'éloigne du centre du corps
Antérieur	Frontal	Vers l'avant du plan frontal
Postérieur	Frontal	Vers l'arrière du plan frontal
Médial ou interne	Transverse	Qui se rapproche du plan sagittal
Latéral ou externe	Transverse	Qui s'éloigne du plan sagittal

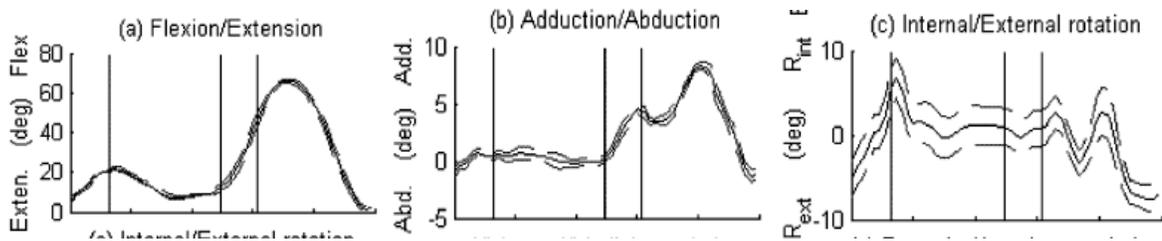
Rotations	Plan et axe concordant	Direction
Flexion	Plan sagittal Axe médiolatéral	Rotation qui tend à diminuer l'angle entre les deux segments. (Rotation avec une composante antérieure, à l'exception du genou)
Extension	Plan sagittal Axe médiolatéral	Rotation qui tend à augmenter l'angle entre les deux segments. (Rotation avec une composante postérieure, à l'exception du genou)
Adduction	Plan frontal Axe antéropostérieur	Rotation qui rapproche le segment vers le plan sagittal
Abduction	Plan frontal Axe antéropostérieur	Rotation qui éloigne le segment du plan sagittal
Médial ou interne	Plan transverse Axe proximodistal	Rotation qui rapproche la partie antérieure du segment du plan sagittal
Latéral ou externe	Plan transverse Axe proximodistal	Rotation qui éloigne la partie antérieure du segment du plan sagittal

Annexe II Patrons cinématiques 3D du genou

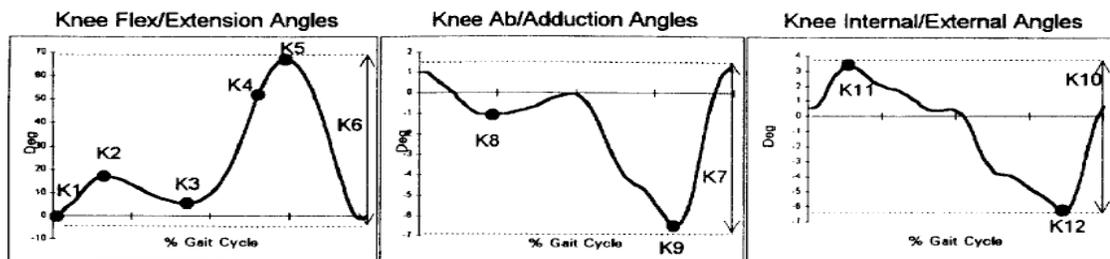
Kadaba et coll. (1989)[163]



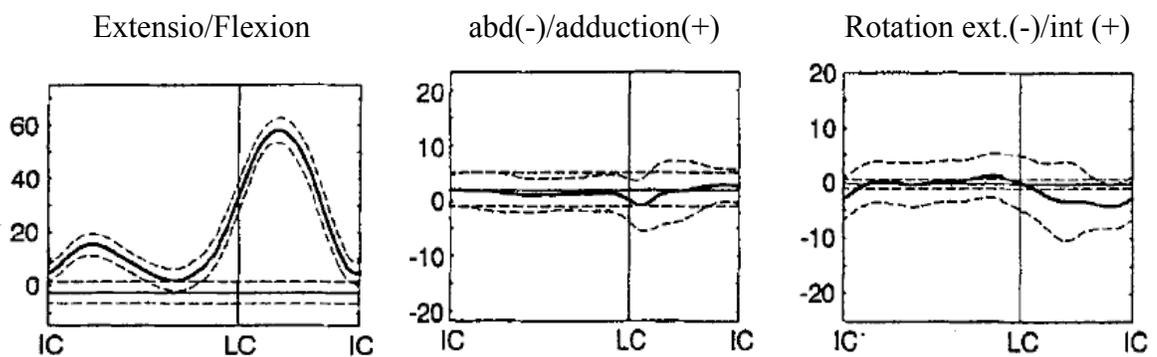
Zhang et coll. (2003)[80]



Benedetti et coll. (1998)[217]

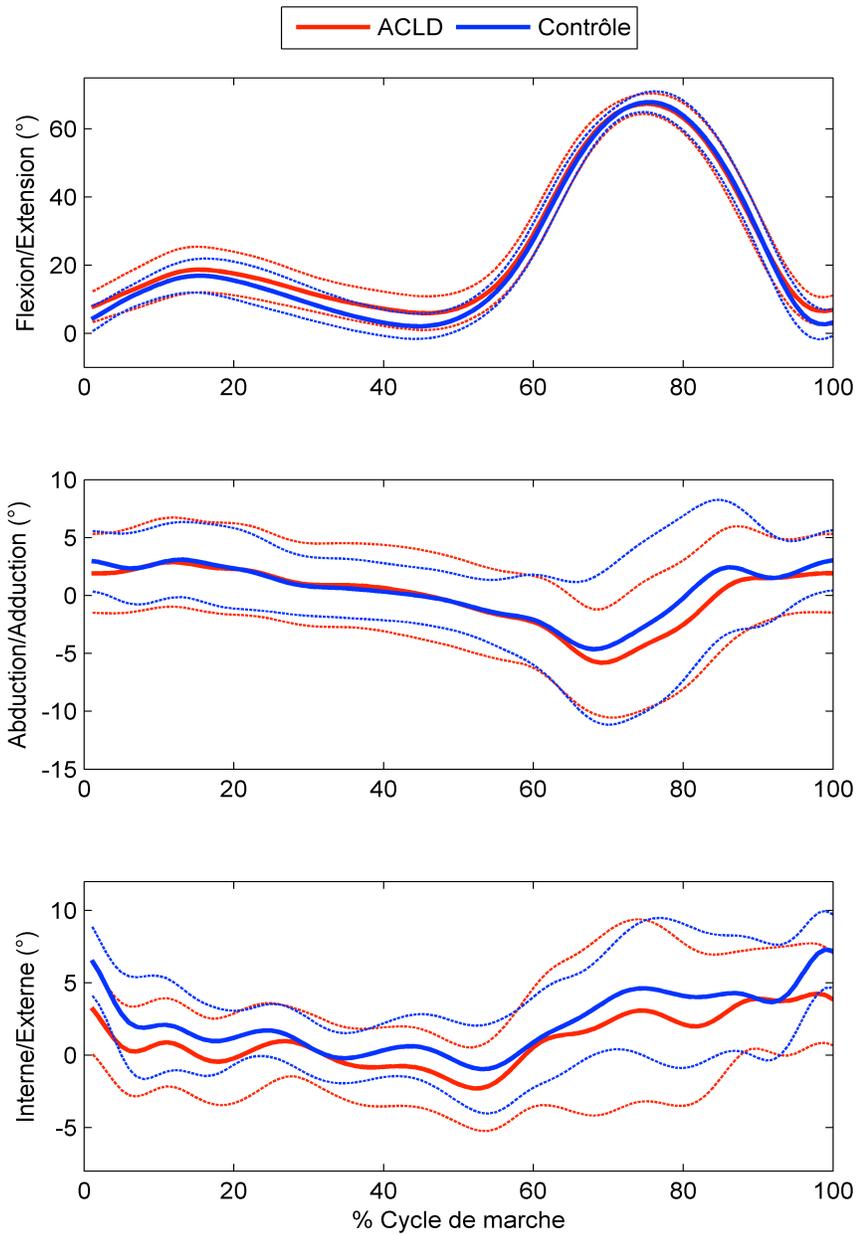


Frigo et coll. (1998)[218]

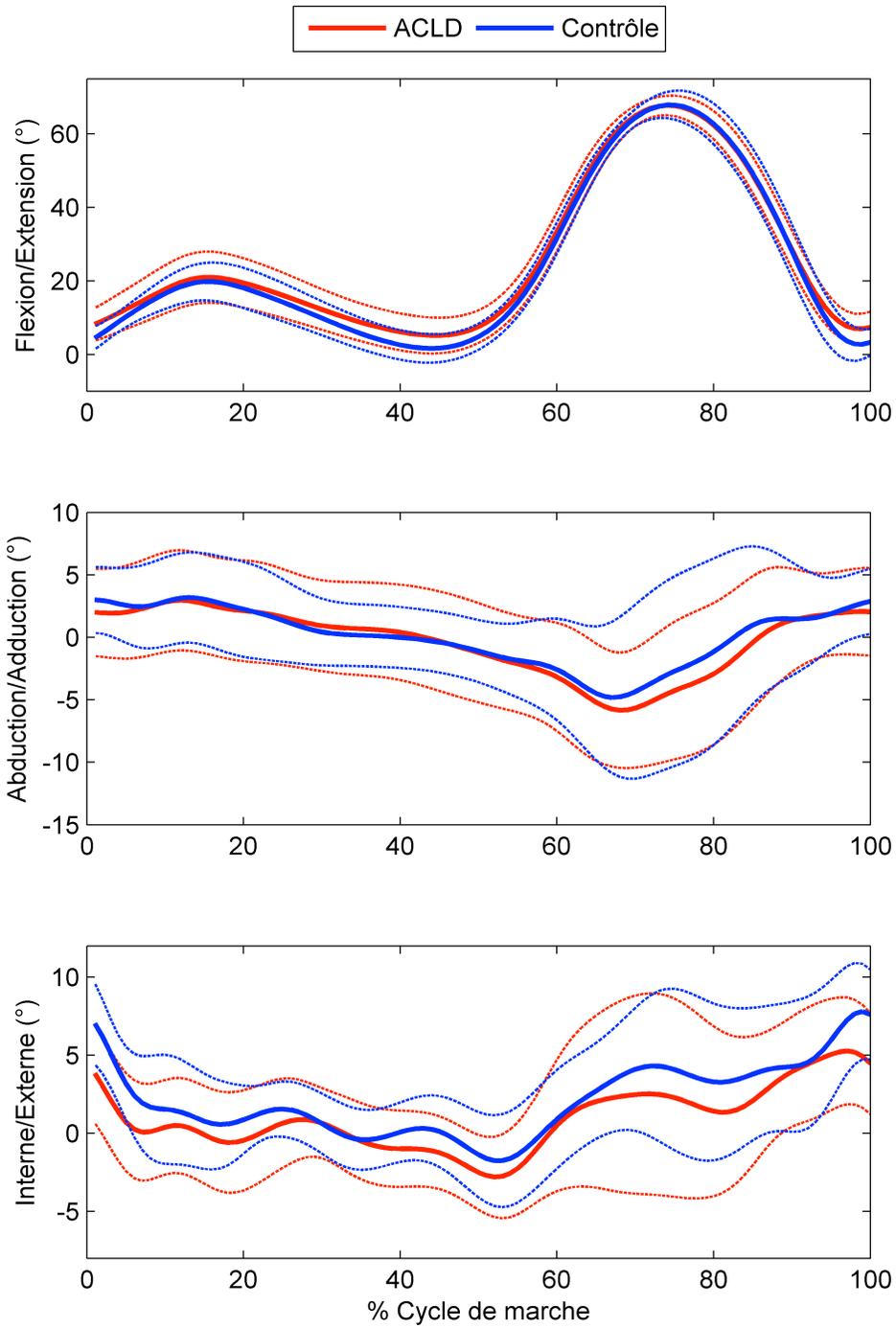


Annexe III Analyses complémentaires

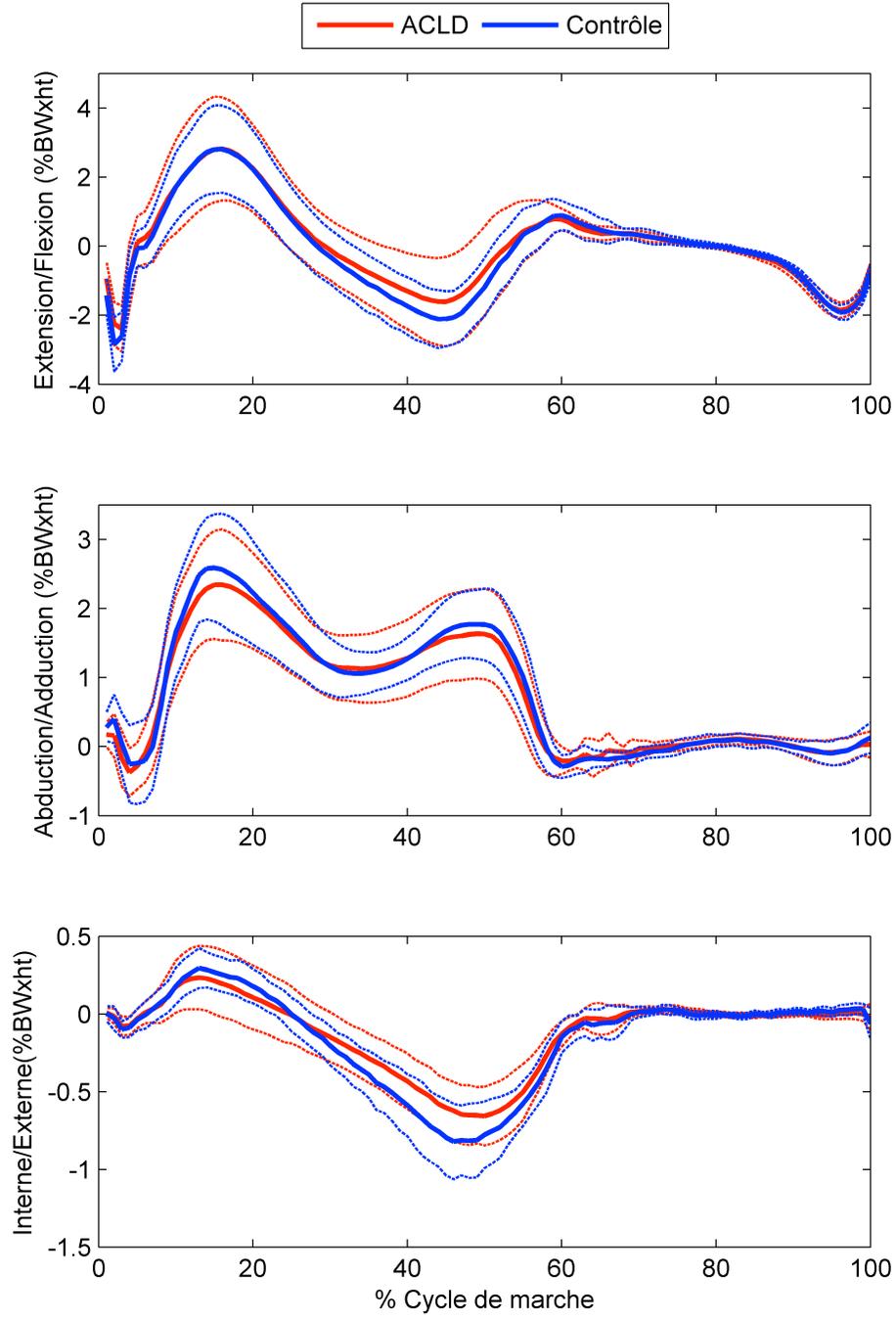
Patrons cinématiques 3D du genou : marche confortable



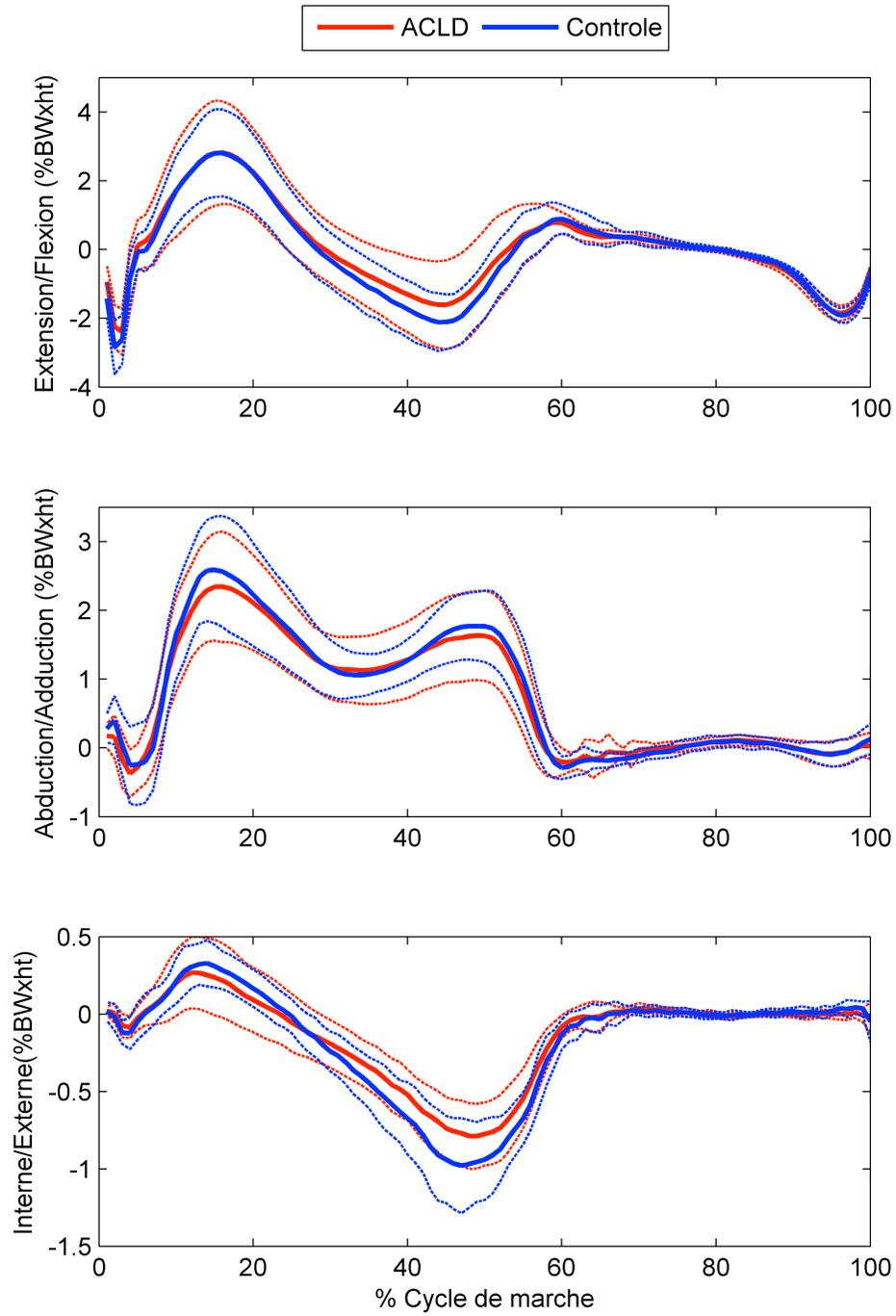
Patrons cinématiques 3D du genou : marche rapide



Patrons moment articulaire 3D du genou : marche confortable



Patrons moment articulaire 3D du genou : marche rapide



Annexe IV Curriculum vitae

Article sous-presse: (1)

1. **Fuentes A.**, Hagemeister, N., Ranger P., Heron T., de Guise, J. A. Gait adaptation in chronic anterior cruciate deficient patient: Pivot shift avoidance gait. *Clinical Biomechanics*, 2010 [doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.016](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.016)

Article soumis : (3)

1. **Fuentes A.**, Mezghani N., Hagemeister, N., Ranger P., Heron T., de Guise, J. A. Gait Automatic classification of ACL deficient and healthy participants using 3D knee biomechanical pattern Article soumis au journal : *Medical & Biological Engineering & Computing*, (MBEC2146)
2. N. Mezghani, **A. Fuentes**, N. Gaudreault, A. Mitiche, N. Hagemeister, R. Aissaoui, and J. A. de Guise, "Identification of patterns in asymptomatic gait by principal component clustering of knee abduction/adduction angles, *IEEE Transaction on neural systems and rehabilitation engineering*, soumis juin 2010
3. Südhoff I, Skalli W, **Fuentes A.**, de Guise J. A. Patient specific body segment parameters: impact on kinetics. *Journal of Biomechanics* (BM-D-07-00671)

Résumé de conférence publié dans un journal: (5)

1. **Fuentes A.**, Hagemeister, N., Südhoff, I., Fernandes, J., Ranger, P., de Guise, J. A.. New 3D Biomechanical and Imaging Technologies to evaluate the effect of anterior cruciate ligament reconstructions: preliminary results. *Clinical Journal of Sports Medicine* 2007;17 (2) :165.
2. Südhoff, I., W. Skalli, **A. Fuentes** and J. de Guise. A patient specific model for gait analysis. *Journal of Biomechanics* 2007: Vol.40 (Suppl. 2)
3. **Fuentes Dupré A.**, Requiao L, Hagemeister N, Parent G and de Guise JA. Validation of a new exoskeleton to evaluate three-dimensional knee biomechanics. *Canadian journal of surgery* 2005 vol.48 (suppl.) :26
4. Requiao L.F., **Fuentes A.**, Hagemeister N., Parent G., de Guise J.A. Différence des déplacements linéaires 3D du genou entre les hommes et les femmes lors de la marche sur le tapis roulant. *Canadian journal of surgery* 2005 vol.48 (suppl.) :21
5. Li, Y., Aissaoui, R., **Fuentes Dupré, A.**, Charbonneau, M., De Guise, J.A. The use of self-organizing map to recognize human movement patterns. *Osteoarthritis and cartilage* 2004, vol. 12 (Suppl. 2), S70-S71

Résumé de conférence (2 de 9 présentations podium et 0 de 8 présentations affiche):

1. **Fuentes A.**, Hagemeister N., Ranger P., Heron T., de Guise J.A. Automatic classification of 3D kinetic data of a healthy and ACL deficient participants. Congrès annuel de l'Association Canadienne d'orthopédie, BC, Canada. 2009 (podium)
2. **Fuentes A.**, Hagemeister N., Ranger P., Heron T., de Guise J.A. ACL Rupture Increases Knee Adduction Moment During Gait. In 6th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies, October 21-24, 2007. Hawaii, USA; 2007. (podium)

Articles dans un journal professionnel ou culturel sans comité de lecture: (1 de 6)

1. **Alexandre Fuentes**, Douleur aux genoux. Problème biomécanque? Magazine boutique Courir, Printemps/Été 2009, p.15

Subvention obtenue

1. Gaudreault N., Mezghani N., Turcot K., **Fuentes A.** (2010) Identification des coureurs à risque de développer une arthrose du genou à l'aide d'une analyse cinématique 3D effectuée en contexte clinique. REPAR

Transfert technologique

Expert conseil (clinique) pour la compagnie Emovi dans le cadre de la valorisation du système système KneeKG. Agit maintenant à titre de VP affaires cliniques pour Emovi dans l'objectif d'intégrer le système KneeKG dans la pratique clinique.

Conférencier invité

1. **Fuentes A.** (10/2009) Nouvelle technologie d'évaluation de la fonction 3D du genou. Congrès de AOPQ (l'Association des orthésistes et des prothésistes du Québec)
2. **Fuentes A.** (03/2008) Innovations technologiques 3D pour l'évaluation et les traitements de blessures du système musculosquelettique. Cégep Jean-de-Brébeuf, pour le club scientifique

Dépôt provisoire de brevet

1. Mezghani N, de Guise JA, **Fuentes A**, Grimard G, Baillargeon D, Ouakrim O, Parent G, Lavigne P, Ranger P. / Method and System for Knee Joint Evaluation and Diagnostic Aid in Normal and Pathologic State / États-Unis: réf. : 12772701, mai 2010

Prix et distinctions

1. 1^{er} prix recherche clinique (05/2009): 29e journée de la recherche du POES (programme d'orthopédie Édouard Sanson)
2. 1^{er} prix général (recherche clinique et fondamentale) (05/2008): 28e journée de la recherche du POES
3. R. Tait MacKenzie and Kinemedics Award (03/2007): Meilleur article et présentation lors du congrès de l'Académie Canadienne de Médecine du sport (CASM)
4. Prix d'excellence – PhD (12/2006): 9^e congrès annuel des étudiants, stagiaires et résidents du Centre de recherche du CHUM (*Présentation affiche*)

Bourses

2008-2009 : Bourse de rédaction de thèse, Université de Montréal

2008 : Bourse de stage en entreprise, MITACS-FQRNT

2004-2007 : Bourse d'excellence aux études supérieurs. Programme MENTOR

Formation additionnelle :

2006- Diplôme du microprogramme en mobilité et posture, Université de Montreal

Expérience d'enseignement :

1. Formation continues pour la Fédération des médecins omnipraticien du Québec. «Orthopédie de première ligne: Genou Comment évaluer les causes de la douleur, orienter et suivre l'évolution du plan de traitement et quand référer» Mars 2010
2. Charger de travaux pratique du cour " Ingénierie des système humains", École de technologie supérieure, Montreal, session automne 2008
3. Formation continues pour la Fédération des médecins omnipraticien du Québec. «Intégration de l'analyse du mouvement 3D du genou dand l'investigation, le plan de traitement et le suivi de pathologie du genou » Mars et Novembre 2008

