

Université de Montréal

**Développement d'une méthode accélérométrique
tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population
atteinte d'arthrose du genou : application à un contexte
de marche**

Par

Katia Turcot

Institut de génie biomédical, Université de Montréal

Faculté de Médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.)
en génie biomédical

Février, 2008

© Katia Turcot, 2008



AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Développement d'une méthode accélérométrique tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou : application à un contexte de marche

Présentée par :

Katia Turcot

A été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Nicholas Newman, président-rapporteur
Jacques A. de Guise, directeur de recherche
Rachid Aissaoui, codirecteur
Michel Pelletier, codirecteur
Patrick Lavigne, membre du jury
Bradford McFadyen, examinateur externe
Robert LeBlanc, représentant du doyen de la FES

Résumé

L'arthrose est le désordre articulaire le plus important au niveau mondial et est reliée aux plus courantes causes de douleur, de diminution de capacité fonctionnelle et d'incapacité. L'ensemble des articulations peut être affecté par l'arthrose. Toutefois, les articulations hautement mises en charge et sollicitées de manière répétitive seront plus prédisposées à développer la pathologie. L'articulation du genou est l'une des articulations ayant la prévalence la plus marquée. Cette forte prévalence a donc conduit à l'émergence d'un nombre important de traitement. Pourtant, encore aujourd'hui, aucun ne s'est avéré entièrement efficace. On reconnaît certes aux traitements un effet positif associé à la diminution de la douleur articulaire, toutefois, leurs effets sur la biomécanique du genou demeurent à définir. Une des principales raisons réside dans la difficulté à évaluer et quantifier les facteurs biomécaniques associés au développement et à la progression de l'arthrose, ainsi qu'à la suite d'un traitement.

En conséquence, le développement d'une méthode d'évaluation dynamique, propre aux facteurs biomécaniques associés au développement et à la progression de l'arthrose du genou (gonarthrose), est une étape importante dans l'amélioration de la compréhension des mécanismes biomécaniques reliés à l'arthrose. L'objectif principal de ce projet était donc de développer une méthode d'évaluation biomécanique adaptée à une population gonarthrosique.

La méthodologie de ce projet a combiné l'utilisation de plusieurs technologies. Deux accéléromètres triaxiaux (ADXL320, $\pm 5g$), deux gyroscopes triaxiaux (Murata, ENC-03J, $\pm 400^\circ/s$), un système d'analyse de mouvement (VICON 460, Oxford Metrics), un tapis roulant (Adal, Médical Développement, France) instrumenté de deux plates-formes de force, une méthode de calibrage fonctionnelle et posturale, ainsi qu'un système de fixation de marqueurs au niveau du fémur et du tibia; ont permis conjointement d'estimer

les accélérations fémorales et tibiales près de leurs surfaces de contact lors d'une tâche de marche.

Deux groupes de participants ont été inclus dans cette étude : un groupe de participants asymptomatiques (N=16) et un groupe de patients atteints d'arthrose fémoro-tibiale (N=33). Chaque groupe a été évalué à deux reprises (6 à 8 jours d'intervalle) afin de vérifier la fidélité test retest des mesures accélérométriques durant une évaluation de marche. Par la suite, le groupe de patients arthrosiques a suivi un programme standard de physiothérapie de 12 semaines et a été évalué de nouveau après l'intervention. Les évaluations pré et post-traitement ont permis de vérifier la sensibilité aux changements de la méthode utilisée.

Les résultats de cette étude ont démontré : (1) une capacité de discrimination d'un genou asymptotique d'un genou arthrosique par les paramètres accélérométriques (maximum, minimum, amplitude), (2) une excellente fidélité test retest des accélérations tridimensionnelles du fémur et du tibia et (3) une capacité d'identifier des changements sur les paramètres accélérométriques à la suite d'un traitement de physiothérapie chez le groupe de patients atteints d'arthrose du genou.

Ce doctorat a ainsi permis, avec une approche accélérométrique novatrice, d'identifier des paramètres accélérométriques représentatifs de la biomécanique articulaire d'un genou arthrosique dans un contexte dynamique de marche.

Mots-clés : Arthrose, genou, accélérations linéaires tridimensionnelles, facteurs biomécaniques, biomécanique, analyse de la marche, physiothérapie.

Abstract

Osteoarthritis represents the most prevalent articular disease worldwide. Osteoarthritis is also the main cause of pain, decline in functional capacity and decrease in mobility. All joints may be affected by osteoarthritis. However, the weight-bearing and overused joints will have a greater disposition to the pathology. Hence, the knee is one of the most affected joints.

The high prevalence of knee osteoarthritis has led to the development of a large number of treatments. However, even today, no treatment is entirely satisfactory. Some treatments do result in pain reduction; however their effects on knee biomechanics are still not well-defined. One of the main reasons is the difficulty associated with the evaluation and quantification of biomechanical factors related to the development and progression of osteoarthritis as well as treatment follow-up.

Therefore, the development of a dynamic evaluation of the biomechanical factors associated with osteoarthritis is an important step in their comprehension. The objective of the project was to develop a new biomechanical evaluation for knee osteoarthritis population.

This project combined the use of several technologies. Two triaxial accelerometers (ADXL320, $\pm 5g$), two triaxial gyroscopes (Murata, ENC-03J, $\pm 400^\circ/s$), a motion analysis system (VICON 460, Oxford Metrics), an instrumented treadmill (Adal, Médical Développement, France), a functional postural calibration method and, an exoskeleton that enables the fixation of markers at femoral and tibial levels; were used to estimate femoral and tibial acceleration close to their respective contact surfaces during gait.

Two groups were included in this study: a group of asymptomatic subjects (N=16) and a group of patients with knee osteoarthritis (N=33). First, each group was evaluated

twice (6 to 8 days apart) to verify the reliability of accelerometric parameters during gait. Then, the osteoarthritis patients followed a physiotherapy treatment of 12 weeks. Afterwards, they had another gait evaluation. This later evaluation was done to verify the responsiveness of the method.

The results of this study showed: (1) a good capacity to discriminate an asymptomatic from an osteoarthritic knee with the use of new accelerometric parameters (maximum, minimum, range value), (2) an excellent test retest reliability for three-dimension femoral and tibial accelerations and (3) a good capacity of the accelerometric method to detect changes following a physiotherapy treatment in the knee osteoarthritis group.

With the development of this new accelerometric approach, this PhD project provided new insights for knee osteoarthritis by the identification of parameters which characterised the knee biomechanics of osteoarthritis patients during a gait evaluation.

Keywords: Osteoarthritis, knee, three-dimension linear accelerations, biomechanical factors, biomechanics, gait analysis, physiotherapy.

Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract	v
Liste des sigles et abréviations.....	xviii
Remerciements.....	xxiv
Avant propos	1
Chapitre 1. Cadre théorique et mise en contexte de l'étude	6
1.1. Introduction.....	6
1.2. Anatomie du genou	6
1.2.1. Structure et composantes de l'articulation fémoro-tibiale	7
1.3. Fonction de l'articulation fémoro-tibiale	14
1.3.1. Rôle du genou durant la locomotion.....	15
1.4. Arthrose du genou.....	18
1.4.1. Facteurs de développement et de progression de l'arthrose.....	19
1.4.2. Facteurs biomécaniques associés à la gonarthrose.....	24
1.4.2.1. Faiblesse du quadriceps.....	24
1.4.2.2. Alignement du membre inférieur.....	26
1.4.2.3. Laxité ligamentaire.....	27
1.4.2.4. Obésité.....	29
1.4.3. Signes, critères et symptômes cliniques de la gonarthrose	31
1.4.4. Traitements de la gonarthrose	33
Chapitre 2. Problématique et but de l'étude.....	34
2.1. Évaluations de la gonarthrose	34
2.1.1. Évaluations cliniques	34
2.1.2. Évaluation biomécanique lors de la marche.....	39
2.1.2.1. Évaluations biomécaniques et gonarthrose	40
2.1.3. Principale limite des évaluations biomécaniques actuelles.....	43
2.2. Objectifs de l'étude	45

2.3.	Hypothèses de recherche.....	46
2.3.1.	Hypothèse 1.....	46
2.3.2.	Hypothèse 2.....	47
2.3.3.	Hypothèse 3.....	47
Chapitre 3.	Recension des écrits	48
3.1.	Introduction.....	48
3.2.	L'accélérométrie dans l'évaluation de la marche.....	48
3.2.1.	Approches accélérométriques et limitations	53
3.2.1.1.	Positionnement et orientation des accéléromètres	54
3.3.	Application potentielle de l'accélérométrie pour l'évaluation dynamique de la gonarthrose.....	56
Chapitre 4.	Méthodologie	57
4.1.	Populations étudiées.....	57
4.2.	Plan expérimental.....	60
4.3.	Évaluations clinique et biomécanique.....	62
4.3.1.	Évaluation clinique.....	62
4.3.2.	Évaluation biomécanique	63
4.3.2.1.	Instrumentation	63
4.3.2.2.	Évaluation en laboratoire	65
4.3.2.3.	Définition des systèmes de coordonnées.....	69
4.3.2.4.	Estimations des accélérations 3D du fémur et du tibia	73
4.4.	Traitement de physiothérapie.....	76
4.4.1.	Tests cliniques.....	78
Chapitre 5.	Situation des articles dans la thèse.....	81
Chapitre 6.	Article I	84
	New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients with Medial Knee Osteoarthritis during 3D Gait.....	84
	Abstract -	85

Index terms –	85
6.1. Introduction	85
6.2. Methods.....	88
6.2.1. Subjects	88
6.2.2. Instrumentation	89
6.2.3. Defining femoral and tibial coordinate systems.....	89
6.2.4. Experimental design and data acquisition.....	93
6.2.5. Data processing	94
6.2.6. Estimation of linear accelerations	94
6.2.7. Data analysis	96
6.3. Results	97
6.4. Discussion and Conclusion	101
Acknowledgment	105
Chapitre 7. Article II.....	106
Test–retest Reliability and Minimal Clinical Change Determination for Three-Dimensional Tibial and Femoral Accelerations during Treadmill Walking in Knee Osteoarthritis Patients	106
Abstract	107
7.1. Introduction.....	109
7.2. Methods.....	111
7.2.1. Subjects	111
7.2.2. Study design.....	111
7.2.3. Habituation to treadmill walking	112
7.2.4. Experimental procedures.....	112
7.2.5. Gait evaluation	113
7.2.6. Estimation of tibial and femoral accelerations.....	114
7.3. Statistical analysis	114
7.4. Results.....	115

7.4.1.	Relative reliability.....	116
7.4.2.	Absolute reliability.....	119
7.4.3.	Minimal difference.....	119
7.5.	Discussion.....	119
Chapitre 8.	Article III.....	124
	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.....	124
	Abstract.....	125
8.1.	Introduction.....	127
8.2.	Methods.....	130
8.2.1.	Subjects.....	130
8.2.2.	Physiotherapy treatment.....	131
8.2.3.	General testing procedure.....	131
8.2.4.	Clinical testing.....	132
8.2.5.	Gait evaluation.....	132
8.2.6.	Statistical analysis.....	135
8.3.	Results.....	136
8.3.1.	Osteoarthritis vs. Asymptomatic.....	136
8.3.2.	Pre-treatment versus Post treatment.....	137
8.4.	Discussion.....	140
8.5.	Conclusion.....	143
	Acknowledgment.....	144
Chapitre 9.	Discussion générale.....	145
9.1.	Aspects généraux.....	145
9.2.	Aspects spécifiques.....	146
9.2.1.	Développement de la méthode d'évaluation.....	146
9.2.2.	Capacité de discrimination de la méthode.....	147
9.2.3.	Fidélité de la méthode.....	150

9.2.4. Sensibilité aux changements de la méthode.....	151
Chapitre 10. Limites de l'étude.....	155
Chapitre 11. Conclusion et perspectives.....	158
Bibliographie.....	161
Annexe I. Questionnaire WOMAC.....	I
Annexe II. Formulaire de consentement des participants asymptomatiques	VII
Annexe III. Formulaire de consentement des patients atteints d'arthrose	XIII
Annexe IV. Fiche d'évaluation clinique des participants asymptomatiques	XIX

Liste des tableaux

Tableau 1 Principales fonctions reliées aux muscles entourant l'articulation du genou [15].	13
Tableau 2 Description des mouvements et des fonctions du genou relatifs à chacune des phases du cycle de marche [16].	17
Tableau 3 Critères d'inclusion et d'exclusion du groupe de patients gonarthrosiques.	58
Tableau 4 Caractéristiques du groupe de patients gonarthrosiques analysé lors de cette étude.	59
Tableau 5 Caractéristiques du groupe de participants asymptomatiques analysé lors de cette étude.	60
Tableau 6 Description des tests cliniques effectués dans ce projet.	78
Tableau 7 Informations relative to participants	93
Tableau 8 Tibial and Femoral acceleration parameters	97
Tableau 9 Tibial and femoral acceleration parameters related to the loading phase period	101
Tableau 10 Mean, standard deviation (SD), ICCs (95 % CI), paired t-tests, SEM and MD calculated for tibial and femoral accelerations estimated during the gait trial at comfortable speed.	117
Tableau 11 Mean standard deviation (SD), ICCs (95 % CI), paired t-tests, SEM and MD calculated for tibial and femoral accelerations estimated during the gait trial at fast speed.	118
Tableau 12 Relative accelerations (g) related to the loading phase period obtained in both asymptomatic (AS) and osteoarthritis (OA) groups	137
Tableau 13 Mean measures and standard deviation obtained at evaluation one and two and, index of internal responsiveness calculated for clinical and accelerometric measures in OA patients (N =24).	139

Tableau 14 Mean measures and standard deviation obtained at evaluation one and two and, index of internal responsiveness calculated for clinical and accelerometric measures in patients of KL 1-2 (n = 12) 139

Tableau 15 Mean measures and standard deviation obtained at evaluation one and two and, index of internal responsiveness calculated for clinical and accelerometric measures in patients of KL 3-4 (n = 12) 140

Liste des figures

Figure 1 Incidence par 1000 habitants par année de l'arthrose du genou et de la hanche chez les hommes, adaptée de Buckwalter et al. [9].	2
Figure 2 Incidence par 1000 habitants par année de l'arthrose du genou et de la hanche chez les femmes, adaptée de Buckwalter et al. [9].	2
Figure 3 Anatomie du genou composée (1) du fémur, (2) de la rotule, (3) des ménisques et (4) du tibia. Les référentiels anatomiques supérieur (sup), latéral (lat) et antérieur (ant) sont indiqués, adaptée de Dufour [10].	7
Figure 4 Articulation fémoro-tibiale présentée sous trois différents référentiels anatomiques : supérieur (sup), médial (med) et latéral (lat), permettant d'observer la forme des condyles fémoraux et tibiaux, adaptée de Dufour [10].	8
Figure 5 Mouvements du genou autour de ses axes : proximal distal, médial latéral et antéropostérieur, adaptée de Nordin and Frankel [11].	9
Figure 6 Plans anatomiques et mouvements permis sur chacun des plans, adaptée de Brinckmann et al. [12].	9
Figure 7 Vue supérieure du tibia représentant la forme des ménisques médial (1) et latéral (2) ainsi que leurs attaches ou freins respectifs (3-4), adaptée de Dufour [10].	10
Figure 8 Représentation des différentes zones du cartilage articulaire ainsi que des éléments qui lui sont juxtaposés.	11
Figure 9 Identification des principaux muscles entourant et participant aux mouvement de l'articulation du genou, adaptée de Barcsay [14].	13
Figure 10 Principaux ligaments participant à la stabilité du genou, adaptée du site httpwww.laboratorium.dist.unige.it~pieroTeachingGaitNetterknee_ligaments_1 .	14
Figure 11 Représentation d'un cycle de marche avec les périodes d'appui (#1-5) et d'envol (#6-8), comprises entre les deux contacts initiaux (CI), adaptée de Perry [16].	15
Figure 12 Modèle représentant les facteurs impliqués dans la gonarthrose, traduit de Felson et al. [18].	20

Figure 13 Modèle représentant les facteurs impliqués dans la gonarthrose, traduit de Felson et al. [19].	21
Figure 14 Modèle représentant les facteurs biomécaniques impliqués dans la gonarthrose, traduit de Shakoor et Moio [20]. Les lignes pleines représentent les liens confirmés, tandis que les lignes pointillées représentent les liens hypothétiques.....	22
Figure 15 Modèle représentant les facteurs impliqués dans la gonarthrose, traduit de Andriacchi et al. [21].....	23
Figure 16 Alignement (a) normal, en (b) varus et en (c) valgus du membre inférieur et représentation des axes mécaniques pour chacune des situations.....	27
Figure 17 Représentation de la laxité en varus valgus dans le cycle de la gonarthrose. Ce modèle est tiré et traduit de Sharma et al. [30].	28
Figure 18 Rôle de l'obésité dans le cycle de l'arthrose, traduit de Sharma et al. [31].....	30
Figure 19 Plan expérimental défini dans le cadre du projet doctoral.....	61
Figure 20 Partie fémorale (A) et tibiale (B) de l'exosquelette.	64
Figure 21 Corps rigide comprenant 4 marqueurs réfléchissants, 1 accéléromètre et 1 gyroscope.	64
Figure 22 Représentation du pointeur muni de trois marqueurs réfléchissants, positionnés à des distances connues, permettant d'identifier la position 3D précise des différents repères anatomiques.....	70
Figure 23 Représentation du mouvement de circumduction du bassin effectué par le participant en vue de déterminer le centre de la tête fémorale.....	70
Figure 24 Représentation du mouvement de flexion/extension du genou en vue de déterminer son centre articulaire fonctionnel.....	71
Figure 25 Représentation du mouvement de posture au mur pour définir la position neutre.	73
Figure 26 Représentation des changements de systèmes de coordonnées nécessaires à l'estimation des accélérations linéaires segmentaires, où R_{acc} représente le système de coordonnées de l'accéléromètre, R_{rigide} le système de coordonnées du corps rigide,	

$R_{segment}$ le système de coordonnées relatif au segment tibial ou fémoral, R_{global} le système de coordonnées du laboratoire, T_{acc-r} la matrice de transformation entre R_{acc} et R_{rigide} et, T_{accr-s} la matrice de transformation entre R_{rigide} et $R_{segment}$	75
Figure 27 Situation des trois articles faisant partie de cette thèse selon le plan expérimental établi.....	83
Figure 28 Design of the rigid body including four reflective markers, one triaxial accelerometer, and one triaxial gyroscope. Coordinate systems axes of the accelerometer	90
Figure 29 Frontal view of the exoskeleton consisted of femoral and tibial parts. Coordinate systems axes of the external and internal accelerations of the tibia (\bar{a}_{et} , \bar{a}_{it}) and the femur (\bar{a}_{ef} , \bar{a}_{if}) are identified.....	91
Figure 30 Method used to estimate the distance d between the KJC and the tibial plateaus. First, two parallel lines were drawn using numerical X-Rays: one passing through the tibial plateaus and another passing through the mid-point of the medial condyle. Then, the distance between both parallel lines, at the point passing through intercondylar eminence of the tibia and intercondylar fossa of the femur, was identified as the distance d and used to translate the tibia coordinate system axes along its longitudinal axis.....	92
Figure 31 Magnitude of tibial angular velocity ($\ \bar{\omega}\ $), angular acceleration ($\ \bar{\alpha}\ $), and linear accelerations ($\ \bar{a}_{it}\ $, $\ \bar{a}_{et}\ $). Internal acceleration (g) is in solid line whereas external acceleration (g) is in dashed line.....	95
Figure 32 Parameters extracted from a typical mean accelerometric curve. Maximal, minimal, and range values on loading phase (2–12%) and between preswing to mid-swing phase (55–90%) are identified. Initial contact (IC) and toe-off (TO) events are identified.....	96
Figure 33 Mean knee flexion extension patterns in degree ($^{\circ}$) of OA (solid line, N=9) and asymptomatic (dashed line, N=9) groups during gait.....	98

Figure 34 Internal tibial acceleration in ML, AP, and PD directions for knee OA (mean in solid line, standard deviation in dotted line, N=9) and asymptomatic (mean in dashed line, N=9) groups.	99
Figure 35 Internal femoral acceleration in ML, AP, and PD directions for knee OA (mean in solid line, standard deviation in dotted line, N=9) and asymptomatic (mean in dashed line, N=9) groups.	100
Figure 36 Mean ICCs for (a) Location, (b) Direction, (c) Walking speed and (d) Values. Error bars represent one standard deviation of the mean. Significant difference ($P < 0.05$) is indicates by *.....	122
Figure 37 Estimation of femoral and tibial accelerations during gait using the exoskeleton (femoral and tibial parts) and rigid bodies (including accelerometer, gyroscope and, reflective markers), where \bar{a}_e represents the external acceleration and, \bar{a}_i the internal acceleration, for femur and tibia respectively.	134
Figure 38 Accélérations fémorales internes (lignes noires) et externes (lignes grises) obtenues le long des axes ML, AP et PD lors de la marche confortable d'un patient gonarthrosique.....	149

Liste des sigles et abréviations

ACL :	Anterior cruciate ligament
\vec{a}_e :	Vecteur de l'accélération exprimé selon le système de coordonnées du corps rigide tibial ou fémoral
$\ \vec{a}_{et}\ $:	Norme de l'accélération linéaire du tibia exprimée selon le système de coordonnées du corps rigide tibial
\vec{a}_i :	Vecteur de l'accélération exprimé selon le système de coordonnées du segment fémoral ou tibial
$\ \vec{a}_{it}\ $:	Norme de l'accélération linéaire du tibia exprimée selon le système de coordonnées du segment tibial
AJC :	Ankle joint centre
ANOVA :	Analyse de la variance ou analysis of variance
AP :	Antéropostérieur(e) ou anterior posterior
ARC :	American College of Rheumatology
Ax, Ay, Az :	Système de coordonnées de l'accéléromètre
BMI :	Body mass index
CI :	Contact initial (en français) ou confidence intervals (en anglais)
CIHR :	Canadian Institute of Health Research
CMD :	Coefficient of multiple determination

CRCHUM :	Centre de Recherche du Centre hospitalier de l'université de Montréal
Eq. :	Equation
ES :	Effect of size
ÉTS :	École de technologie supérieure
EVA :	Échelle visuelle analogue
FES :	Faculté des études supérieures de l'Université de Montréal
Fig. :	Figure
FP :	Functional and postural
FRSQ :	Fonds de la recherche en santé du Québec
g :	Gravité
Gx, Gy, Gz :	Système de coordonnées du gyroscope
H :	Hamstring
HJC :	Hip joint centre
Hz :	Hertz
ICC :	Coefficient de corrélation intra classe ou Intraclass correlation coefficient
IMC :	Indice de masse corporelle
kg :	Kilogramme ou kilogram
KJC :	Knee joint centre
KL :	Kellgren Lawrence
LIO :	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

m :	Mètre ou meter
<i>max</i> :	Maximal
Max1, Max2 :	Valeur maximale de la courbe détectée lors de la phase de chargement (1) ou lors de la phase de pré envol à l'envol intermédiaire (2)
MD :	Minimal detectable change
<i>min</i> :	Minimal
ML :	Médio-latéral(e)
mm :	Millimètre ou millimetre
MSE ou MS _E :	Mean square error
MS _S :	Subject's mean square
MS _T :	Trials mean square
N :	Nombre de participants ou Newton
n/a :	Not applicable
NHP :	Nottingham health profile
NSERC :	Natural Science and Engineering Research Council of Canada
OA :	Arthrose ou Osteoarthritis
PD :	Proximo-distal(e) ou proximal distal
PG :	Protéoglycannes
Q :	Quadriceps
QWB :	Quality of well being
R1, R2 :	Amplitude de la courbe détectée lors de la phase de chargement (1) ou lors de la phase de pré envol à l'envol intermédiaire (2)

<i>range</i> :	Range
R_{acc} :	Accélération mesurée et exprimée selon le système de coordonnées de l'accéléromètre
R_{global} :	Repère global
$\vec{r}_{i \rightarrow e}$:	Vecteur reliant l'origine de l'accélération exprimé selon le système de coordonnées du corps rigide et celle exprimée selon le système de coordonnées du segment fémoral ou tibial
RMS :	Root mean square
R_{rigide} :	Accélération exprimée selon le système de coordonnées du corps rigide
$R_{segment}$:	Accélération exprimée au niveau du système de coordonnées du segment fémoral ou tibial
s :	Seconds
SD :	Standard deviation
SEM:	Standard error of measurement
SF-36 :	Short form 36 items
SIP :	Sickness impact profile
SRM :	Standardized response mean
SSA :	Singular spectrum analysis
T_{acc-r} :	Matrice de rotation permettant de réorienter les accélérations selon le système de coordonnées du corps rigide
TO :	Toe-off

T_{accr-s} :	Matrice de transformation permettant d'exprimer les accélérations selon les systèmes de coordonnées segmentaires
$\bar{\omega}$:	Vitesse angulaire
$\ \bar{\omega}\ $:	Norme de la vitesse angulaire
WOMAC :	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
2D :	Bidimensionnelle ou Two-dimensional
3D :	Tridimensionnelle ou three-dimensional
$\bar{\alpha}$:	Accélération angulaire
$\ \bar{\alpha}\ $:	Norme de l'accélération angulaire
% :	Pourcentage

*Aller jusqu'au bout, ce n'est pas seulement
résister, mais aussi se laisser aller*

Albert Camus

Remerciements

Je voudrais tout d'abord remercier tous les membres du jury qui ont accepté de lire et de corriger cette thèse.

Je voudrais ensuite remercier mon directeur de thèse Jacques A. de Guise. Tout d'abord, pour son accueil au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) il y a déjà 6 ans. Ensuite, pour sa confiance, sa disponibilité, son ouverture d'esprit et sa vision de la recherche qui m'ont permis d'évoluer et de me faire confiance.

Je voudrais aussi remercier mon co-directeur Rachid Aissaoui sans qui ce projet n'aurait pas été le même. Merci de m'avoir fait confiance et de m'avoir accompagné du début à la fin. Un grand merci aussi pour ta disponibilité, le temps passé à discuter, à se questionner et à corriger...et re-corriger!!! Ces allers-retours auront été à la fois les plus ardues et les plus constructifs de ce projet.

Je voudrais aussi remercier mon co-directeur, Michel Pelletier, pour sa ténacité lors de ce projet et sans qui ce projet n'aurait jamais vu le jour. Merci pour votre ouverture, votre disponibilité et surtout pour ces longues heures à discuter de la vie. Je trouverai quel arbre je suis!

Je voudrais aussi remercier Nicola Hagemester qui m'a permis de réaliser ce projet, ma redonné confiance à certains moments et m'a fait réaliser qu'il y a plusieurs types de chercheurs. Merci aussi pour le modèle de chercheur que tu représentes, c'est tellement inspirant.

Je voudrais ensuite remercier Karine pour les moments passés à partager et mettre en place ce projet, pour les périodes intenses d'études et de questionnements qui auront fait de ce projet, un à la hauteur de nos attentes.

Je ne pourrais passer sous silence la précieuse collaboration de Francine Bujold (assistante de recherche), Michelle Choquette (physiothérapeute) et Viviane Khoury (radiologue). Merci énormément pour votre compréhension, votre aide et surtout pour votre efficacité tout au long de ce projet.

Je voudrais aussi souligner la précieuse collaboration de chacun des participants de cette étude. Ce fut pour tous et chacun un investissement en temps et en énergie qui nous aura permis de réaliser ce projet.

Je voudrais aussi remercier tous les membres du LIO qui ont fait de ces dernières années les plus enrichissantes de ma vie. Un merci tout particulier à Gerald, Alex et Brigitte qui ont été tous les trois à leur manière une raison pour moi de me rendre au LIO chaque matin. Gerald pour son appui inconditionnel, sa disponibilité et son humour. Alex pour les sourires et les moments de complicité et aussi pour ses nombreux prix gagnés! Brigitte pour tout, tout, tout, mais surtout pour les fous rires, les confidences et l'amitié!

Je dois aussi remercier tout particulièrement ma famille, sans qui certains moments de ce périlleux processus auraient été beaucoup plus difficiles à traverser. Merci pour votre écoute, votre support, vos mots d'encouragement, votre confiance infinie, et ce, même dans certains moments de doute. J'ai réussi!

Merci aussi à mes amies, je pense surtout à Amélie, à Ingrid et à Marie-Hélène. Merci pour toutes ces années de support, de curiosité et d'écoute...mais surtout pour toutes les soirées passées...à parler d'autres choses!

Merci enfin à Arnaud qui m'a inspiré et appuyé tout au long de ce parcours quelques fois douloureux. Merci pour tes cours de dessins vectoriels, ton souci du détail, et tes questionnements incessants. Merci aussi et surtout pour les fous rires partagés, notre magnifique complicité et pour ta présence qui m'est extrêmement chère.

Le fruit de ce travail a été facilité par chacun d'entre vous, que ce soit par des discussions, des opinions, des moments partagés ou tout simplement par un clin d'oeil ou un sourire.

De tout cœur, merci à tous!

Avant propos

Le mot arthrose a été introduit initialement au XVII^e siècle (1611) comme une affection ou une atteinte de l'articulation [1]. Ce mot a été emprunté du Grec *άρθρωσις* [1] arthron « articulation » [2] et du suffixe -ose, utilisé anciennement dans le domaine médical pour la composition de noms signifiant divers processus pathologiques [3]. Depuis, la compréhension du terme arthrose, de même que l'intérêt porté à cette pathologie ne cesse de croître. La définition de l'arthrose a évolué et se définit couramment par « l'existence d'une lésion focale du cartilage articulaire associée à une réaction hypertrophique de l'os sous-chondral (ostéosclérose) et à la formation en périphérie des articulations de structures osseuses (ostéophytes) » [4]. Toutefois, de part les nombreux ouvrages et études consacrés à cette pathologie, la définition et la compréhension de l'arthrose se voient encore d'actualité.

On reconnaît déjà depuis plusieurs années que l'arthrose est le désordre articulaire le plus fréquent au niveau mondial, et ce, en plus d'être relié aux plus courantes causes de douleur, de diminution de capacité fonctionnelle et d'incapacité [5]. L'arthrose induirait une limitation fonctionnelle chez 80 % des gens qui en serait atteint et 25 % des personnes atteintes ne parviendraient pas à accomplir l'ensemble de leurs tâches quotidiennes [6]. Au Canada, plus de trois millions de personnes, c'est-à-dire approximativement une personne sur six, en serait atteinte. Ceci s'avère d'autant plus préoccupant lorsque l'on sait que le développement de l'arthrose est fortement corrélé avec l'avancement en âge et que dans moins d'une décennie, un tiers de la population canadienne aura plus de cinquante ans [7]. Au Québec, la prévalence de la population atteinte d'arthrose est tout aussi élevée [8].

Toutes les articulations peuvent être affectées par l'arthrose. Toutefois, les articulations mises en charge et sollicitées de manière répétitive seront plus sujettes à en développer. Ce sont, en effet, les articulations du genou, de la hanche et des doigts qui sont les plus atteintes de même que les plus incapacitantes. Parmi celles citées, l'articulation du genou est l'une de celles ayant la prévalence la plus marquée, et ce, tant chez les hommes (Figure 1) que chez les femmes (Figure 2). L'organisation Mondiale de la Santé a même

récemment estimé à 40 % la population mondiale de plus de 70 ans qui serait atteinte d'arthrose du genou communément appelée gonarthrose [6].

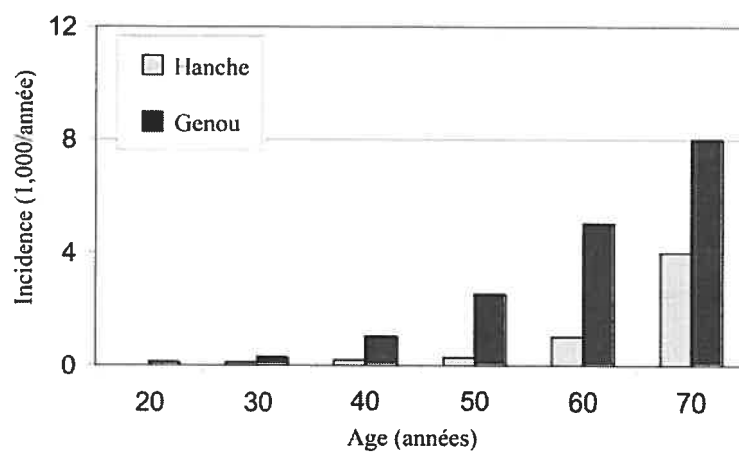


Figure 1 Incidence par 1000 habitants par année de l'arthrose du genou et de la hanche chez les hommes, adaptée de Buckwalter et al. [9].

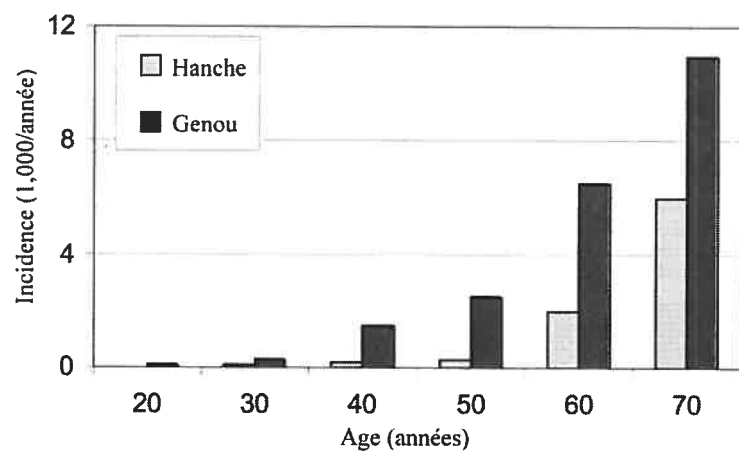


Figure 2 Incidence par 1000 habitants par année de l'arthrose du genou et de la hanche chez les femmes, adaptée de Buckwalter et al. [9].

Cette forte incidence a conduit à l'émergence d'un nombre important de traitements ayant tous pour objectif commun de réduire la douleur articulaire. Pourtant, encore aujourd'hui, qu'il soit de nature médicamenteux, non médicamenteux ou chirurgical, aucun traitement, mise à part le remplacement total de l'articulation, n'a permis d'arrêter la progression de cette pathologie. C'est pourquoi, de nombreux chercheurs se questionnent toujours sur les facteurs de risques, les mécanismes de développement, de même que sur les méthodes d'évaluations associées à l'arthrose. On reconnaît certes aux traitements un effet positif associé à la diminution de la douleur articulaire, toutefois, leurs effets sur la fonction du genou dans un contexte dynamique demeurent peu connus. Une des principales raisons réside dans la difficulté à évaluer et à quantifier les facteurs biomécaniques associés au développement et à la progression de l'arthrose du genou ainsi qu'à la suite d'un traitement.

En effet, l'évaluation clinique de personnes atteintes d'arthrose du genou comporte principalement des mesures d'amplitude articulaire du membre inférieur (hanche, genou, cheville), de douleur à la palpation et de tests de laxité ligamentaire. Pour ce qui est du suivi clinique, on utilise surtout des questionnaires renseignant sur : la qualité de vie, la douleur articulaire, la raideur articulaire et l'état du patient par rapport à ses capacités d'accomplir ses activités quotidiennes, c'est-à-dire sa capacité fonctionnelle. L'ensemble de ces tests s'avère efficace pour établir un portrait global de l'état ou de l'évolution du patient. Toutefois, les tests actuels ne permettent pas de quantifier la fonction dynamique du genou du patient, et ce, par rapport aux limitations physique qu'induisent l'arthrose au genou dans la vie quotidienne.

En conséquence, le développement d'une méthode d'évaluation dynamique, propre aux facteurs biomécaniques associés au développement et à la progression de l'arthrose du genou, semble être une étape importante dans l'amélioration de la compréhension des mécanismes biomécaniques liés à l'arthrose. Une telle méthode devrait apporter des éléments complémentaires aux outils cliniques actuels et permettre un meilleur suivi de l'état fonctionnel du genou arthrosique à la suite d'un traitement.

Ce projet doctoral a vue le jour dans le but d'améliorer les connaissances de l'impact des facteurs biomécaniques sur le genou arthrosique par le développement d'une méthode d'évaluation biomécanique. Le développement de ce projet s'est effectué en plusieurs étapes qui seront abordées dans les prochains chapitres.

Ce projet a tout d'abord nécessité une connaissance de l'anatomie du genou et de ses principales fonctions, une compréhension de la physiopathologie de l'arthrose et des facteurs biomécaniques qui lui sont associés. Ce cadre théorique, présenté au Chapitre 1, a permis de définir la problématique reliée aux limitations des approches actuellement utilisées pour évaluer dynamiquement les patients atteints de gonarthrose. Le Chapitre 2 présentera donc de manière détaillée la problématique, les objectifs ainsi que les hypothèses de recherche reliés à ce projet. Les hypothèses ont été fondées en lien avec une technologie novatrice, l'accélérométrie, qui a été identifiée dans le cadre de ce projet comme ayant un réel potentiel d'évaluation. Le Chapitre 3 présentera donc une recension des écrits sur l'apport de cette technologie dans le domaine de l'évaluation biomécanique. Le Chapitre 4 présentera ensuite la procédure méthodologique utilisée dans le cadre de ce projet dans un but de répondre à nos hypothèses tout en tenant compte de la problématique étudiée. Les résultats de cette thèse seront ensuite présentés sous la forme de trois articles scientifiques dont la situation dans le cadre de cette thèse sera illustrée au Chapitre 5.

Les trois articles seront par la suite présentés sous trois chapitres distincts. Le premier article sera présenté au Chapitre 6 et porte sur la méthode accélérométrique qui a été développée au cours de ce projet. Le deuxième article sera présenté au Chapitre 7 et porte sur la fidélité test retest de la méthode développée. Le troisième article traite de la sensibilité aux changements des paramètres accélérométriques et sera présenté au Chapitre 8.

Le Chapitre 9 présentera une discussion générale de ce projet tout en revenant sur les principaux résultats découlant des trois articles. Le Chapitre 10 présentera les

limitations associées au présent projet. Finalement, le Chapitre 11, présentera la conclusion, les perspectives et les recommandations reliées à ce projet doctoral.

Chapitre 1. Cadre théorique et mise en contexte de l'étude

1.1. Introduction

Ce premier chapitre présente le cadre théorique relié au projet. Il met en contexte les différents thèmes associés et nécessaires à la compréhension de cette étude. Il traitera premièrement de l'anatomie du genou, de ses principales composantes et de son rôle dans un cadre dynamique de marche. Ce projet se concentre sur l'articulation fémoro-tibiale, ainsi les détails concernant la rotule seront très succincts. Dans un deuxième temps, la physiopathologie de la gonarthrose fémoro-tibiale sera présentée en faisant principalement état des facteurs biomécaniques associés à son développement et à sa progression.

Ce présent chapitre présentera aussi les manifestations cliniques de la gonarthrose et les principaux traitements qui lui sont associés. Ceci a pour but de mettre en contexte l'étude afin de comprendre la problématique qui en découle et qui sera décrite au deuxième chapitre.

1.2. Anatomie du genou

Le genou représente une des articulations les plus volumineuse et sûrement une des plus complexe du corps humain. Il est composé de deux principales articulations, une première étant la jonction entre les deux principaux os longs du membre inférieur, c'est-à-dire le fémur et le tibia (articulation fémoro-tibiale) et, la deuxième, entre le fémur et la rotule (articulation fémoro-rotulienne) (Figure 3). Bien que ces deux articulations soient intimement liées de manière anatomique et fonctionnelle, ce projet ne fera état que de l'articulation fémoro-tibiale.

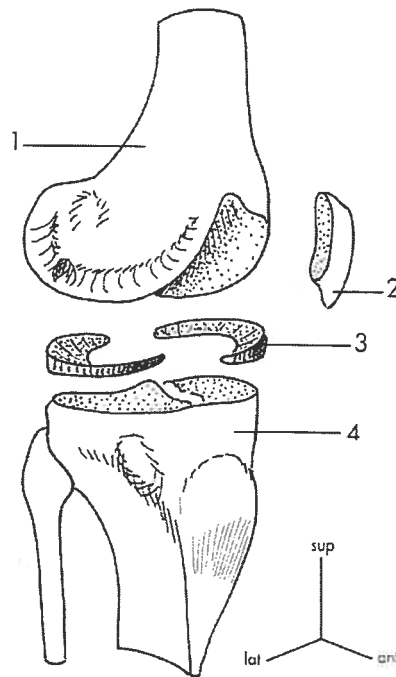


Figure 3 Anatomie du genou composée (1) du fémur, (2) de la rotule, (3) des ménisques et (4) du tibia. Les référentiels anatomiques supérieur (sup), latéral (lat) et antérieur (ant) sont indiqués, adaptée de Dufour [10].

1.2.1. Structure et composantes de l'articulation fémoro-tibiale

L'articulation fémoro-tibiale (Figure 4) est définie comme étant double, mobile et portante. Les surfaces articulaires qui la composent, c'est-à-dire les condyles fémoraux et tibiaux sont situés aux extrémités distale médiale et distale latérale du fémur et aux extrémités proximale médiale et proximale latérale du tibia. La forme sphérique des condyles fémoraux répondant à la surface légèrement concave des condyles tibiaux octroie une mobilité importante au genou dans les six degrés de liberté, c'est-à-dire pouvant se déplacer selon et autour des axes médo-latéral, antéropostérieur et proximo-distal (Figure 5) et, dans les trois plans anatomiques (Figure 6). La faible congruence des surfaces articulaires impose à l'articulation du genou des zones de contact très limitées pouvant être

à l'origine de chargements et de pressions très élevés. Ceci est toutefois atténué par la présence de deux ménisques attachés sur les bords périphériques des condyles tibiaux. Ces derniers, définis comme des fibrocartilages, permettent de répartir les pressions articulaires sur une plus grande surface de contact. Le ménisque médial, étroit et long a la forme d'un « C » tandis que le ménisque latéral plus large ainsi que moins long a la forme d'un « O » (Figure 7). Les ménisques sont des structures légèrement déformables durant les mouvements, par contre ils demeurent solidement ancrés au niveau des surfaces articulaires par les freins méniscaux (Figure 7).

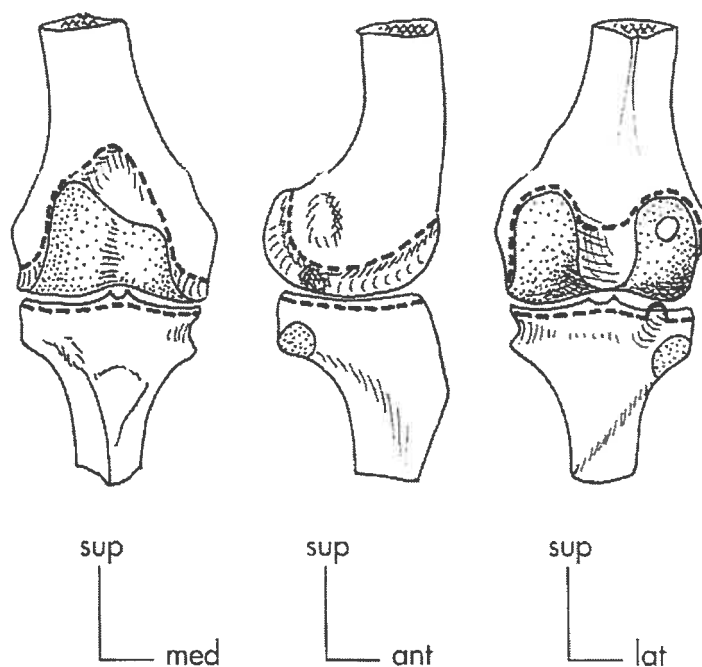


Figure 4 Articulation fémoro-tibiale présentée sous trois différents référentiels anatomiques : supérieur (sup), médial (med) et latéral (lat), permettant d'observer la forme des condyles fémoraux et tibiaux, adaptée de Dufour [10].

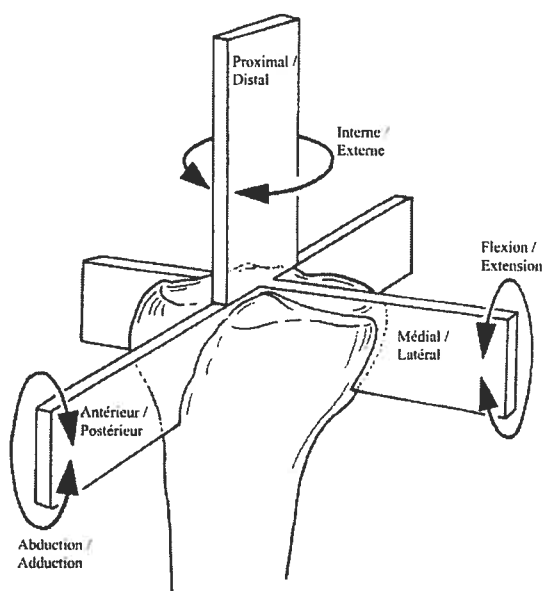


Figure 5 Mouvements du genou autour de ses axes : proximal distal, médial latéral et antéropostérieur, adaptée de Nordin and Frankel [11].

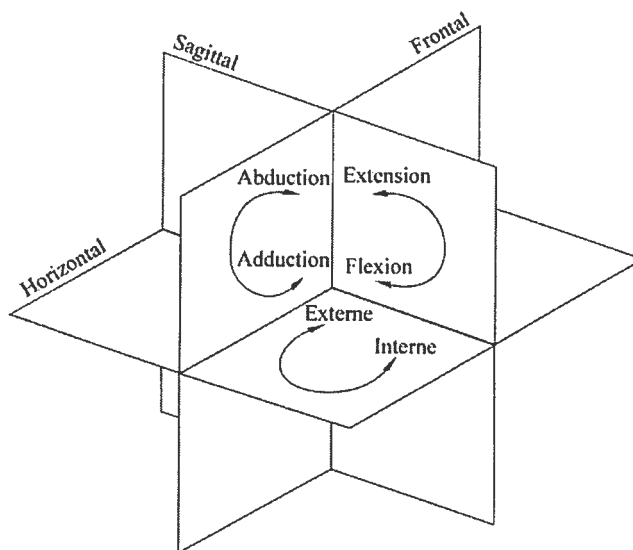


Figure 6 Plans anatomiques et mouvements permis sur chacun des plans, adaptée de Brinckmann et al. [12].

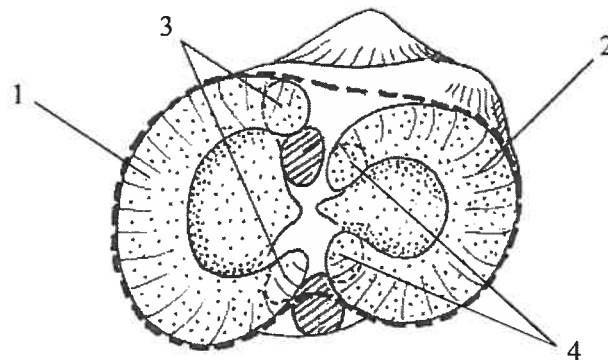


Figure 7 Vue supérieure du tibia représentant la forme des ménisques médial (1) et latéral (2) ainsi que leurs attaches ou freins respectifs (3-4), adaptée de Dufour [10].

Sous les ménisques et recouvrant les extrémités osseuses du tibia et du fémur se retrouve une structure importante de l'articulation fémoro-tibiale : le cartilage articulaire. Le cartilage articulaire est un tissu conjonctif d'environ six millimètres d'épaisseur comprenant trois phases : liquide, solide et cellulaire. La phase liquide représente 70 à 80 % du cartilage et se compose principalement d'eau comprenant des gaz, des petites protéines et des métabolites. La phase solide ou matrice extracellulaire forme près de 30 % du cartilage et se compose essentiellement de fibres de collagène et de protéoglycannes (PG). Les fibres de collagène représentent près de 50 % de la masse sèche du cartilage et les protéoglycannes de 30 à 35 %. La phase cellulaire forme de 1 à 10 % du cartilage et se compose de chondrocytes [13].

Le cartilage a deux fonctions principales, celle de répartir les contraintes sur une surface plus importante, réduisant ainsi les forces appliquées ou niveau de l'os sous-chondral et celle de faciliter le mouvement entre les surfaces articulaires. Bien qu'étant très mince, ce tissu anisotrope et très spécialisé est formé de quatre zones principales qui lui permettent de répondre à ses fonctions (Figure 8).

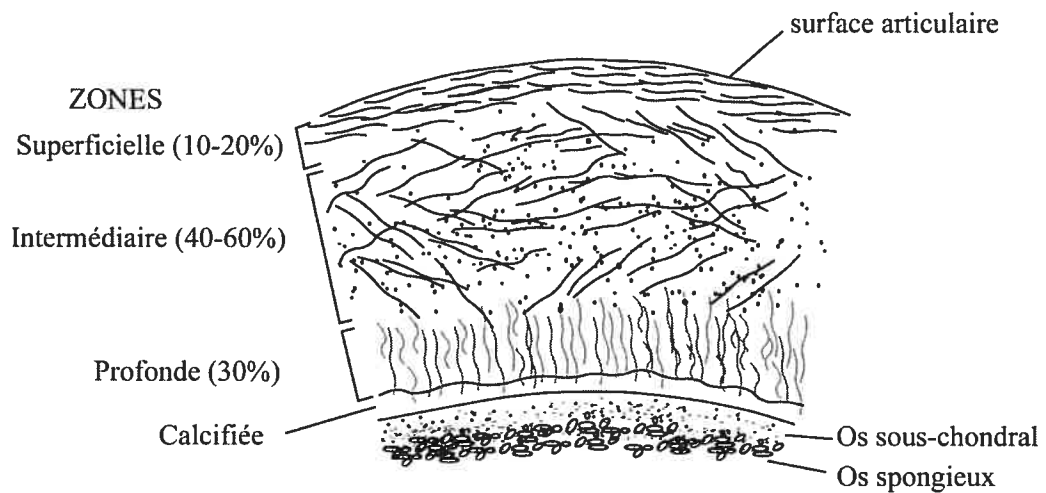


Figure 8 Représentation des différentes zones du cartilage articulaire ainsi que des éléments qui lui sont juxtaposés.

En effet, l'organisation des fibres de collagène (parallèles à la surface articulaire et perpendiculaires près de la zone calcifiée) lui permet de résister aux contraintes de tension, tandis que l'organisation des protéoglycannes (PG) lui permet de résister en compression. La phase liquide qui compose le cartilage, présent surtout au niveau des deux premières zones, permet essentiellement un échange de nutriment et de gaz, une pression osmotique et une lubrification de la surface articulaire. Il s'insère entre les fibres de collagène et les PG.

En considérant les mouvements permis par les structures articulaires formant l'articulation fémoro-tibiale, l'absence de stabilité intrinsèque, sa forte sollicitation d'un point de vue mécanique et son positionnement au niveau du membre inférieur, cette articulation doit être servie par des structures qui accompagnent ses mouvements et qui lui assurent une forte stabilité. Il est ici question des groupes musculaires et réseaux ligamentaires qui entourent l'articulation.

Les principaux muscles assurant les mouvements de l'articulation du genou sont les muscles formant le quadriceps (droit du fémur, vaste latéral, vaste médial, vaste intermédiaire) et les muscles formant les ischio-jambiers (biceps fémoral, semi-tendineux, semi-membraneux) (Figure 9). Près de l'articulation du genou et participant aussi au mouvement de ce dernier, on note le sartorius, les jumeaux de la jambe, le poplité, le plantaire et le droit interne de la cuisse, tous ayant aussi un rôle dans la dynamique du genou. Les principales fonctions des quadriceps et des ischio-jambiers sont présentées dans le Tableau 1.

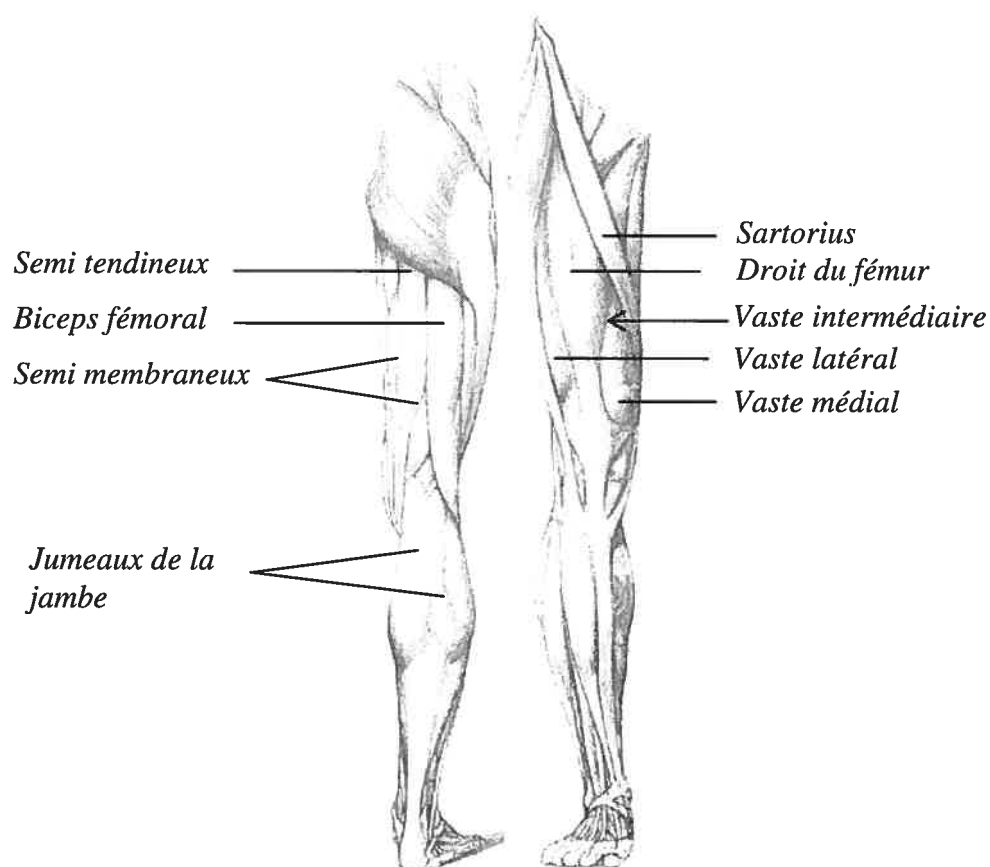


Figure 9 Identification des principaux muscles entourant et participant aux mouvement de l'articulation du genou, adaptée de Barcsay [14].

Tableau 1 Principales fonctions reliées aux muscles entourant l'articulation du genou [15].

Muscles	Fonctions
Droit du fémur	Extension du genou
Vaste latéral	Extension du genou
Vaste médial	Extension du genou
Vaste intermédiaire	Extension du genou
Biceps fémoral	Flexion du genou /Rotation latérale de la jambe
Semi-tendineux	Flexion du genou / Rotation médiale de la jambe
Semi-membraneux	Flexion du genou/ Rotation médiale de la jambe
Sartorius	Flexion du genou

En ce qui a trait aux ligaments entourant l'articulation et lui prodiguant sa stabilité, on note principalement les ligaments collatéraux (médial et latéral) et les ligaments croisés (antérieur et postérieur) (Figure 10).

Les ligaments collatéraux sont nécessaires pour prévenir la rotation dans le plan frontal autour de l'axe antéropostérieur lorsque le genou est en extension, tandis que les ligaments croisés contribuent à prévenir les glissements antéropostérieurs des différentes surfaces articulaires tout en reliant le tibia et le fémur. Quoique moins importants dans le cadre de cette étude, d'autres ligaments participent aussi à la stabilisation du genou : le ligament rotulien, le ligament poplité arqué et le ligament poplité oblique.

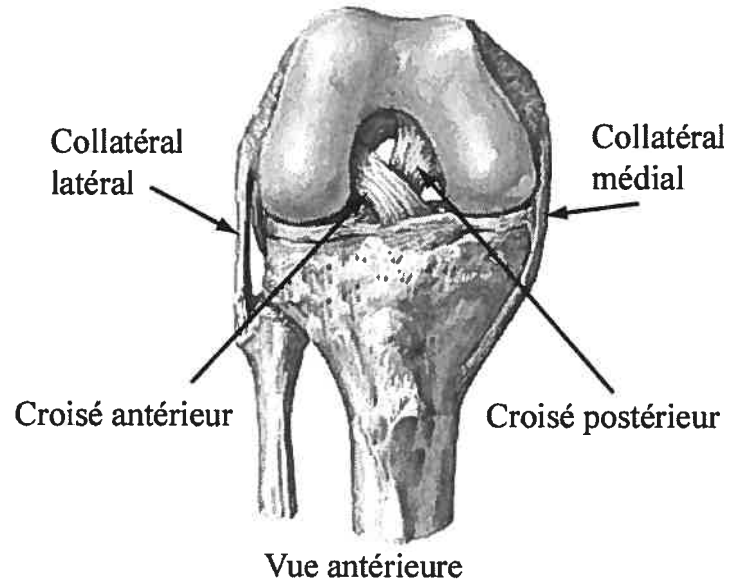


Figure 10 Principaux ligaments participant à la stabilité du genou, adaptée du site httpwww.laboratorium.dist.unige.it~pieroTeachingGaitNetterknee_ligaments_1.

1.3. Fonction de l'articulation fémoro-tibiale

L'articulation fémoro-tibiale est l'une des articulations les plus importantes et nécessaires au sein du système musculosquelettique. Cette articulation remplit plusieurs fonctions : (1) elle assure la transmission des chargements, (2) elle participe au mouvement et à la progression du membre inférieur et, (3) elle est à l'origine d'un couple de force entre le fémur et le tibia, nécessaire à toutes activités impliquant le membre inférieur. Une des activités humaines, la locomotion, s'avère être la plus pratiquée au quotidien et l'articulation fémoro-tibiale y joue un rôle primordial.

1.3.1. Rôle du genou durant la locomotion

Avant de décrire le rôle et l'implication du genou lors de la locomotion il est nécessaire d'exposer les différentes périodes et phases qui sous-tendent cette activité. On sépare premièrement la locomotion en un ou plusieurs cycles de marche afin de faciliter son analyse. Chaque cycle est initié par un contact initial (CI) du pied avec le sol et se termine par le prochain contact du même pied avec le sol. Deux principales périodes sont comprises à l'intérieur d'un cycle, la période de l'appui et celle de l'envol ou l'oscillation (Figure 11). La période de l'appui va durer approximativement 60 % du temps d'un cycle de marche et celle de l'envol environ 40 %.

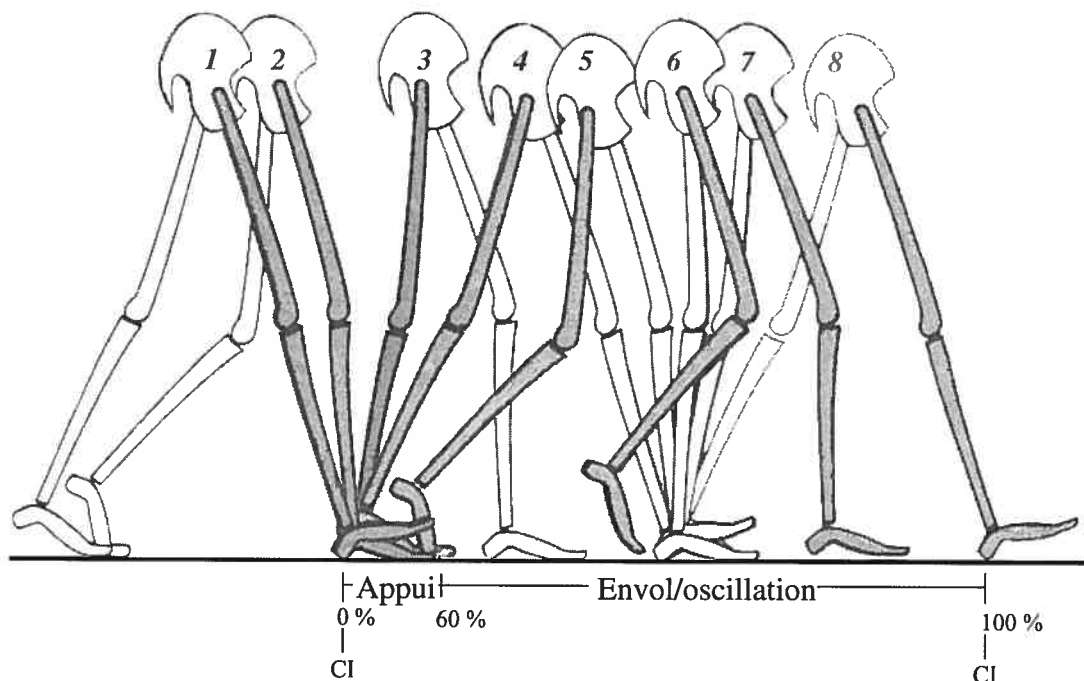


Figure 11 Représentation d'un cycle de marche avec les périodes d'appui (#1-5) et d'envol (#6-8), comprises entre les deux contacts initiaux (CI), adaptée de Perry [16].

La période d'appui se subdivise en deux tâches, la mise en charge et l'appui unipodal. La mise en charge se subdivise en deux phases, la phase du CI (Figure 11 #1) et celle de chargement (Figure 11 #1-2). Le CI représente le premier contact du pied avec le sol et dure environ deux pourcents du cycle de marche. La phase de chargement représente environ dix pourcents. La tâche de mise en charge est très exigeante, car elle assure l'absorption de l'impact créé par le CI du pied, la stabilité du membre inférieur et la continuité du mouvement qui a été initié.

La tâche d'appui unipodal se voit tout aussi ardue, car pendant cet intervalle une seule jambe assure la continuité du mouvement tout en supportant la totalité du poids corporel. Cette tâche se divise en deux phases, l'appui intermédiaire (Figure 11 #3-4) et final (Figure 11 #4-5). L'appui intermédiaire (10-30%) débute lorsque la jambe opposée quitte le sol (début du simple appui) et se termine lorsque le poids du corps est aligné au-dessus du pied. L'appui final (30-50%) commence lorsque le talon quitte le sol et se poursuit jusqu'au moment où le pied opposé entre en contact avec le sol.

La période d'envol est précédée d'une phase de pré envol (50-60%) servant à positionner le membre inférieur. La période d'envol qui la suit se divise en trois phases distinctes : l'envol initial (60-73%), l'envol intermédiaire (73-87%) et envol terminal (87-100%). L'envol initial permet de libérer le pied du sol (Figure 11 #5-6), il commence lorsque le pied quitte le sol et se termine lorsque la jambe en envol est opposée à celle en appui. L'envol intermédiaire (Figure 11 #6-7) permet la progression du membre inférieur vers l'avant. Cette phase débute lorsque la jambe en envol est opposée à celle en appui et se termine lorsque la jambe est devant celle en appui et que le tibia est en position verticale. L'appui terminal est la dernière phase du cycle de marche (Figure 11 #7-8). Cette phase permet de compléter la progression du membre inférieur et se termine au CI [16].

En considérant la tâche de la marche dans son ensemble, le genou a trois implications de type fonctionnel permettant sa réalisation. Premièrement, il permet

l'absorption des chocs survenant lors du CI avec le sol, deuxièmement, il assure la stabilité du membre inférieur lors de son extension permettant ainsi d'assurer l'équilibre du corps lors de sa mise en charge et, troisièmement, le genou doit fléchir rapidement lors de la phase d'envol afin d'assurer la continuité du mouvement. Pour chacune des phases comprises à l'intérieur d'un cycle de marche, le genou remplit une ou plusieurs fonctions spécifiques et suit des mouvements distincts (Tableau 2).

Tableau 2 Description des mouvements et des fonctions du genou relatifs à chacune des phases du cycle de marche [16].

Phases	Mouvements	Fonctions
Contact initial (0 - 2 %)	Extension	- Stabilisation de la mise en charge induite par le poids corporel
Chargement (0 - 10 %)	Flexion à environ 15 °	- Absorption des impacts
Appui intermédiaire (10 - 30 %)	Extension	- Stabilisation de la mise en charge
Appui final (30 - 50 %)	Finalisation de l'extension	- Stabilisation de la mise en charge - Détermination de la longueur du pas
Pré envol (50 - 60 %)	Flexion passive	- Préparation de l'envol
Initiation de l'envol (60 - 73 %)	Flexion	- Dégagement du pied - Aide à la progression de la jambe vers l'avant
Envol intermédiaire (73 - 87 %)	Extension passive	- Progression de la jambe vers l'avant
Envol final (87 - 100 %)	Extension	- Progression de la jambe vers l'avant - Préparation pour l'appui

Considérant la sollicitation importante du genou lors de la marche, il est compréhensible d'y voir un important risque d'apparition de douleur, de blessures et de dégénérescence articulaire. Parmi l'ensemble des pathologies reliées à l'articulation du genou, l'arthrose en est une qui retient particulièrement l'attention, et ce, de par sa prévalence et son handicap fonctionnel. La prochaine section fera état de cette pathologie par son étiologie, ses mécanismes de développement, les facteurs qui lui sont reliés ainsi que par sa forme clinique.

1.4. Arthrose du genou

L'arthrose du genou ou gonarthrose est associée à de multiples facteurs dont la détérioration de la structure cartilagineuse comprenant les chondrocytes, les fibres de collagène et les protéoglycannes, ainsi qu'à la présence d'excroissances osseuses (ostéophytes) formées au niveau de l'os sous-chondral [4]. Ces facteurs peuvent être définis comme un ensemble de conditions interdépendantes qui favorisent le développement ou la progression de la pathologie. Par exemple, la détérioration de la structure cartilagineuse va compromettre les propriétés biomécaniques du cartilage en diminuant la bonne répartition des contraintes et en augmentant la friction entre les surfaces articulaires en mouvement. Ceci, favorisera le développement et la progression de la pathologie [17]. D'autres facteurs ont aussi été identifiés comme étant facilitateurs du développement et de la progression de la gonarthrose. Deux types ont été identifiés : les facteurs systémiques et les facteurs biomécaniques locaux. Les facteurs systémiques se rapportent aux conditions globales affectant le système. On note particulièrement l'âge, la susceptibilité génétique et les caractéristiques ethniques. Pour ce qui est des facteurs biomécaniques locaux, ils représentent les conditions locales qui rendent vulnérables l'articulation du genou. À ce sujet, la faiblesse du quadriceps, la laxité articulaire, l'obésité et l'alignement du membre

inférieur sont principalement identifiés. Tous ces facteurs, qu'ils soient systémiques ou biomécaniques sont inter reliés et participent au processus arthrosique.

1.4.1. Facteurs de développement et de progression de l'arthrose

Plusieurs groupes de recherche se sont intéressés à l'interrelation entre les facteurs impliqués dans la gonarthrose. Ceci, dans un but de comprendre les risques de survenue de cette pathologie. Cette section a pour objectif de schématiser, le plus fidèlement possible, les principaux modèles qui ont été élaborés afin d'illustrer les facteurs présents et interagissant dans le développement et la progression de la gonarthrose.

Un premier modèle qui a été développé par Felson et al. [18], démontre un lien direct entre les facteurs systémiques et les facteurs biomécaniques (Figure 12). On remarque en effet, selon Felson et al. [18], que l'ensemble des facteurs systémiques créent une prédisposition à l'arthrose, tandis que les facteurs biomécaniques influenceront davantage la localisation et la sévérité de la pathologie. On pourrait voir, par ce modèle, les facteurs systémiques comme des facteurs de développement et les facteurs biomécaniques comme des facteurs participant à la fois au développement et à la progression de la pathologie.

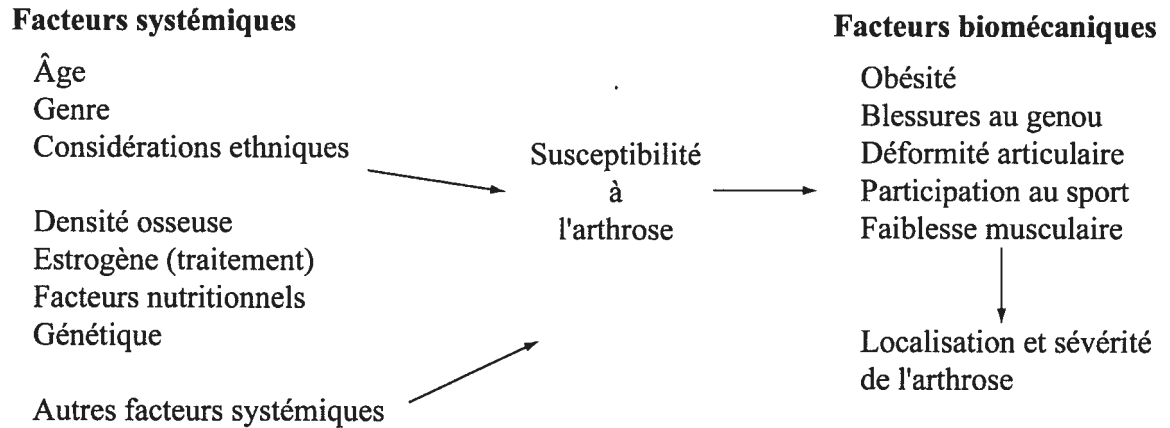


Figure 12 Modèle représentant les facteurs impliqués dans la gonarthrose, traduit de Felson et al. [18].

Cette représentation des facteurs influençant l'arthrose a toutefois été complexifiée en 2004 par le même groupe de recherche. L'évolution du précédent modèle est illustrée à la figure 13. La principale différence entre les deux modèles réside dans la division des facteurs biomécaniques en deux catégories distinctes ou sous facteurs, c'est-à-dire les facteurs reliés à la vulnérabilité intrinsèque de l'articulation et les facteurs reliés au chargement articulaire. Au niveau de la vulnérabilité articulaire, on note les blessures antérieures, la faiblesse musculaire et le mauvais alignement articulaire. Au niveau des facteurs reliés au chargement, les auteurs identifient plutôt l'obésité et les activités physiques néfastes, comme ayant un rôle important dans la progression de l'arthrose. En comparaison avec le modèle précédent (Figure 12), les facteurs biomécaniques associés à la vulnérabilité intrinsèque articulaire sont aussi des conditions reliées à la susceptibilité. On remarque aussi le lien direct entre les facteurs systémiques et ceux de vulnérabilité articulaire, ce qui était absent du précédent modèle.

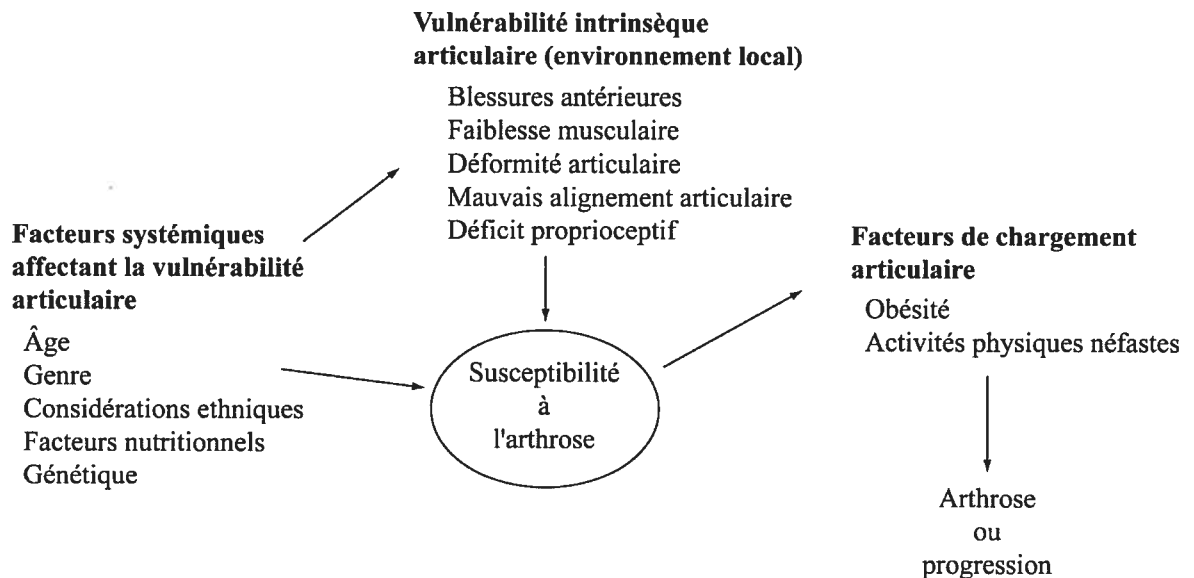


Figure 13 Modèle représentant les facteurs impliqués dans la gonarthrose, traduit de Felson et al. [19].

Les facteurs systémiques étant des facteurs qui ont été très étudiés dans la littérature médicale, d'autres auteurs ont préféré s'intéresser uniquement aux facteurs biomécaniques reliés à l'arthrose [20]. Plus particulièrement, Shakoor et Moio [20] ont développé un modèle (Figure 14) démontrant clairement l'interaction entre trois facteurs biomécaniques : le chargement articulaire dynamique, la force musculaire et la proprioception. Par ce modèle, les auteurs avaient pour objectif de montrer la contribution des facteurs biomécaniques dans le développement et la progression de l'arthrose. D'après ces auteurs, il y aurait une interaction directe entre chacun de ces trois facteurs et l'arthrose. Toutefois, l'interrelation de ces trois facteurs demeure toujours hypothétique (lignes pointillées).

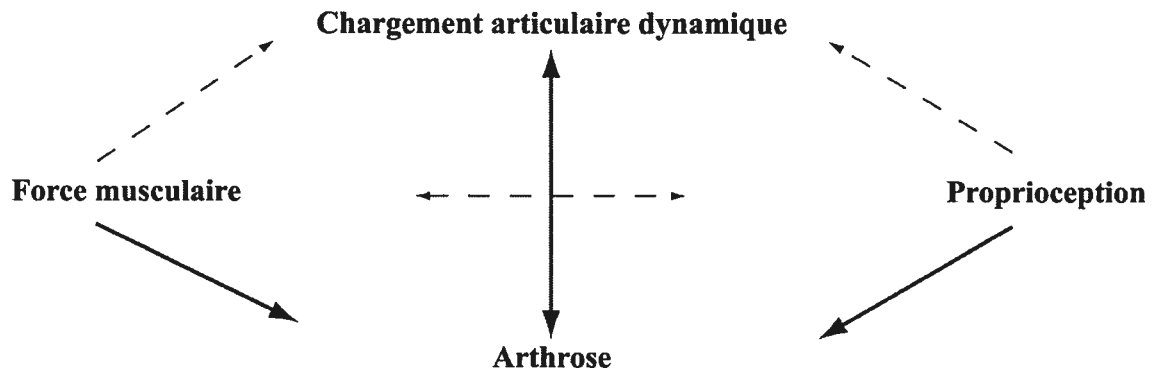


Figure 14 Modèle représentant les facteurs biomécaniques impliqués dans la gonarthrose, traduit de Shakoor et Moio [20]. Les lignes pleines représentent les liens confirmés, tandis que les lignes pointillées représentent les liens hypothétiques.

Andriacchi et al. [21] ont présenté un modèle plus complexe présentant la mécanophysiologie de l'arthrose par l'intégration de plusieurs éléments ou mécanismes présents dans la pathologie, mais exclus des modèles précédents (Figure 15). Tout en maintenant une place importante pour les facteurs biomécaniques (chargement articulaire, contact articulaire, laxité articulaire,...), ils relient directement leurs impacts à la mécanobiologie du tissu cartilagineux et à la dynamique du genou. Ce modèle avait trois principaux objectifs : faciliter l'interprétation des résultats d'études en laboratoire, identifier les facteurs de risques dans la gonarthrose et améliorer les méthodes d'évaluation de la gonarthrose.

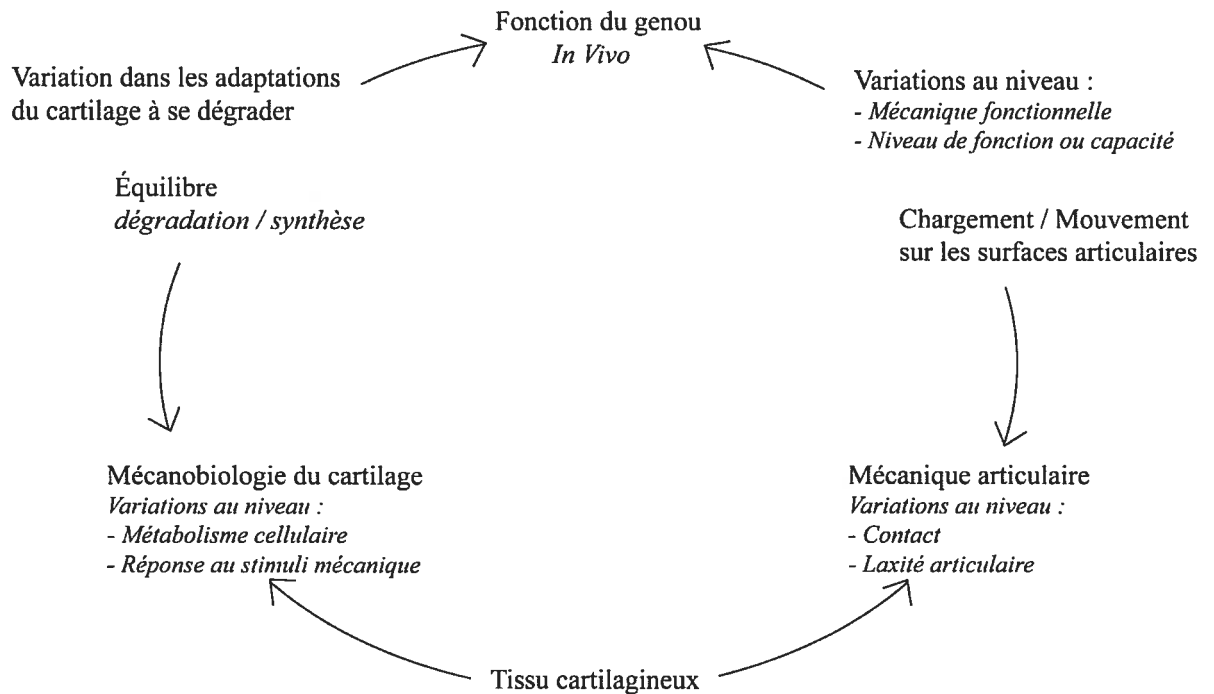


Figure 15 Modèle représentant les facteurs impliqués dans la gonarthrose, traduit de Andriacchi et al. [21].

En considérant l'ensemble des modèles présentés dans cette section, il est intéressant de constater que les facteurs biomécaniques ont une place prépondérante dans le cycle du développement et de la progression de l'arthrose. Ces modèles ont aussi permis d'identifier les facteurs biomécaniques qui semblent être les principaux impliqués dans le cycle de la gonarthrose.

La prochaine section permettra donc de décrire les principaux facteurs biomécaniques avec de plus amples détails, et ce, afin de comprendre leurs impacts réels dans la physiopathologie mécanique de la gonarthrose.

1.4.2. Facteurs biomécaniques associés à la gonarthrose

Pour évaluer de manière appropriée une population atteinte de gonarthrose ou à risque de le devenir, la connaissance à la fois des facteurs biomécaniques associés au développement et à la progression de cette pathologie et des implications de ces facteurs sur la dynamique du patient est essentielle. Dans cette section, il sera donc question de plusieurs facteurs importants associés à la gonarthrose : la force du quadriceps, l'alignement du membre inférieur, la laxité ligamentaire et l'obésité. Ces facteurs ont été retenus pour leur importance au niveau de la transmission des impacts articulaires chez une population gonarthrosique et pour leur rôle dans le développement et la progression de cette pathologie. En effet, l'altération de même que l'augmentation des contraintes sur les surfaces articulaires tibiale et fémorale sont étroitement reliées à l'ensemble de ces facteurs [17].

1.4.2.1. Faiblesse du quadriceps

Quoique longtemps considéré uniquement comme un facteur de progression, la faiblesse du quadriceps est maintenant considérée comme un facteur prédisposant au développement de la gonarthrose [22]. Rappelons que le quadriceps est à la fois responsable de l'extension du genou et de sa stabilisation dans un contexte dynamique tel que la marche. On note aussi que l'activité musculaire excentrique du quadriceps participe au contrôle de la flexion du genou lors du contact du pied avec le sol et est, par conséquent, fortement impliqué dans l'efficacité de l'absorption des contraintes à l'articulation du genou [23], c'est-à-dire les forces externes transmises du sol vers l'articulation. Une activité musculaire adéquate a un rôle essentiel dans le maintien des propriétés biomécaniques d'un cartilage articulaire sain. En effet, la diminution de la force musculaire du quadriceps, souvent provoquée par le vieillissement naturel, la diminution du niveau

d'activité physique et l'obésité, augmente à la fois l'amplitude des contraintes articulaires et le risque d'impacts impulsifs sur les compartiments fémoral et tibial. À cet effet, on reconnaît que la dégénérescence articulaire peut être induite par la répétition de contraintes impulsives ainsi que par des mouvements irréguliers [24]. Une autre étude a aussi démontré que les contraintes impulsives étaient nécessaires pour provoquer des modifications structurales au niveau du cartilage articulaire arthrosique [25].

Une étude de Syed et Davis [26] suggère qu'une marche prolongée chez une population âgée et obèse pourrait être à l'origine d'une faiblesse au niveau du quadriceps et ainsi favoriser l'altération du patron de marche. Cette modification du patron de marche diminuerait tout particulièrement la capacité de l'articulation à absorber les impacts. Cela résulterait en une augmentation des contraintes appliquées entre le fémur et le tibia et possiblement à l'augmentation de l'amplitude des forces de réaction au sol, toutes deux participant au processus de dégénérescence articulaire. Cependant, il est impossible, à ce jour, de mesurer directement la capacité du genou à absorber les impacts. Par contre, certains auteurs ont émis l'hypothèse que la différence d'accélération entre le tibia et le fémur reflèterait la capacité d'amortissement articulaire [27].

Enfin, il est aussi démontré que le quadriceps serait sollicité de manière moins efficace lors de la préparation du contact du pied avec le sol chez une population ayant des douleurs au genou. En effet, une population saine utiliserait le quadriceps pour diminuer la vitesse du tibia avant de faire contact avec le sol, tandis qu'une population ayant des douleurs articulaires au genou utiliserait le sol afin de ralentir leur vitesse [23]. Cela reflèterait un patron de marche impulsif et serait présent chez environ un tiers de la population [23].

En examinant les conséquences reliées à la faiblesse du quadriceps, il apparaît nécessaire de prendre en considération les facteurs qu'elle influence, c'est-à-dire les mouvements impulsifs lors du contact du pied avec le sol et la diminution de la capacité d'absorption du genou.

1.4.2.2. Alignement du membre inférieur

La gonarthrose peut prendre plusieurs formes, c'est-à-dire être de type fémoro-rotulienne, fémoro-tibial interne ou fémoro-tibial externe. L'arthrose fémoro-rotulienne, quoique très fréquente, est mieux tolérée cliniquement [28]. Son atteinte est plus souvent secondaire, c'est-à-dire qu'elle est habituellement associée aux autres formes d'arthrose et donc, rarement isolée. L'arthrose fémoro-tibiale interne et externe, quant à elle, génère davantage de symptômes cliniques, tels que l'augmentation de la douleur à l'activité, la diminution de la mobilité articulaire et une courte raideur matinale. Un mauvais alignement du membre inférieur peut favoriser une atteinte interne ou externe.

À cet effet, l'atteinte interne implique une surcharge des contraintes, à savoir une augmentation des chargements sur le compartiment médial du fémur et du tibia, tandis que l'atteinte externe implique des surcharges au niveau du compartiment latéral. On associe l'atteinte interne avec un alignement du membre inférieur (c'est-à-dire : l'alignement entre la tête fémorale, le centre du genou et le centre de la cheville) en varus et l'atteinte externe avec un alignement en valgus (Figure 16). L'alignement articulaire des membres inférieurs est donc un élément très important associé à cette pathologie, favorisant une mauvaise répartition des contraintes, pouvant modifier la stratégie du patient lors de l'exécution de certaines activités telle que la marche et accélérant ainsi la progression de la pathologie. Ce type d'alignement peut aussi être amplifié ou provoqué par des traumatismes ou lésions particulières comme les blessures ligamentaires ou l'atteinte méniscale. En effet, on remarque qu'une laxité du ligament croisé antérieur va provoquer un transfert des contraintes mécaniques à la marche en augmentant les accélérations médio-latérales entre les compartiments fémoraux et tibiaux [29]. D'après certains auteurs [29], les blessures ligamentaires peuvent mener à des lésions méniscales et favoriser le développement ou la progression de la gonarthrose.

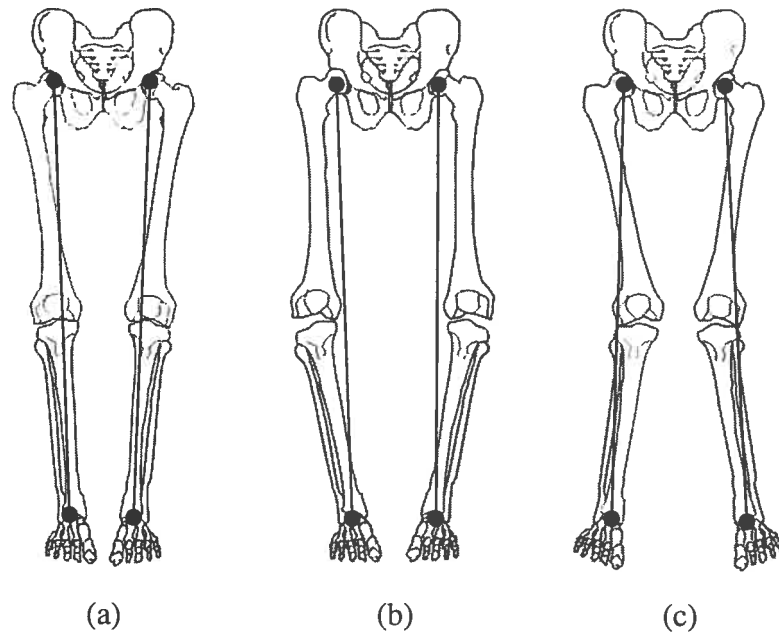


Figure 16 Alignement (a) normal, en (b) varus et en (c) valgus du membre inférieur et représentation des axes mécaniques pour chacune des situations.

En considérant l'importance de l'alignement du membre inférieur dans le développement et la progression de la gonarthrose, l'instrument de mesure qui sera développé devra permettre de quantifier son impact dans un contexte dynamique.

1.4.2.3. Laxité ligamentaire

La laxité ligamentaire est définie comme une condition d'étirement des ligaments dont la fonction première est de maintenir la stabilité de l'articulation. La laxité ligamentaire peut être causée par des traumatismes articulaires, des blessures sportives ou de la dégénérescence naturelle des tissus qui composent les ligaments. Tous ces facteurs peuvent être à l'origine d'une laxité au niveau des ligaments et provoquer une instabilité

articulaire du genou. L'instabilité articulaire se manifeste essentiellement pendant la réalisation de tâches fonctionnelles comme lors de la marche. La laxité du genou peut être médio-latérale ou antéropostérieure ou les deux, c'est-à-dire rotatoire. La laxité médio-latérale induira une instabilité articulaire en varus valgus (Figure 16) et est étroitement reliée à l'alignement du membre inférieur. La laxité antéropostérieure est davantage reliée à la dégénérescence ou à un traumatisme d'un ou des ligaments croisés.

On rapporte que la laxité en varus valgus peut précéder l'apparition de l'arthrose du genou et s'accroître avec la progression de la pathologie [30]. Selon le même groupe d'auteurs [30], la laxité articulaire est l'un des mécanismes possibles reliés à la progression de la gonarthrose. Ces derniers ont en fait proposé un modèle permettant d'établir la relation entre la laxité en varus valgus et la gonarthrose (Figure 17).

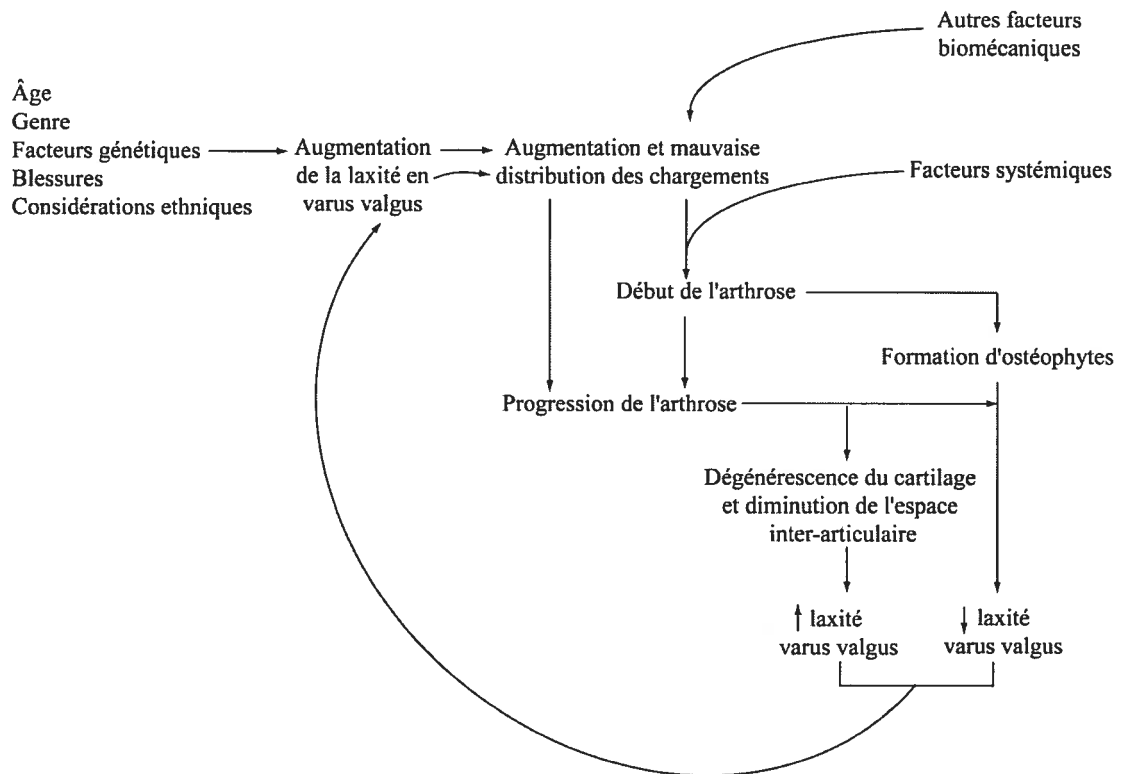


Figure 17 Représentation de la laxité en varus valgus dans le cycle de la gonarthrose. Ce modèle est tiré et traduit de Sharma et al. [30].

Toutefois, en ce qui a trait à la laxité antéropostérieure, on l'associe beaucoup plus facilement à un traumatisme des ligaments croisés qu'à l'arthrose directement. Ainsi, la littérature sur ce sujet est très limitée.

1.4.2.4. Obésité

L'obésité est un facteur biomécanique étroitement lié à la gonarthrose et impliqué à la fois dans son développement et sa progression [18]. L'obésité induit entre autre une surcharge articulaire constante accélérant ainsi la détérioration des composantes articulaires, tels que le cartilage et l'os sous-chondral. Un alignement du membre inférieur en varus va aussi accroître l'effet de l'obésité en augmentant les chargements au niveau des surfaces articulaires médiales du fémur et du tibia (Figure 18) [31, 32]. Ceci, va en conséquence accélérer le processus de dégénérescence de ces surfaces articulaires en contact.

On rapporte également qu'une diminution d'au moins deux unités au niveau de l'indice de masse corporelle¹ (IMC) a un effet bénéfique chez les femmes en réduisant de plus de 50% le risque de développer une gonarthrose [33]. Une autre étude affirme aussi que le risque de développer une gonarthrose augmente de 35 % à chaque augmentation de poids de cinq kilogrammes [34].

Étant donné qu'aucun traitement curatif existe actuellement pour la gonarthrose, certains facteurs réversibles, tels que l'obésité, ont été identifiés comme des facteurs pouvant prévenir la survenue de même que la progression de la pathologie [35].

¹ Indice de masse corporelle (IMC) est égale à la masse corporelle en kilogramme divisée par la taille en centimètre au carré. $IMC = \text{masse (kg)} / \text{taille (cm)}^2$.

L'ensemble des facteurs biomécaniques présentés dans cette section a permis de discuter de leurs implications et surtout de leur relation tant isolée que combinée dans le développement et la progression de la gonarthrose. L'interrelation des facteurs biomécaniques dans la gonarthrose est d'ailleurs de plus en plus étudiée pour comprendre leur implication réelle dans la pathologie.

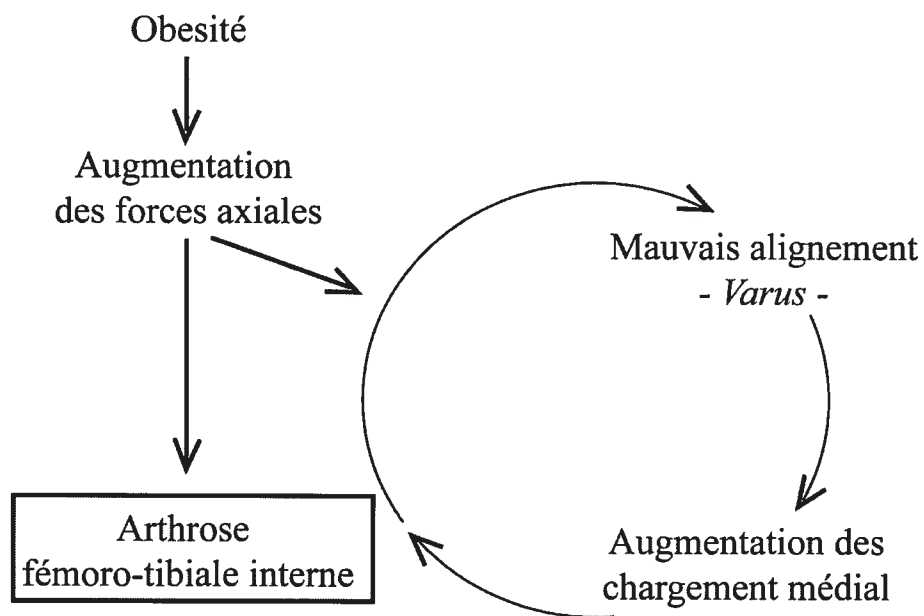


Figure 18 Rôle de l'obésité dans le cycle de l'arthrose, traduit de Sharma et al. [31].

La prochaine section fera état d'un autre aspect de la pathologie, c'est-à-dire les signes, les critères et les symptômes cliniques qui lui sont reliés.

1.4.3. Signes, critères et symptômes cliniques de la gonarthrose

Les signes, critères et symptômes cliniques reliés à la gonarthrose sont multiples. On reconnaît depuis longtemps la raideur articulaire et le crépitement osseux comme les principaux signes cliniques, l'avancement en âge comme le principal critère et enfin, la douleur comme le symptôme majeur. Dans cette section, leur description respective sera présentée.

La raideur articulaire est l'un des premiers signes présents chez les patients atteints de gonarthrose. Elle apparaît le matin pour une courte période habituellement inférieure à trente minutes et s'estompe à l'activité. Cette raideur matinale est provoquée par l'immobilité prolongée de l'articulation de même que son absence de lubrification durant la période de repos.

Le crépitement osseux origine d'une dégradation de l'articulation, c'est-à-dire des surfaces articulaires fémorale et tibiale entrant en contact lors du mouvement de l'articulation fémoro-tibiale. Ici aussi, une perte de la capacité de l'articulation à se lubrifier adéquatement ainsi que la formation d'ostéophytes peuvent favoriser ce crépitement.

L'avancement en âge s'applique à tous les types d'arthrose et en particulier pour celle du genou. En effet, une nette progression de l'incidence de la pathologie est observée à partir de 50 ans, et ce, tant chez les hommes que chez les femmes. L'American College of Rheumatology (ACR) a fixé en 1986 un âge supérieur à 50 ans comme le critère clinique associé à la gonarthrose [36]. L'augmentation de la pratique d'activités sportives intenses par la population depuis les dernières années a fait augmenter l'apparition de l'arthrose dite de nature secondaire, c'est-à-dire liée à une autre cause comme par exemple un traumatisme. L'articulation se voit ainsi plus vulnérable, comme le démontre le modèle développé par Felson et al. [19] (Figure 13).

En ce qui a trait aux symptômes reliés à la gonarthrose, un retient particulièrement l'attention, c'est-à-dire la douleur.

La douleur est le symptôme le plus évocateur chez les personnes atteintes de gonarthrose. Toutefois, il n'est pas généralisé. En effet, certaines personnes présentent des signes cliniques de gonarthrose (i.e. la raideur articulaire, le crépitement osseux) sans pourtant en souffrir. Néanmoins, la majorité des personnes atteintes a des symptômes assez importants allant d'une douleur qui augmente à l'activité (marche, montée/descente d'escalier) à des douleurs pratiquement constantes qui deviendront même chroniques. Le type de douleur peut aussi varier : la douleur peut être localisée à l'interligne osseuse ou être très étendue, c'est-à-dire couvrant l'articulation.

La difficulté à exécuter les activités de la vie quotidienne est étroitement reliée à l'augmentation du symptôme de la douleur. En effet, la plupart des personnes atteintes de gonarthrose montre, selon la progression de la pathologie, une progression dans l'incapacité à effectuer certaines tâches. Plusieurs personnes atteintes rapportent une diminution des activités sportives pratiquées, une réduction de la durée de marche, une diminution des tâches ménagères lourdes à accomplir ainsi qu'une diminution des tâches nécessitant des agenouillements fréquents.

En considérant tous les signes et symptômes découlant de la gonarthrose, plusieurs traitements ont vu le jour, et ce, toujours en ayant comme principaux objectifs de diminuer la douleur provoquée par la pathologie et de restaurer la mobilité articulaire. En rencontrant ces objectifs, les personnes atteintes de gonarthrose peuvent ainsi penser à un retour à leurs activités de la vie quotidienne. Les différents types de traitement associés à la gonarthrose seront présentés dans la prochaine section.

1.4.4. Traitements de la gonarthrose

Les traitements associés à la gonarthrose sont très nombreux et peuvent être divisés selon trois types : les traitements médicamenteux, non médicamenteux ou chirurgicaux [37]. Les traitements non médicamenteux incluent l'éducation des patients, la perte de poids, les modalités thérapeutiques (application de glace ou de chaleur), les exercices de renforcement musculaire, la physiothérapie, l'utilisation d'orthèses plantaires ou de genou, l'utilisation d'aide technique (cane, béquille) ou, tout simplement la modification des habitudes de vie.

Les principaux traitements médicamenteux incluent les anti-inflammatoires non stéroïdiens, les injections de corticoïde ou d'acide hyaluronique intra articulaire. Certains préconisent aussi la prise de suppléments. Finalement, lorsque la pathologie se voit trop sévère pour prescrire tout autre type de traitement, l'option chirurgicale est de mise. L'ostéotomie et le remplacement partiel ou total de l'articulation par une prothèse sont les alternatives possibles. L'ostéotomie consiste en un réalignement du membre inférieur ou en un déchargement par une section d'un os long, ici généralement le tibia.

La plupart des traitements mentionnés dans cette section parviennent à réduire les symptômes de douleur reliés à la pathologie et pour certains d'entre eux à améliorer la qualité de vie des patients en leur permettant de poursuivre leurs activités. Toutefois, aucun des traitements, excluant le remplacement total de l'articulation, n'a encore permis de cesser la progression de la gonarthrose. L'efficacité des traitements de même que les modes d'évaluation actuelle peuvent être remis en cause. En effet, est-ce réellement un manque d'efficacité des traitements reliés à la pathologie ou est-ce les méthodes d'évaluation de la dynamique du genou qui ne sont pas adéquates? Est-ce que ces dernières permettent réellement d'évaluer les facteurs biomécaniques du genou dans un contexte réaliste et dynamique? Le prochain chapitre fera donc l'état des méthodes d'évaluations actuelles, tant cliniques que biomécaniques, tout en discutant de leurs principales limitations.

Chapitre 2. Problématique et but de l'étude

2.1. Évaluations de la gonarthrose

Compte tenu de l'importance de la compréhension des facteurs biomécaniques et de l'incidence réelle qu'ils ont sur la capacité fonctionnelle du patient atteint d'arthrose, il est essentiel que les cliniciens puissent avoir à leur disposition des méthodes permettant de quantifier la biomécanique articulaire du genou de leurs patients. Cependant, à ce jour, les méthodes d'évaluations utilisées demeurent effectuées dans des contextes majoritairement statiques et les outils de mesure utilisés sont souvent de nature subjective.

2.1.1. Évaluations cliniques

Actuellement, les évaluations cliniques de patients atteints de gonarthrose sont principalement effectuées par une évaluation du clinicien et par des tests fondés sur l'examen clinique et l'évaluation fonctionnelle du patient. Les évaluations des cliniciens peuvent comprendre des tests de mobilité articulaire passifs et actifs, de laxité ligamentaire, de palpation et de détection d'anomalies (inflammations, rougeurs, kystes), une radiographie du membre inférieur ou de l'articulation affectée ainsi que des questionnaires généraux sur l'état de santé du patient et des interventions ou blessures passées.

En plus de cette évaluation clinique, le clinicien dispose de différents instruments de mesure dans le but de parfaire son évaluation globale. En effet, les évaluations actuelles sont utilisées de concert avec des questionnaires algo-fonctionnels, permettant d'avoir une appréciation générale de l'état fonctionnel du patient, des tests fonctionnels, permettant d'obtenir la quantification de certains paramètres spatio-temporels comme la vitesse de marche et la longueur des pas, des mesures de force musculaire, permettant de quantifier la

force musculaire isométrique, des échelles de douleur, permettant une quantification par le patient lui-même de son intensité de douleur à la suite ou durant une activité spécifique, et, enfin, des indices de la qualité de vie, permettant une vision globale des facteurs associés, concomitants et non relatifs à l'affectation articulaire.

Les cliniciens ont à leur disposition deux tests algo-fonctionnels validés pour la population francophone gonarthrosique, il s'agit du Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) et de l'indice de Lequesne [38]. Le WOMAC est un questionnaire auto-administré comprenant 24 questions dont une seule et même version permet l'évaluation de la gonarthrose ou de l'arthrose de la hanche (coxarthrose). Il permet l'évaluation du patient sous trois aspects différents : la douleur du genou, la raideur du genou et la difficulté à accomplir les tâches de la vie quotidienne ou fonction (Annexe I). Ce test permet d'avoir une appréciation générale de l'état du patient par un résultat global. Il permet aussi une estimation distincte de l'état du patient selon les divers concepts mesurés (douleur, raideur, fonction). L'indice de Lequesne, quant à lui, comprend un total de 10 questions mesuré sous un score global. Des versions différentes ont été adaptées pour la gonarthrose et la coxarthrose. Il permet d'évaluer la douleur ou la gêne, le périmètre de marche maximal et les difficultés de la vie quotidienne se rapportant à l'articulation affectée. L'indice de Lequesne donne donc une estimation générale de la capacité fonctionnelle du patient, mais n'estime pas de manière spécifique chacun des concepts mesurés. Il est aussi à noter que contrairement au WOMAC, ce questionnaire est rempli par le clinicien.

Ces deux questionnaires spécifiques sont les plus fréquemment utilisés pour l'évaluation de la gonarthrose que ce soit en clinique ou en recherche fondamentale. En ce qui concerne leurs propriétés psychométriques (c'est-à-dire, fidélité, validité et sensibilité), les résultats démontrent premièrement qu'ils ont une bonne fidélité test retest chez une population gonarthrosique symptomatique [39]. Deuxièmement, leur validité de construit n'a pu être démontrée, ce qui a permis à certains auteurs de questionner leur utilisation

[39]. Finalement, selon certaines études, le WOMAC semblerait démontrer une meilleure sensibilité aux changements que l'indice de Lequesne. En effet, d'après Theiler et al. [40], le WOMAC s'avère plus sensible et serait préféré à l'indice de Lequesne pour l'évaluation de la douleur et de la fonction d'un patient à la suite d'une intervention de type chirurgical.

Bien que très utile pour quantifier de manière globale la douleur, la raideur et la fonction d'un patient, les indices algo-fonctionnels demeurent des instruments de mesures et d'analyses subjectifs. En effet, les patients n'ont pas tous la même aptitude à répondre à ce type de questionnaire, c'est-à-dire à comprendre, interpréter et se souvenir des événements. Ils peuvent, en conséquent, sous-estimer ou surestimer leur capacité fonctionnelle réelle [41]. C'est pourquoi l'utilisation de mesures objectives est nécessaire dans le but de quantifier la fonction ou la performance d'un patient selon un critère objectif.

Il existe donc des tests cliniques permettant une mesure objective de l'état fonctionnel du patient : le test de marche en six minutes (Six-Minute Walk Test), la capacité à se lever d'une chaise, la mesure de la mobilité articulaire ainsi que la quantification de la force musculaire sont les principaux.

Le test de marche en six minutes est utilisé pour évaluer la capacité fonctionnelle d'un patient en mesurant la distance totale parcourue en six minutes. Ce test permet aussi de mesurer certains autres paramètres incluant la fatigue et la capacité respiratoire. Cette évaluation, largement utilisée, est considérée comme étant facile à administrer, bien tolérée et reflétant davantage les activités du quotidien que tout autre test de marche [41]. De plus, ce test s'avère bien toléré chez une population âgée [42]. Il est donc possible, par cette évaluation, de connaître l'amélioration ou la détérioration de la performance d'un patient sur une période de temps donné ou d'un patient à la suite d'une intervention. Par contre, la cause et les effets de l'intervention sur la biomécanique articulaire du patient ne peuvent être ni identifiés ni quantifiés de manière à intervenir adéquatement sur le processus de réadaptation du patient.

Tel que mentionné précédemment, le test de la capacité à se lever d'une chaise est aussi très utilisé. Ce test est une évaluation qui permet d'estimer le niveau de fonction d'un individu [43]. Néanmoins, la standardisation de cette tâche n'est pas facilement réalisable considérant l'hétérogénéité des populations. En effet, plusieurs paramètres doivent être considérés pour évaluer adéquatement cette tâche, à savoir le type de chaise, le positionnement des pieds, de même que l'utilisation des appuis de la chaise [43]. Cette évaluation est aussi difficilement réalisable chez une population gonarthrosique étant donné leur difficulté à exécuter cette tâche. En effet, une étude a démontré que sur un total de 106 patients atteints d'arthrose, 24% n'avaient pu réaliser la tâche demandée (se lever cinq fois) et ce, dû à la douleur articulaire ressentie [44]. Il est donc difficile par ce test d'apporter des conclusions sur une population ou d'évaluer la sensibilité aux changements de l'instrument de mesure à la suite d'une intervention, si le quart des participants évalués ne parvient pas à accomplir la tâche demandée.

Les cliniciens utilisent aussi des tests de performance sur la mobilité articulaire et la force musculaire. Dans les cas de gonarthrose, le patient est appelé à effectuer quelques répétitions de flexions et/ou d'extensions du genou et des contractions isométriques du quadriceps. Le clinicien tient compte de la performance maximale réalisée ou de la moyenne des performances. Quoique très utile pour observer l'augmentation de mobilité ou de force musculaire globale d'un patient, la fidélité de ces tests cliniques reste à valider. En effet, le test de la mobilité articulaire qui est effectué à l'aide d'un goniomètre peut être fortement influencé par la masse corporelle [44], tandis que le test de la force maximale déployée peut différer selon le positionnement du patient et du clinicien ainsi que par l'instrumentation utilisée (Kin - Com, dynamomètre). Cela peut donc amener les cliniciens à sous-estimer ou surestimer la performance d'un patient.

Enfin, des échelles de douleur et des indices de la qualité de vie sont aussi largement utilisés comme mesures cliniques de la gonarthrose. Les échelles de douleur peuvent être de type verbal ou visuel. L'échelle visuelle permet une cotation plus fine des

paramètres analysés [38] et démontre une meilleure sensibilité aux changements que l'échelle verbale [45]. Cette échelle permet de quantifier la variation de la douleur dans un temps donné ou à la suite d'une intervention spécifique. Les indices de qualité de vie, tel que mentionné, donnent une vision globale des facteurs associés, concomitants et non relatifs à l'affectation articulaire. Les plus utilisés dans l'évaluation de la gonarthrose sont le SF-36 (short form 36 items) comprenant 36 questions couvrant huit domaines spécifiques (activité physique, limitations dues à l'état physique, douleur physique, santé perçue, vitalité, vie et relations avec les autres, limitations dues à l'état psychique), le NHP (Nottingham health profile) comprenant 38 questions couvrant six domaines (mobilité, douleur, réactions émotionnelles, niveau d'énergie, sommeil et isolement social), le QWB (quality of well being) questionnant sur trois domaines (activité physique, mobilité et activité sociale) et le SIP (sickness impact profile), composé de 136 questions explorant 12 dimensions [38]. Parmi tous ces questionnaires, le SF-36 est celui qui démontre les meilleures propriétés psychométriques pour une population gonarthrosique [46]. Ce questionnaire s'avère aussi nécessaire dans l'évaluation de la gonarthrose afin d'identifier des facteurs connexes à la pathologie et pouvant ainsi expliquer l'amélioration ou la détérioration d'un patient pouvant être affectée par des facteurs de co-morbidité, c'est-à-dire externe aux effets directs de la pathologie.

Toutes ces évaluations cliniques, à savoir les indices algo-fonctionnels, les tests cliniques de performance, les échelles de douleur et les indices de qualité de vie, sont nécessaires aux évaluations de patients gonarthrosiques. Elles permettent d'avoir une appréciation générale de la capacité fonctionnelle du patient et d'observer l'amélioration et la détérioration d'un patient par la quantification de certains paramètres, tels que la capacité à réaliser une tâche ou à produire une force dans un contexte donné. Par contre, ces évaluations ne renseignent pas sur la biomécanique articulaire dynamique tridimensionnelle (3D) de l'articulation affectée.

Pour ce type d'information, des analyses biomécaniques sont nécessaires. Par ces analyses, il est possible d'identifier les paramètres ou les indices biomécaniques propres à une pathologie ou du moins renseignant sur cette dernière et qui sont en mesure d'évoluer et d'être sensibles aux interventions.

2.1.2. Évaluation biomécanique lors de la marche

L'application de données quantitatives dans l'étude du mouvement humain a eu un apport considérable dans la compréhension de nombreuses pathologies affectant le système musculosquelettique ainsi que dans l'amélioration des traitements [47]. L'analyse du mouvement permet la mesure des angles, des translations, des vitesses et des accélérations segmentaires. Elle permet aussi de quantifier et d'observer la distribution des forces de réaction au sol ainsi que ses répercussions au niveau de la chaîne articulaire. Ce type d'analyse contribue entre autre à distinguer un patron de marche normale d'un patron de marche pathologique. Elle permet aussi d'observer l'évolution d'un problème orthopédique ou d'évaluer les besoins de recours à des aides techniques telles que les orthèses ou prothèses [48].

Plusieurs techniques sont utilisées pour l'analyse dynamique du mouvement humain lors de la marche. L'analyse dynamique du mouvement se divise en deux principales catégories : la cinématique et la cinétique [49]. La cinématique représente l'analyse des mouvements et des changements de position sans tenir compte des forces générées [50]. Cette approche fait appel à des systèmes de mesure de captation actif (marqueur qui émet un signal capté par un système de caméras), passif (marqueur réfléchissant dont la position est enregistrée par un système de caméras) et à la goniométrie (mesure des angles de déplacement d'une articulation). L'analyse cinétique se rapporte aux forces produites dans la génération d'un mouvement [50]. Ce type d'analyse fait tout d'abord appel à l'utilisation

de plates-formes de force indépendantes ou de tapis roulant instrumenté de plates-formes de force dans un but de quantifier les forces de réaction au sol. La cinétique peut aussi combiner les mesures acquises des plates-formes de force à celles de la cinématique. Ceci permet d'estimer les moments et les forces de réactions articulaires, ainsi que les forces de contact sous-jacentes [50].

Une autre approche qui se rapproche de la cinématique, l'accélérométrie, est de plus en plus utilisée dans l'analyse dynamique du mouvement humain [51]. Cette approche fait appel à l'utilisation de capteurs miniatures (accéléromètres) et permet une mesure directe des accélérations linéaires segmentaires selon l'axe ou les axes désirés. On l'utilise surtout pour quantifier la transmission des impacts au niveau du système musculosquelettique, pour la mesure des paramètres spatio-temporels ainsi que pour la détection de mouvements.

Le but de la prochaine section est de présenter les résultats des études biomécaniques qui se sont intéressées à la problématique de l'arthrose du genou dans un contexte de marche. Les approches utilisées, de même que les conclusions apportées par ces études, vont nous permettre d'identifier les principales limitations de ces dernières. Ceci, dans un but de proposer une nouvelle approche d'analyse dynamique qui permettra de comprendre davantage, en quantifiant de manière plus précise, certains mécanismes encore peu connus de la gonarthrose.

2.1.2.1. Évaluations biomécaniques et gonarthrose

Plusieurs groupes de recherche se sont intéressés à la gonarthrose et ont permis d'établir des différences entre une population asymptomatique et gonarthrosique. Dans un contexte dynamique d'évaluation de la marche, les études ont montré notamment des différences sur les paramètres spatio-temporels (c'est-à-dire : vitesse de marche, cadence, longueur des foulées, temps de support), les moments articulaires et les forces de réaction au sol.

On rapporte en effet que les patients atteints de gonarthrose augmenteraient à la fois leur temps de support et la durée relative à l'appui intermédiaire, tandis qu'ils diminueraient leur temps de chargement, leur temps de poussée et l'amplitude de la force verticale [52]. Toutefois, les résultats concernant la diminution des forces verticales ne sont pas entièrement reconnus. En effet, Radin et al. [23] ont trouvé des résultats contradictoires en démontrant une augmentation d'environ 37% des forces verticales lors du contact du talon au sol sur un groupe de participants considéré pré arthrosique. Les auteurs [23] rapportent qu'un manque de coordination musculaire présent chez les personnes souffrant de douleur au genou provoquerait un contact entre le pied et le sol beaucoup plus impulsif. Ceci serait à l'origine de l'augmentation des forces de réaction au sol.

Une étude de Kaufman et al. [53] a montré que les patients gonarthrosiques marcheraient à une vitesse confortable inférieure à celle de participants asymptomatiques. Encore une fois, les résultats montrés par cette étude ne sont pas confirmés par toutes les études. En effet, Baliunas et al. [54] ont montré qu'il n'existait aucune différence significative entre les vitesses de marche lente, confortable et rapide des patients gonarthrosiques et des participants asymptomatiques. Toutefois, Baliunas et al. [54] rapportent que la cadence de marche des patients gonarthrosiques est significativement supérieure à celle des participants asymptomatiques, tandis que la longueur de leurs pas est inférieure. Une étude de Fransen et al. [55] a démontré que l'analyse des mesures spatio-temporelles chez une population gonarthrosique serait plus reproductible lors d'une analyse de marche à vitesse rapide que lors d'une marche à vitesse confortable. Ces données n'ont toutefois pas été confirmées par aucune autre étude.

Les études cinétiques portant spécifiquement sur l'analyse des moments articulaires ont aussi pu détecter des différences entre les deux populations. À cet effet, Goh et al. [56] ont démontré que les patients atteints de gonarthrose au niveau du compartiment fémoro-tibiale interne auraient un moment adducteur supérieur à celui d'un groupe de participants asymptomatiques. Cette étude, menée sur 38 genoux arthrosiques, a également montré que le

moment adducteur généré à la marche chez la majorité des patients évalués (76%) demeurerait supérieur à celui d'une population asymptomatique, et ce, même après une intervention chirurgicale (ostéotomie tibiale). Cependant, l'étude de Kaufman et al. [53], menée sur 139 patients, a quant à elle montré que le moment adducteur estimé chez des patients gonarthrosiques serait inférieur à celui estimé chez un groupe asymptomatique. En effet, ces résultats pourraient s'expliquer par la diminution de la vitesse de marche et par l'augmentation de la flexion du genou qui sont présentées dans cette étude comme des mécanismes de protection utilisés pour réduire les chargements articulaires. L'étude de Hurwitz et al. [57] va dans le même sens et montre que l'augmentation des chargements articulaires est inversement reliée au niveau de douleur du patient. En effet, on remarque que lorsque la douleur articulaire diminue, les patients auraient tendance à inhiber leurs mécanismes de protection et à augmenter ainsi les moments et les forces générés au niveau de l'articulation atteinte.

D'autres études ont aussi pu montrer des différences entre une population asymptomatique et gonarthrosique avec l'utilisation d'une méthode accélérométrique. Radin et al. (1991) ont pour leur part démontré, en utilisant deux accéléromètres collés sur la peau via des plaques rigides (5cm au-dessus et 5cm en dessous de la ligne articulaire du genou), une diminution de 30 % de l'efficacité à atténuer les impacts (accélération cuisse – accélération jambe) chez le groupe considéré pré-arthrosique. Ceci serait entre autre relié à la vitesse plus élevée du tibia lors de l'attaque du pied avec le sol. Ogata et al. [58] ont analysé l'effet dynamique de semelles orthopédiques induisant un valgus ou un varus sur une population atteinte d'arthrose fémoro-tibiale interne ou externe. Pour ce faire, ils ont utilisé un accéléromètre uni axial collé sur la tubérosité tibiale qui a permis de quantifier les accélérations médio-latérales du tibia lors du contact du pied avec le sol. Cette étude a permis d'observer une réduction de 24% de l'amplitude de l'accélération latérale avec l'utilisation de semelles induisant un valgus et une réduction de 49% de l'accélération médiale pour les semelles induisant un varus. Il est aussi à noter qu'Ogata et al. [58] ont pu démontrer qu'environ 50% des participants asymptomatiques démontrent une poussée

latérale du tibia après le contact du talon au sol et seulement 12,5% une poussée médiale. Cela pourrait expliquer la plus grande incidence de gonarthrose au niveau du compartiment fémoro-tibial interne. Finalement, une étude récente de Henriksen et al. [59] n'a montré aucune différence entre les accélérations tibiales verticales d'un groupe de personnes asymptomatiques et gonarthrosiques.

2.1.3. Principale limite des évaluations biomécaniques actuelles

Les résultats des principales études qui comparent des personnes asymptomatiques et atteintes de gonarthrose ont permis d'identifier des stratégies de mouvement utilisées par les patients gonarthrosiques lors de la marche. On remarque entre autre une diminution de la vitesse de marche pour réduire les chargements articulaires, une augmentation du temps de support pour favoriser l'équilibre. Toutefois, il y a encore énormément de controverses entre les études. Ceci peut s'expliquer par la diversité des approches biomécaniques utilisées, le type d'instrumentation employé, les paramètres choisis et les populations étudiées. Pour toutes ces raisons, la comparaison des résultats entre les études est souvent très difficile.

L'identification des limites des évaluations biomécaniques actuelles est une étape importante dans le développement d'une approche adéquate pour évaluer les personnes atteintes d'arthrose du genou. En effet, ce travail permettra d'identifier les lacunes des méthodes existantes et de mieux interpréter les résultats antérieurs; mais surtout, d'identifier une approche qui permettrait d'enrichir la présente compréhension de cette pathologie.

On remarque tout d'abord, malgré l'avancement qu'il y a eu dans le domaine de l'évaluation biomécanique, que le facteur le plus limitatif aux analyses du mouvement dynamique humain demeure la mesure des mouvements osseux provenant de marqueurs ou

de capteurs placés directement sur la peau [47]. Plusieurs groupes de recherche ont quantifié l'importance des erreurs induites par des systèmes d'acquisition employant des marqueurs collés sur la peau [60-63]. Par exemple, Cappozzo et al. [62] ont montré que cette technique pouvait engendrer des erreurs allant jusqu'à 40mm lors de tâches motrices telle que la marche. Pour leur part, Ganjikia et al. [63] ont montré une erreur de l'ordre de 20mm lors d'un simple mouvement de flexion extension du genou. Toutes les études arrivent à la même conclusion que la fixation de marqueurs sur la peau limite l'interprétation des résultats en engendrant des artefacts de mouvement trop importants, et ce, surtout pour les mouvements de petites amplitudes. Toutefois, un choix stratégique d'emplacement de marqueurs, permettant de réduire leurs déplacements, ainsi que l'utilisation d'opérateurs mathématiques adéquats pour reconstruire la position et l'orientation de ces derniers, permettront de minimiser ces erreurs [62].

Certains groupes de recherche ont tenté de diminuer ces artefacts de mouvement en employant des modes de fixations suivant réellement le mouvement des os (c'est-à-dire fixation des marqueurs via des tiges intra corticales) [64]. Par ces méthodes, ils sont parvenus à évaluer avec une plus grande précision les mouvements osseux sur des participants asymptomatiques. Toutefois, ces systèmes demeurent beaucoup trop invasifs pour être employés sur un nombre important de participants de même que dans un contexte d'évaluation clinique.

C'est pourquoi, depuis les dernières années, le mode de fixation des marqueurs en analyse dynamique du mouvement a beaucoup évolué. En effet, plusieurs groupes de recherche ont essayé de développer des méthodes de fixation précises, tout en demeurant non invasives [63, 65-67]. Ces méthodes demeurent jusqu'à présent celles ayant le plus grand potentiel à la fois pour contrer les artefacts de mouvement et aussi pour leur possibilité d'intégration dans un contexte d'évaluation clinique. Une étude très récente de Sudhoff et al. [67] a montré que parmi certains systèmes de fixation développés, celui de

Ganjikia et al.[63], utilisant la combinaison d'un exosquelette fixé au niveau du fémur et d'une plaque tibiale, semblait être le plus stable dans un contexte de marche.

Au niveau des études accélérométriques, la fixation des accéléromètres est aussi la principale limitation. La fixation des accéléromètres sur la peau induit en effet d'importantes vibrations du signal et provoque une surestimation des accélérations mesurées [68]. L'emplacement des accéléromètres au niveau des segments de même que la comparaison et l'interprétation des signaux accélérométriques sont aussi d'importantes limitations. L'ensemble des limitations propres aux études accélérométriques sera détaillé dans le Chapitre 3.

2.2. Objectifs de l'étude

L'objectif principal de ce projet doctoral est de développer une méthode d'évaluation biomécanique adaptée à une population gonarthrosique. Cette méthode doit à la fois considérer les facteurs biomécaniques associés à la pathologie et les limites des études actuelles. Les objectifs spécifiques de ce projet sont de :

- (1) s'assurer que la méthode développée soit discriminante entre une population atteinte d'arthrose du genou et une population asymptomatique,
- (2) vérifier si la méthode proposée est reproductible pour un même état, c'est-à-dire qu'elle a une bonne fidélité test retest,
- (3) vérifier que la méthode proposée est sensible pour détecter des changements après une intervention thérapeutique, telle que la physiothérapie.

De plus, la méthode proposée devra avoir un réel potentiel d'intégration dans un contexte d'évaluation clinique. En considérant l'ensemble des objectifs découlant du projet et sa problématique, des hypothèses de recherche ont été formulées. Les hypothèses de recherche de ce projet sont présentées ci-dessous.

2.3. Hypothèses de recherche

Les trois hypothèses présentées découlent directement des objectifs du projet doctoral et sont en lien direct avec chacun des articles scientifiques qui a été écrit. Ces hypothèses seront donc présentées dans cette section de manière globale et seront précisées à l'intérieur de chacun des articles dans les Chapitres 6, 7 et 8.

2.3.1. Hypothèse 1

La première hypothèse repose sur l'aspect de discrimination d'un groupe de participants asymptomatiques et d'un groupe de patients atteints d'arthrose fémoro-tibiale par une méthode accélérométrique. De manière plus spécifique, nous croyons que l'estimation des accélérations tridimensionnelles du fémur et du tibia, positionnées près de leurs surfaces de contact respectives, permettra de discriminer davantage un genou asymptomatique d'un genou arthrosique que les accélérations mesurées à une position arbitraire sur le membre inférieur. La présente hypothèse sera vérifiée dans un contexte d'évaluation de marche.

2.3.2. Hypothèse 2

La deuxième hypothèse repose sur l'aspect de la fidélité test retest de la méthode proposée. De manière plus spécifique, nous croyons que l'estimation des accélérations tridimensionnelles du fémur et du tibia est une méthode reproductible et fiable pour un même état dans un contexte d'évaluation de marche.

2.3.3. Hypothèse 3

La troisième hypothèse repose sur l'aspect de sensibilité de la méthode proposée. De manière plus spécifique, nous croyons que l'estimation des accélérations tridimensionnelles du fémur et du tibia est une méthode assez sensible permettant de détecter des changements après une période de traitement de physiothérapie chez une population gonarthrosique dans un contexte de marche.

Chapitre 3. Recension des écrits

3.1. Introduction

La méthode biomécanique développée étant fondée principalement sur l'utilisation d'une technique accélérométrique, la recension des écrits se focalisera sur cette technique. Ceci permettra d'établir plus clairement son utilisation dans un contexte d'analyse biomécanique, de faire état des principales études déjà réalisées, d'identifier les limitations des études actuelles, de clarifier son potentiel d'utilisation de même que l'interprétation d'un point de vue clinique. Cet état de l'art permettra aussi de comprendre et de justifier la méthodologie qui a été privilégiée dans le cadre de ce projet.

3.2. L'accélérométrie dans l'évaluation de la marche

L'utilisation de l'accélérométrie en analyse du mouvement dynamique permet principalement d'étudier : (1) la relation entre la capacité des articulations à supporter les chargements impulsifs et le développement de désordres articulaires et, (2) la transmission des impacts à travers le système musculosquelettique.

L'objectif de cette section est d'abord et avant tout de comprendre ce qu'une analyse accélérométrique a déjà et pourrait apporter à la compréhension de la biomécanique articulaire d'une population atteinte d'arthrose du genou. Pour ce faire, nous allons tout d'abord définir la transmission des impacts de manière à se référer à ce concept tout au long du présent document. Lorsqu'un corps entre en contact avec un autre corps à une vitesse donnée, il survient un impact entre ces deux corps. L'impact se transmet de la partie distale à la partie proximale en s'atténuant. L'atténuation de l'impact dépendra de la structure du corps en contact et de ces mécanismes d'absorption. Pour ce qui est du corps humain, on

considère principalement les os, les muscles, les ligaments et les surfaces cartilagineuses comme les principales composantes permettant l'absorption et la transmission des impacts.

Au début des années 70, de premières études ayant pour objectifs de comprendre les effets que provoqueraient des chargements impulsifs et répétitifs sur le cartilage articulaire et l'os sous-chondral au niveau de l'articulation du genou ont été menées par Simon et al. [69]. Les premiers essais *in vivo* ont été effectués sur des cochons d'Indes sur lesquels des impacts longitudinaux ont été imposés sur une courte période quotidienne, et ce, pour une durée maximale de trois semaines. À un intervalle de trois jours, certains d'entre eux étaient sacrifiés afin d'analyser l'état de leurs structures cartilagineuses et osseuses. Ceci, pour confirmer l'hypothèse que la combinaison de chargements impulsifs et répétitifs induirait une dégénérescence à la fois du cartilage et de l'os sous-chondral et ainsi, favoriserait le développement et la progression des désordres articulaires [69]. Toutefois, cette étude comportait quelques limites méthodologiques dont la force des impacts qui était, dû aux limites de l'instrumentation, bien au-delà du seuil physiologique (1500 impacts/minutes). Radin et al. [24] ont donc poursuivi leur recherche, une année plus tard, en établissant des paramètres d'analyses davantage comparables aux conditions humaines. L'étude a été effectuée sur des lapins qui ont été soumis à des chargements impulsifs pour une durée d'une heure par jour à une fréquence de 60 impacts/minutes pour un maximum de 36 jours. À tous les deux jours, 2 lapins étaient sacrifiés dans le but d'analyser leurs structures osseuses et cartilagineuses. Les échantillons relevés sur les lapins ont montré une dégénérescence articulaire graduelle représentative des données de la précédente étude [69].

Quelques années plus tard, Radin et al. [23] ont étudié la relation entre la biomécanique du membre inférieur et les douleurs au genou lors de la marche. En se basant sur le fait que la dégénérescence articulaire est fortement liée à la diminution de la capacité à absorber les impacts, ils ont évalué deux groupes de participants (asymptomatique et souffrant de douleur aux genoux). Avec deux accéléromètres triaxiaux

fixés respectivement au niveau du fémur et du tibia, ils ont estimé l'atténuation des forces de chargement résultant de la différence entre les deux accélérations segmentaires maximales mesurées sur l'axe vertical. Ils ont rapporté une meilleure atténuation des chargements, c'est-à-dire une différence d'accélération plus élevée, résultant d'une meilleure absorption, chez une population saine que chez une population souffrant de douleur au genou. En effet, l'absorption des impacts lors de la marche s'est avérée 30% moins efficace chez la population (N=12) souffrante de douleurs aux genoux (considérée pré-arthrosique) que celle asymptotique (N=8). D'après les auteurs, la mesure d'atténuation des impacts serait un paramètre très intéressant à évaluer chez une population gonarthrosique, connue comme étant fortement influencée par la diminution de la force du quadriceps, possiblement un des acteurs responsables de la détérioration de l'articulation.

Un autre groupe de chercheurs s'est aussi intéressé, vers le début des années 80, à la transmission des impacts lors de la marche par accélérométrie [70]. Le but de cette étude était d'analyser la capacité d'atténuation des impacts sur deux populations, une asymptotique (N=18) et l'autre souffrant de divers troubles articulaires dégénératifs (N=46) (arthrose du genou / arthrose de la hanche / lésions intervertébrales). La capacité d'atténuation des impacts a été obtenue à l'aide d'une technique accélérométrique. Un accéléromètre uni axial a été fixé au niveau (1) de la tubérosité tibiale et un autre au niveau (2) de la tête. La capacité d'absorption des impacts a été mesurée en établissant le rapport entre l'amplitude de l'accélération (g) de la tubérosité tibiale et à celle enregistrée au niveau de la tête. Les résultats obtenus démontrent une différence significative ($P = 0.019$) entre la population dite asymptotique (3.7 g) et celle présentant des désordres articulaires dégénératifs (2.8 g). Ces travaux permettent de maintenir l'idée que les mécanismes d'absorption naturelle (os, cartilage, muscle), qui sont altérés chez une population atteinte de désordres articulaires, influenceraient la capacité d'absorber les impacts lors de la locomotion et favoriseraient la progression de pathologie telle que l'arthrose.

D'autres travaux effectués par ce même groupe de recherche ont aussi porté sur : (1) l'absorption des impacts à travers le système musculosquelettique chez une population souffrant de douleurs lombaires [71], (2) la relation entre la fatigue musculaire et la capacité à atténuer les impacts lors de la course [72] et, (3) l'effet de la vitesse de marche sur la transmission des impacts [73]. L'ensemble de ces travaux supporte l'hypothèse que la transmission des impacts lors d'activités locomotrices est fortement influencée par les mécanismes d'absorption naturelle du corps tels que les composantes osseuses, cartilagineuses de même que les muscles. D'autres facteurs dits externes peuvent aussi influencer la capacité du corps humain à absorber les impacts. En effet, la vitesse de marche, la fatigue musculaire de même que le type de chaussure peuvent influencer la capacité du corps à transmettre de manière optimale les impacts reçus lors de diverses activités locomotrices.

D'autres groupes de recherche ont utilisé des données accélérométriques dans le but de décrire le mouvement humain durant la marche et la course, et ce, afin de comprendre les phénomènes de chargement articulaire et les impacts lors de ce type d'activité. Ces études ont été menées sous différentes conditions expérimentales et utilisant différentes techniques accélérométriques. Morris [74] a été le premier à proposer une technique pour étudier le mouvement complet du tibia lors de la marche avec un accéléromètre. Cinq accéléromètres ont été fixés sur une plaque de manière rigide sur la partie antéro-médiale du tibia dans le but d'enregistrer les accélérations linéaires du tibia durant la marche. Son objectif était de démontrer que l'accélérométrie pouvait donner une information précise et pertinente dans la description du mouvement humain. Leurs résultats ont en effet permis de démontrer que les progrès récents dans le développement des accéléromètres ainsi que les informations pertinentes retirées de leur utilisation peuvent permettre de quantifier de manière précise les mouvements segmentaires. Par la suite, Light et al. [75] ont étudié les accélérations transitoires du tibia survenant au moment du contact initial du pied avec le sol, considérant ces impacts comme potentiellement responsables du développement de la

gonarthrose. Dans cette étude, un accéléromètre a été fixé sur une tige intra corticale insérée à l'intérieur de l'os tibial. L'amplitude des accélérations a été comparée sous différentes conditions (chaussures ou non/ surface de contact rigide ou souple) avec une autre méthode non invasive (accéléromètre collé directement sur la peau). Cette étude a démontré que l'amplitude des accélérations était très fortement influencée par la surface de contact, démontrant des accélérations plus importantes sur des surfaces de contact plus rigide. Light et al. [75] ont aussi démontré que de fortes accélérations résultent d'une vitesse plus rapide du segment lorsqu'il entre en contact avec le sol, résultant d'une fatigue musculaire ou de troubles d'incoordinations musculaires. Finalement, Light et al. [75] ont montré que le mode de fixation des capteurs peut s'avérer être une limitation à l'interprétation des données. En effet, les accélérations obtenues à l'aide de la méthode non invasive ont engendré une surestimation des amplitudes des signaux accélérométriques, possiblement induite par les mouvements artéfacts causés par le déplacement de la peau par rapport aux os.

Dans une autre étude accélérométrique, Lafortune [64] a démontré l'importance de mesurer les accélérations selon les trois axes de mouvements du genou, c'est-à-dire médio-latéral, antéropostérieur et proximo-distal. Ceci, afin de quantifier avec précision les impacts 3D du tibia durant les activités locomotrices telles la marche et la course. Tout comme Light et al. [75], afin d'éviter la vibration créée par les capteurs collés sur la peau, Lafortune [64] a utilisé un accéléromètre triaxial fixé par une tige intra corticale à travers le tibia. D'après l'auteur, l'accélération proximo-distale est nécessaire pour évaluer les chargements en compression survenant au niveau de l'articulation, tandis que les accélérations médio-latérales et antéropostérieures devraient être considérées dans l'évaluation des mouvements passifs du genou induites par les contraintes en cisaillement.

Tel que mentionné précédemment, une étude d'Ogata et al. [58] a utilisé l'accélérométrie dans le but de quantifier l'effet de semelles orthopédiques sur une population atteinte de gonarthrose fémoro-tibiale. L'utilisation d'un accéléromètre uni axial

collé au niveau de tubérosité tibiale et orienté sur l'axe médio-latéral a permis de quantifier une réduction des accélérations avec l'utilisation des semelles.

Yoshimura et al. [29] ont évalué le phénomène de poussée latérale survenant au niveau du tibia lors du contact initial du pied avec le sol. Ils ont comparé l'accélération médio-latérale du tibia entre des participants ayant une laxité ligamentaire et des participants asymptomatiques. Ils ont observé des accélérations maximales significativement plus élevées chez le groupe de participants ayant une atteinte des ligaments croisés antérieur et postérieur. D'après les auteurs [29], la laxité ligamentaire au niveau de l'articulation du genou serait à l'origine de l'augmentation de l'accélération linéaire tibiale dans le plan horizontale, augmenterait les forces de cisaillement et pourrait même augmenter le moment adducteur du genou durant la marche.

Finalement, Wu et Ladin [76] ont étudié la transmission des impacts générée au contact initial du pied avec le sol avec l'utilisation d'accéléromètres et de gyroscopes. Cette étude avait pour objectif de démontrer l'apport de ce type de capteurs dans l'analyse du mouvement 3D. En effet, ils ont démontré que l'utilisation d'accéléromètres et de gyroscopes permettait d'augmenter la précision d'une analyse 3D, et ce, en donnant des mesures directes des mouvements analysés.

3.2.1. Approches accélérométriques et limitations

L'utilisation de l'accélérométrie dans l'analyse de la marche a permis d'étudier plusieurs aspects de la biomécanique articulaire, tels que la transmission des impacts au niveau de différents segments et le phénomène d'instabilité articulaire. Son utilisation peut être très simple de même que très complexe. En effet, des groupes de recherche ont utilisé simplement un ou deux accéléromètres uni axiaux directement collés sur la peau et enregistré les signaux d'accélérations selon l'axe et le segment étudié. D'autres ont

combiné l'utilisation de plusieurs capteurs tels que des accéléromètres et des gyroscopes afin de pouvoir connaître à la fois l'accélération linéaire et la vitesse angulaire des segments. La prochaine section présentera les différentes applications de l'accélérométrie de même que les principales limitations identifiées.

3.2.1.1. Positionnement et orientation des accéléromètres

Les résultats rapportés actuellement dans les études accélérométriques ne peuvent être facilement comparés, et ce, étant donné les différentes techniques utilisées par les groupes de recherche. En effet, la précision et l'amplitude des accélérations mesurées sont largement influencées par la fixation des accéléromètres, l'emplacement des accéléromètres et les conditions expérimentales. À cet effet, le positionnement des accéléromètres joue un rôle important dans l'estimation des accélérations linéaires relatives aux segments corporels. L'amplitude des accélérations sera en effet largement influencée à la fois par le mode de fixation et par le positionnement des accéléromètres. Un positionnement distal au niveau du segment analysé engendra une accélération plus élevée. Ceci, résultant à la fois d'une vitesse angulaire segmentaire plus élevée et d'un impact plus élevé. Les accélérations seront donc d'une amplitude supérieure, et ce, pour un même mouvement analysé. En effet, plusieurs études ont montré clairement que le positionnement de l'accéléromètre influençait la composante angulaire du segment durant le mouvement et qu'il avait un effet considérable sur l'amplitude des accélérations enregistrées [77-79].

La fixation des capteurs influencera aussi grandement l'amplitude des accélérations. En effet, comme pour les études cinématiques, on dénote aujourd'hui qu'un des facteurs limitatifs est la mesure des mouvements osseux provenant d'accéléromètres collés sur la peau. Une étude menée par Nokes et al. [68] a étudié l'effet de la vibration des accéléromètres collés directement sur la peau. Cette étude avait pour objectif d'évaluer l'importance de la vibration lors de l'analyse du mouvement tibial par des capteurs

accélérométriques collés sur la peau. Ils ont pu démontrer que ce type de montage créait une distorsion du signal accélérométrique enregistré lors d'une analyse dynamique. Les erreurs de mesure qui ont pour origine cette limitation diminuent donc la précision du signal de sortie et altèrent l'interprétation des mouvements de petites amplitudes enregistrés, tels que les accélérations linéaires sur l'axe médio-latéral. En effet, les mouvements réels peuvent être facilement dissimulés dans la vibration du signal enregistré, représentant le bruit du signal et non l'accélération linéaire du segment.

Finalement, la majorité des études accélérométriques traduisent les signaux des capteurs comme représentatifs des accélérations segmentaires, c'est-à-dire que le signal généré correspond à l'accélération du segment en mouvement. Par exemple, plusieurs auteurs parlent d'accélération du genou lorsqu'un accéléromètre est positionné sur la tubérosité tibiale ou sur la face latérale de la jambe. Par contre, comme il a déjà été mentionné, le positionnement des capteurs aura une grande influence sur l'amplitude des accélérations. Des amplitudes différentes seront donc enregistrées pour un mouvement similaire lorsque le capteur est fixé à des positions distinctes.

En conséquence, et surtout afin de bien interpréter les résultats, l'objectif et l'application de la mesure accélérométrique à une problématique donnée doivent être bien identifiés.

3.3. Application potentielle de l'accélérométrie pour l'évaluation dynamique de la gonarthrose

Malgré les deux principales limitations identifiées (fixation et positionnement des accéléromètres), l'accélérométrie démontre un potentiel probant pour l'analyse et la compréhension de la transmission des impacts articulaires [23, 59, 70, 71] de même que pour la mesure d'instabilité articulaire [29, 58, 80]. Pourtant, très peu d'études ont utilisé l'accélérométrie pour comprendre la relation qui existe entre les facteurs biomécaniques reliés à la gonarthrose (faiblesse du quadriceps, laxité ligamentaire) et leurs répercussions lors de la marche. De plus, aucune étude n'a encore exploré l'estimation des accélérations près des surfaces de contact articulaire ni fait un suivi pré et post-traitement.

En conséquence, il serait intéressant de vérifier si cette méthode permet d'estimer la transmission des impacts reçus au niveau du fémur et du tibia lors de la marche et si elle peut être indicatrice de l'instabilité articulaire, ceci par l'estimation simultanée des accélérations sur les axes proximo-distal, antéropostérieur et médio-latéral des segments fémoral et tibial.

Le Chapitre 4 propose donc une méthode novatrice, fondée principalement sur l'accélérométrie. Cette méthodologie a été développée en considérant l'état de l'art, faisant état des avantages et des limitations des méthodes d'évaluation actuelles.

Chapitre 4. Méthodologie

Ce chapitre décrit la méthodologie utilisée pour ce projet. Il comporte plusieurs sections portant sur la description des groupes de participants, le détail du plan expérimental, l'instrumentation utilisée, les évaluations effectuées, de même que la description du traitement de physiothérapie suivi par le groupe de patients.

Ce projet a été effectué en plusieurs étapes ayant pour principal objectif de définir le protocole expérimental le plus rigoureux possible. Nous nous sommes appuyés sur la littérature afin d'établir les critères d'inclusion et d'exclusion des groupes étudiés, l'instrumentation adéquate à inclure pour les évaluations, le type d'évaluation à effectuer et ce, tant sur le plan biomécanique que clinique. Il est aussi important de noter que ce projet a été évalué et accepté par les comités d'éthique à la recherche du Centre de Recherche du Centre hospitalier de l'université de Montréal (CRCHUM) et de l'École de technologie supérieure (ÉTS).

4.1. Populations étudiées

Deux groupes de participants ont pris part à cette étude : un groupe de patients atteints d'arthrose fémoro-tibiale et un groupe de participants asymptomatiques. Les participants ont été recrutés par le biais d'annonces émises dans les bulletins mensuels du Centre de Recherche du CHUM, par des affiches dans les cliniques de médecine familiale et dans des centres communautaires pour personnes âgées. Les formulaires d'information et de consentement relatifs au groupe arthrosique et asymptomatique sont respectivement présentés à l'Annexe II et à l'Annexe III. Un total de 33 patients gonarthrosiques et de 16 participants asymptomatiques a été inclus dans ce projet. Les critères d'inclusion et d'exclusion du groupe de patients gonarthrosiques sont présentés dans le Tableau 3. L'ensemble de ces critères a été vérifié par un médecin physiatre pour s'assurer de

l'éligibilité des patients dans le projet. Les critères d'inclusion des participants asymptomatiques seront précisés à partir du Tableau 3.

Tableau 3 Critères d'inclusion et d'exclusion du groupe de patients gonarthrosiques.

Critères d'inclusion

1. Âgée de 50 ans et plus
2. Présentant de la douleur au genou arthrosique depuis au moins 3 mois (garder les cas de douleurs chroniques et non aiguës)
3. Répondant aux critères cliniques et radiologiques (Altman et al. 1986)
4. Ayant un niveau global de douleur au genou à la marche supérieur à 3/10 sur une échelle visuelle analogue au cours de la dernière semaine
5. Capable de répondre aux questionnaires en français

Critères d'exclusion

1. Problèmes de claudication pouvant affecter l'évaluation
 2. Problèmes neurologiques pouvant affecter l'évaluation
 3. Problèmes pulmonaires limitant considérablement la marche
 4. Problèmes cardiaques importants ou portant un pacemaker
 5. Susceptibilité à faire des plaies aux membres inférieurs (ex : diabétique)
 6. Subi un traumatisme au genou de nature osseuse, ligamentaire et/ou méniscal
 7. Déficits proprioceptifs ou des problèmes d'équilibre
 8. Condition(s) pouvant affecter l'évaluation (douleur, handicap et/ou déformation sévère aux niveaux du tronc, hanche et/ou pied)
 9. Arthrose de type généralisée et/ou de l'arthrite rhumatoïde
 10. Suivi un programme d'entraînement ou de réadaptation des membres inférieurs au cours des 6 derniers mois précédant l'étude
 11. Considéré comme non candidat à la réadaptation (avis des spécialistes associés)
-

Les participants asymptomatiques ont été inclus dans cette étude selon les critères d'inclusion 1 et 5 et d'exclusion 1 à 11 du Tableau 3. En plus de ces critères, les participants ne devaient présenter aucun signe clinique d'arthrose au genou. Tous les critères relatifs à l'inclusion des participants asymptomatiques ont été vérifiés lors d'un examen clinique mené par un médecin physiatre (Annexe IV).

Il est toutefois à noter qu'en raison de problèmes d'instrumentation (canaux actifs des accéléromètres et gyroscopes défectueux, radiographie numérique non disponible), les données recueillies sur 25 patients gonarthrosiques et 9 participants asymptomatiques ont pu être analysées. Les caractéristiques des patients gonarthrosiques ainsi que le niveau de sévérité de la pathologie (grade OA) sont présentées dans le Tableau 4, tandis que celles des participants asymptomatiques sont présentées dans le Tableau 5.

Tableau 4 Caractéristiques du groupe de patients gonarthrosiques analysé lors de cette étude.

Patients	Code-patient	Age	Genre	Poids (kg)	Taille (m)	IMC (kg/m ²)	Grade OA (KL)	Vitesse de marche confortable (m/s)	Vitesse de marche rapide (m/s)	Genou analysé
1	GARTHA006	56	F	82.02	1.63	31	1	0.89	1.06	Droit
2	GARTHA007	60	H	128.79	1.78	41	4	0.83	1.00	Droit
3	GARTHA008	66	H	92.28	1.68	33	1	1.08	1.31	Gauche
4	GARTHA009	72	F	60.51	1.52	26	1	1.03	1.22	Gauche
5	GARTHA010	53	F	78.71	1.61	30	1	0.94	1.14	Gauche
6	GARTHA012	58	F	85.95	1.65	32	2	0.69	0.83	Gauche
7	GARTHA013	64	F	62.83	1.45	30	3	0.95	1.13	Gauche
8	GARTHA014	72	F	69.42	1.61	27	2	0.75	0.89	Gauche
9	GARTHA015	79	F	75.21	1.59	30	1	0.56	n/a	Droit
10	GARTHA017	62	F	90.81	1.5	40	4	0.94	1.14	gauche
11	GARTHA018	59	F	87.78	1.51	38	4	0.75	0.89	Droit
12	GARTHA019	63	F	71.77	1.53	31	1	0.83	n/a	Droit
13	GARTHA020	67	H	85.45	1.78	27	3	1.33	1.61	Gauche
14	GARTHA021	71	F	62.23	1.5	28	3	0.64	0.78	Gauche
15	GARTHA022	67	F	65.94	1.53	28	4	0.92	1.11	Droit
16	GARTHA025	58	H	106.44	1.83	32	4	1.17	n/a	Droit
17	GARTHA026	56	H	98.91	1.7	34	1	0.97	1.17	Droit
18	GARTHA028	66	F	98.86	1.66	36	4	0.92	1.11	Gauche
19	GARTHA029	59	F	60.79	1.59	24	2	0.83	1.00	Droit
20	GARTHA030	76	F	65.26	1.52	28	4	0.56	0.67	Gauche
21	GARTHA031	53	F	67.96	1.61	26	2	0.69	0.83	Droit
22	GARTHA033	54	F	60.51	1.5	27	1	0.67	0.81	Droit
23	GARTHA034	66	F	60.56	1.47	28	4	0.61	0.72	Gauche
24	GARTHA035	63	F	97.46	1.64	36	2	1.00	1.19	Gauche
25	GARTHA036	78	H	102.99	1.73	34	4	0.61	0.72	Droit
Moyenne	25 patients	63.92	19F/6H	80.78	1.60	31	n/a	0.85	1.02	12d/13g
Écart-type	n/a	7.60	n/a	18.13	0.10	5	n/a	0.20	0.23	n/a

Tableau 5 Caractéristiques du groupe de participants asymptomatiques analysé lors de cette étude.

Participants	Code-participant	Age	Genre	Poids (kg)	Taille (m)	IMC (kg/m ²)	Vitesse de marche confortable (m/s)	Vitesse de marche rapide (m/s)	Genou analysé
1	GARTHS009	60	F	56.93	1.6	22	1.03	1.22	Droit
2	GARTHS015	67	F	52.3	1.49	24	1.03	1.22	Gauche
3	GARTHS017	81	H	80.97	1.69	28	0.53	0.64	Gauche
4	GARTHS019	64	H	83.35	1.63	31	0.69	0.83	Droit
5	GARTHS020	68	H	77.34	1.73	26	0.53	0.64	Gauche
6	GARTHS022	70	F	61.68	1.59	24	1.11	1.33	Gauche
7	GARTHS024	62	H	84.05	1.82	25	1.17	1.39	Gauche
8	GARTHS025	67	F	48.24	1.59	19	0.61	0.72	Gauche
9	GARTHS028	55	F	51.8	1.62	20	0.94	1.14	Droit
Moyenne	9 participants	66.00	5F/4H	66.30	1.64	24	0.85	1.01	3d/6g
Écart-type	n/a	7.28	n/a	14.93	0.10	4	0.26	0.30	n/a

Les deux groupes inclus dans cette étude, c'est-à-dire les participants asymptomatiques et les patients atteints d'arthrose au genou, ont été évalués à plusieurs reprises dans un laboratoire d'analyse de mouvement situé dans les locaux du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), au Centre de recherche du centre hospitalier de l'hôpital Notre-Dame. Le détail du plan expérimental est illustré à la prochaine section.

4.2. Plan expérimental

Le plan expérimental qui a été élaboré dans le cadre de projet doctoral a été structuré de manière à pouvoir répondre aux objectifs ainsi qu'aux hypothèses du projet. Le déroulement du projet s'est effectué tel que présenté à la Figure 19. Le détail de chaque évaluation et de chacun des tests sera présenté à la prochaine section.

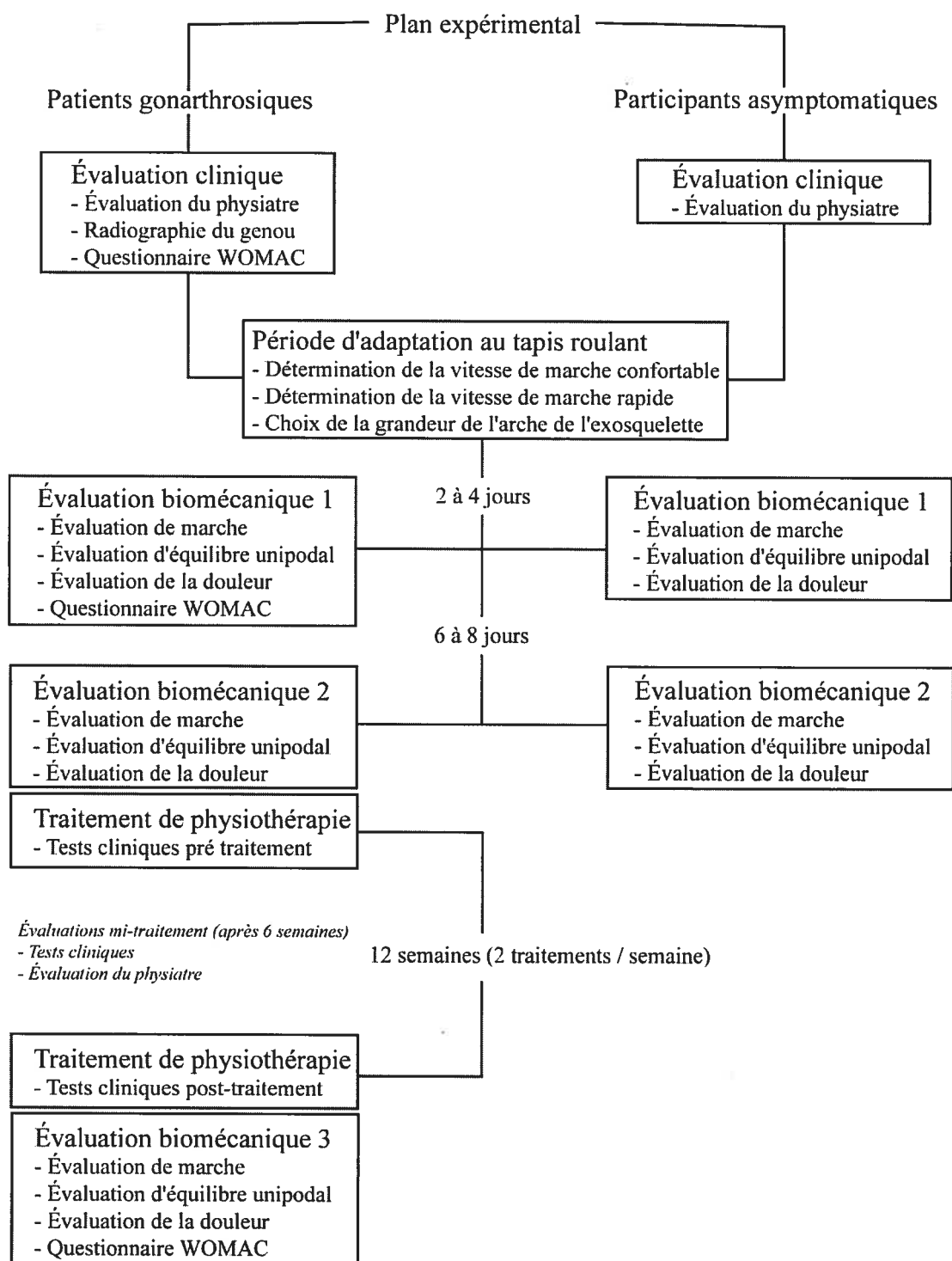


Figure 19 Plan expérimental défini dans le cadre du projet doctoral.

4.3. Évaluations clinique et biomécanique

Cette section permettra de décrire l'ensemble des évaluations et des tests qui ont été effectués dans cette étude. Les aspects cliniques et biomécaniques seront couverts. Dans un premier temps, l'évaluation clinique de chacun des deux groupes étudiés sera présentée. Par la suite, l'évaluation biomécanique sera décrite en détail, c'est-à-dire tant l'évaluation des participants que le processus de calibration, de définition d'axes et d'estimation des accélérations.

4.3.1. Évaluation clinique

L'évaluation des patients gonarthrosiques comprenait tout d'abord une évaluation clinique effectuée par un médecin physiatre. Cette évaluation permettait, telle que mentionné préalablement, de vérifier l'ensemble des critères d'inclusion et d'exclusion défini pour ce projet. Ensuite, une radiographie du ou des genoux suspectés d'être atteint d'arthrose fémoro-tibiale a été effectuée dans une situation de mise en charge. Les radiographies de tous les patients ont été lues par la même radiologiste. L'échelle de gradation Kellgren Lawrence (KL) a été utilisée pour ce projet. Après avoir eu la confirmation que le ou la patiente pouvait être inclus(e) dans le projet, le questionnaire WOMAC (Annexe I) était rempli. Tel qu'illustré sur le plan expérimental (Figure 19), l'évaluation clinique du médecin physiatre a été répétée au milieu et à la fin du suivi de chacun des patients.

Une évaluation clinique du groupe de participants asymptomatiques a aussi été effectuée par un médecin physiatre. Tout comme pour les patients, cette évaluation a permis de vérifier chacun des critères d'inclusion et d'exclusion décrits précédemment.

Toutefois, contrairement aux patients arthrosiques, aucune radiographie n'a été prise. Ce choix a été fait d'un point de vue éthique.

4.3.2. Évaluation biomécanique

L'évaluation biomécanique comprend plusieurs volets importants portant sur l'instrumentation utilisée, les différentes étapes suivies lors de l'évaluation en laboratoire d'analyse de mouvement, le processus de définition des systèmes d'axes et enfin, l'estimation des accélérations segmentaires qui s'en suit.

4.3.2.1. Instrumentation

La combinaison de plusieurs technologies à l'intérieur de ce projet avait pour but de contrer les principales limitations qui ont été identifiées préalablement. La première limitation, c'est-à-dire la fixation des divers capteurs de mouvements (marqueurs réfléchissants, accéléromètres, gyroscopes), a été considérée par l'utilisation d'un système de fixation novateur développé au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) [63]. Ce système de fixation ou exosquelette comprend une partie fémorale et une partie tibiale (Figure 20). La partie fémorale est ajustable selon l'utilisation d'une arche très petite, petite, moyenne ou grande. Ce système de fixation permet une mesure précise des mouvements segmentaires du fémur et du tibia à la fois sur les plans frontal, transverse et sagittal par la réduction des mouvements de la peau sur les os. L'exosquelette permet aussi de fixer des corps rigides sur ses deux parties respectives. Pour ce projet, un corps rigide (Figure 21) permettant de fixer à la fois 4 marqueurs réfléchissants, 1 accéléromètre et 1 gyroscope a été développé. Deux de ces corps rigides ont été respectivement placés sur la

partie fémorale et tibiale de l'exosquelette. Les corps rigides et par le fait même, l'ensemble des capteurs de mouvement, deviennent donc solidaires à l'exosquelette.

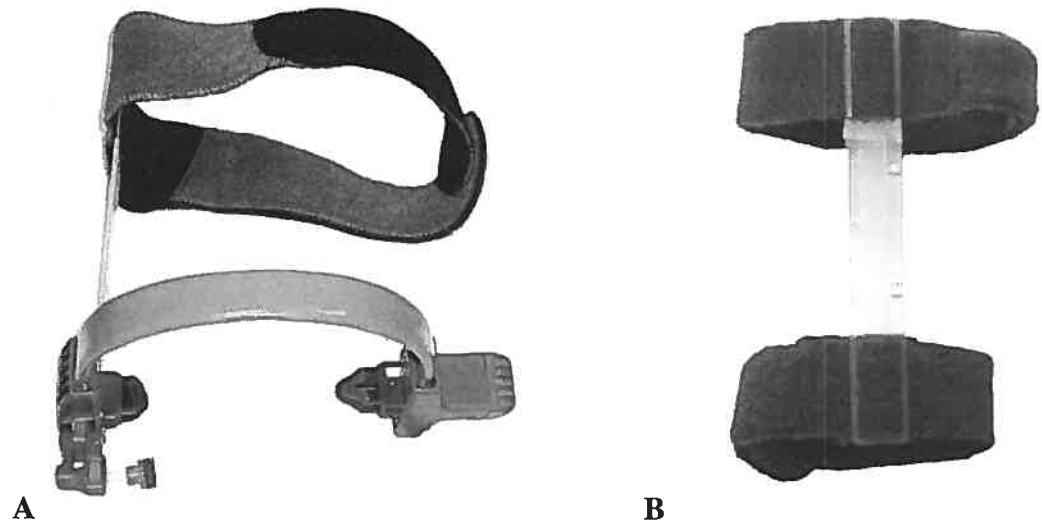


Figure 20 Partie fémorale (A) et tibiale (B) de l'exosquelette.

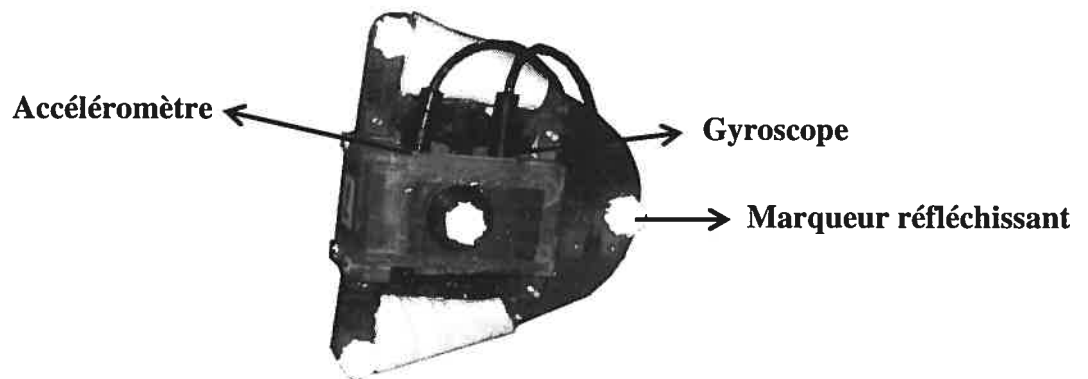


Figure 21 Corps rigide comprenant 4 marqueurs réfléchissants, 1 accéléromètre et 1 gyroscope.

Deux accéléromètres triaxiaux (ADXL320, ± 5 g) et deux gyroscopes triaxiaux (Murata, ENC-03J, ± 400 °/s) ont été utilisés et fixés sur les parties fémorale et tibiale de l'exosquelette via les corps rigides. Les capteurs étaient reliés à un boîtier où les données étaient emmagasinées (Physilog, BioAGM, Suisse).

La position ou la cinématique 3D des marqueurs réfléchissants a été enregistrée via un système optoélectronique comprenant six caméras (VICON 460, Oxford Metrics). Un positionnement optimal des six caméras a été défini avant le début des études et maintenu pour l'ensemble des évaluations en laboratoire des participants.

Un tapis roulant (Adal, Médical Développement, France) instrumenté de plates-formes de force a été utilisé dans le cadre de cette étude. Ce type de tapis est muni de deux bandes indépendantes sous lesquelles on retrouve deux plates-formes de force Kistler. Ces plates-formes permettent l'enregistrement des forces de réaction au sol sur les axes médio-latéral, antéropostérieur et vertical.

Le contexte d'utilisation de l'instrumentation sera précisé dans la prochaine section. Cette dernière porte sur la description de l'évaluation biomécanique des participants au laboratoire d'analyse de mouvement.

4.3.2.2. Évaluation en laboratoire

Il est ici important de noter qu'avant la première évaluation biomécanique, une séance d'adaptation au protocole expérimental a été effectuée (plan expérimental, Figure 19). Cette période a permis de familiariser tous les participants avec l'instrumentation utilisée et les tâches qui seraient à accomplir. Cette séance a été incluse à l'intérieur du protocole expérimental afin de mettre en confiance les participants âgés ayant peu ou aucune expérience avec la marche sur un tapis roulant, mais surtout en vue de diminuer

l'effet d'apprentissage à la tâche qui pourrait être présent entre la première et la deuxième évaluation biomécanique.

Lors de cette séance, une première période de marche de 5 minutes sur le tapis roulant a d'abord été demandée. Ce temps a permis au participant d'identifier une vitesse de marche qu'il considérait normale ou confortable. Par la suite, l'exosquelette était installé sur le participant et une seconde période de marche de 10 minutes était effectuée. Durant cette seconde période, une vitesse de marche confortable (5 minutes) et plus rapide de 20 % que la vitesse confortable (5 minutes) était explorée. Les deux vitesses de marche choisies durant cette séance ont pu être ajustées au cours de la première évaluation biomécanique.

Avant le début de chaque évaluation biomécanique, un calibrage statique et dynamique de l'environnement de mesure était effectué. Ce calibrage était conforme aux exigences des fabricants (VICON 460, Oxford Metrics). L'évaluateur devait aussi s'assurer de la synchronisation de l'instrumentation, c'est-à-dire des accéléromètres, des gyroscopes, du tapis roulant et du système VICON.

L'évaluation en laboratoire avec le participant durait approximativement une heure trente minutes (1h30). Toutes les évaluations biomécaniques énumérées dans le plan expérimental (Figure 19), c'est-à-dire pour les deux groupes étudiés avant et après le traitement pour les patients, étaient identiques. Les principales étapes comprises à l'intérieur de chacune des évaluations sont décrites ci dessous.

1. Questionnaires :

- le participant quantifie son niveau de fatigue ainsi que son niveau de douleur au genou à l'aide d'une échelle visuelle analogue (EVA). Cette échelle est graduée horizontalement de 0 à 10, où 0 correspond à une absence totale de douleur et 10 à une douleur extrême. Le niveau de douleur a été quantifié seulement pour le genou

évalué. Un suivi de ces deux paramètres a été effectué entre chacune des étapes de l'évaluation.

2. Habillage du participant :

- le participant s'habille dans une tenue facilitant à la fois l'installation de l'équipement et l'évaluation (pantalon court et chandail à manches courtes).
- des sandales à semelles neutres, adaptées pour l'évaluation (trous au talon pour fixer les marqueurs) et fournies par le laboratoire ont été utilisées lors des évaluations.

3. Prise de mesure sur le participant :

- la taille du participant est prise uniquement à la première évaluation,
- le poids du participant est pris à toutes les évaluations.

4. Période d'échauffement :

- le participant marche sur le tapis roulant à sa vitesse confortable pour une période de 4 minutes,
- le participant marche sur le tapis roulant à une vitesse 20 % plus élevée que sa vitesse confortable (vitesse jugée rapide) pour une période de 4 minutes.

5. Installation de l'équipement sur le participant :
 - côté du genou analysé : positionnement des marqueurs réfléchissants sur les malléoles interne et externe, le talon, le bout du deuxième orteil, les épines iliaques antérieure et postérieure; installation de l'exosquelette (parties fémorale et tibiale), installation d'un corps rigide sur le naviculaire et d'une ceinture sacrale munie d'un corps rigide;
 - côté opposé du genou analysé : positionnement des marqueurs réfléchissants sur la malléole externe, le talon, le bout du deuxième orteil, la ligne articulaire du genou et les épines iliaques antérieure et postérieure.
6. Période d'échauffement de marche de 2 minutes avec tout l'équipement nécessaire à l'évaluation. Si nécessaire, des ajustements au niveau du positionnement de l'exosquelette, du serrement des sandales, du positionnement des marqueurs ont été effectués.
7. Prise du poids du participant avec tous les équipements nécessaires à l'évaluation.
8. Identification du positionnement des marqueurs sur le participant et période de définition des systèmes de coordonnées (décrit à la section 4.3.2.3).
9. Enregistrement de trois essais de marche de 25 secondes pour les vitesses confortable et rapide. Il est à noter que l'ordre des marches a été randomisé entre les participants. Toutefois, cet ordre a été maintenu pour un même participant pour toutes les évaluations.

10. Enregistrement de 6 essais d'une tâche d'équilibre unipodal de 4 secondes. L'analyse de cette tâche ne fera toutefois pas partie de cette thèse.

4.3.2.3. Définition des systèmes de coordonnées

La définition des systèmes de coordonnées segmentaires du fémur et du tibia est principalement fondée sur la méthode proposée et validée par Hagemester et al. [81]. Pour appliquer cette méthode, plusieurs étapes doivent être réalisées au cours de l'évaluation.

1. La première étape consiste à prendre une acquisition du participant en position statique. Ceci permet l'identification de tous les marqueurs réfléchissants positionnés sur le participant (marqueur indépendant et corps rigides munis de plusieurs marqueurs). Cette étape permet aussi de définir le centre articulaire de la cheville (point milieu entre les deux malléoles), exprimé dans le repère du corps rigide tibial et de définir le repère du bassin.
2. La deuxième étape consiste à aller numériser les épicondyles fémoraux (interne et externe) du genou analysé à l'aide d'un pointeur (Figure 22). Ces derniers sont repérés par rapport au corps rigide fixé sur la partie fémorale de l'exosquelette. Cette étape permet de déterminer le centre des épicondyles qui sera utilisé ultérieurement pour définir le centre articulaire fonctionnel du genou.



Figure 22 Représentation du pointeur muni de trois marqueurs réfléchissants, positionnés à des distances connues, permettant d'identifier la position 3D précise des différents repères anatomiques.

3. La troisième étape consiste à définir le centre de la tête fémorale par un mouvement de circumduction, tel que proposé par Siston and Delp [82] (Figure 23). Le centre de la tête fémorale sera ensuite calculé par une méthode d'algorithme pivot développée par Siston and Delp [82] et exprimé dans le repère du bassin.

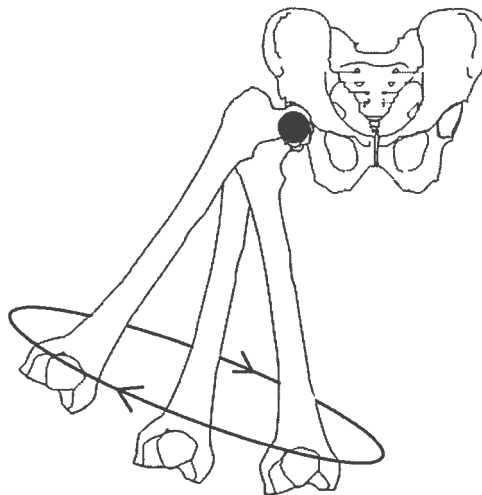


Figure 23 Représentation du mouvement de circumduction du bassin effectué par le participant en vue de déterminer le centre de la tête fémorale.

4. La quatrième étape consiste à définir le centre articulaire du genou. Pour ce faire, le participant doit effectuer un mouvement actif de flexion/extension du genou allant de l'extension complète à environ 60° de flexion en position debout (Figure 24). Durant ce mouvement, l'axe moyen est calculé [83] et le centre des épicondyles préalablement défini est projeté sur ce dernier.

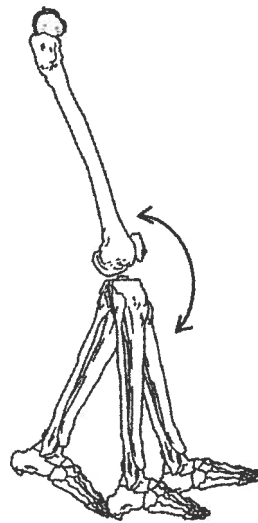


Figure 24 Représentation du mouvement de flexion/extension du genou en vue de déterminer son centre articulaire fonctionnel.

5. Les centres articulaires définis et reliés entre eux (centre de la tête fémorale au centre du genou et centre du genou au centre de la cheville), la dernière étape consiste à définir les systèmes de coordonnées du fémur et du tibia dans une posture déterminée. Cette étape se fait lors d'un léger mouvement de flexion/extension du genou (5 à 10° de flexion vers l'extension complète) alors que le participant est adossé sur un objet de calibrage en forme de « L » avec les pieds dans une position parallèle et standardisée (Figure 25). Sur cet objet sont fixés trois marqueurs réfléchissants de manière

coplanaire. La posture est déterminée lorsque la projection dans le plan sagittal de la cuisse (vecteur reliant la tête fémorale au centre du genou) est parallèle avec la projection dans le plan sagittal de la jambe (vecteur reliant le centre du genou au centre des malléoles). À cet instant, la rotation tibiale est définie à 0° et les axes définis comme suit :

- a. Pour le tibia, l'axe médio-latéral du tibia est perpendiculaire à la normale de l'objet de calibrage ainsi qu'au vecteur reliant le centre du genou au centre des malléoles, ce vecteur représentant l'axe proximo-distal. L'axe antéropostérieur est défini comme le produit vectoriel des deux autres axes et donc perpendiculaire à ceux-ci.
- b. Pour le fémur, l'axe médio-latéral du tibia est perpendiculaire à la normale de l'objet de calibrage ainsi qu'au vecteur reliant le centre de la tête fémorale au centre du genou, ce vecteur représentant l'axe proximo-distal. L'axe antéropostérieur est défini comme le produit vectoriel des deux autres axes et donc perpendiculaire à ceux-ci.

Les origines des systèmes de coordonnées du fémur et du tibia, déterminées lors du mouvement de posture au mur, sont ainsi superposées au centre du genou [81].

Dans le cadre de ce projet, l'origine du système de coordonnées du fémur au centre du genou était appropriée, toutefois l'origine du système de coordonnées du tibia, superposée à celle du fémur, ne nous permettait pas d'estimer la transmission des impacts entre les deux segments. Par conséquent, une nouvelle origine, utilisant les radiographies numériques des patients, a été déterminée. L'objectif était de situer l'origine du tibia au niveau des surfaces de contact, c'est-à-dire des plateaux tibiaux. L'origine de départ (au centre du genou) a donc été déplacée de manière distale le long de l'axe proximo-distal du tibia pour atteindre le niveau des plateaux tibiaux (Article 1, Chapitre 6). Pour le groupe de

participants asymptotiques, étant donné qu'aucune radiographie n'a été prise, la moyenne des translations du groupe de patients arthrosiques a été utilisée.

Les systèmes de coordonnées des segments fémoral et tibial étant maintenant définis, la prochaine étape se voit être l'estimation de leurs accélérations respectives durant la marche.

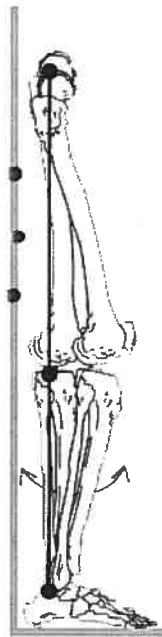


Figure 25 Représentation du mouvement de posture au mur pour définir la position neutre.

4.3.2.4. Estimations des accélérations 3D du fémur et du tibia

L'estimation des accélérations linéaires 3D du fémur et du tibia a été obtenue à la suite de plusieurs étapes. Ceci fera l'objet du premier article de cette thèse (Chapitre 6). Toutefois, les principales étapes seront décrites dans cette section et illustrées par la Figure 26.

La première étape, nécessaire à l'estimation des accélérations linéaires segmentaires, est l'acquisition de données. Comme il a été mentionné dans la section 4.3.2.2 (Évaluation en laboratoire), une collecte de données a été effectuée durant une période de marche sur un tapis roulant. Durant cette collecte, les accélérations linéaires 3D étaient directement mesurées au niveau des deux accéléromètres. Ces derniers, intégrés aux deux corps rigides (tibial et fémoral), étaient fixés solidairement à l'exosquelette (plaque tibiale et partie fémorale). Les accélérations mesurées sont alors exprimées selon les systèmes de coordonnées de chacun des accéléromètres R_{acc} (Figure 26). La composante gravitationnelle est à cet instant enlevée dans le but de considérer uniquement l'accélération induite par le mouvement.

Les accélérations linéaires mesurées et exprimées selon R_{acc} , la deuxième étape consiste à exprimer les accélérations selon les systèmes de coordonnées des deux corps rigides R_{rigide} (Figure 26). Ceci est effectué suivant la matrice de rotation T_{acc-r} correspondant à la réorientation des accélérations selon les corps rigides.

Les accélérations exprimées selon R_{rigide} , la troisième étape consiste à exprimer les accélérations selon les systèmes de coordonnées segmentaires du fémur et du tibia, $R_{segment}$, suivant la matrice de transformation T_{acc-s} (Figure 26). Cette dernière correspond au vecteur reliant l'origine respective de chacun des accéléromètres exprimée selon le corps rigide et chacun des repères segmentaires.

La relation entre les deux systèmes de coordonnées, c'est-à-dire R_{rigide} et $R_{segment}$, est la suivante :

$$\vec{a}_e = \vec{a}_i + (\vec{\alpha} \times \vec{r}_{i \rightarrow e}) + (\vec{\omega} \times \vec{\omega} \times \vec{r}_{i \rightarrow e})$$

ou \bar{a}_e correspond au vecteur de l'accélération exprimé au niveau de R_{rigide} , \bar{a}_i correspond au vecteur de l'accélération exprimé au niveau de $R_{segment}$, $\bar{\alpha}$ et $\bar{\omega}$ représentent respectivement l'accélération angulaire et la vitesse angulaire du segment, et $\bar{r}_{i \rightarrow e}$ représente le vecteur constant reliant l'origine de l'accélération exprimé selon R_{rigide} et celle exprimé selon $R_{segment}$.

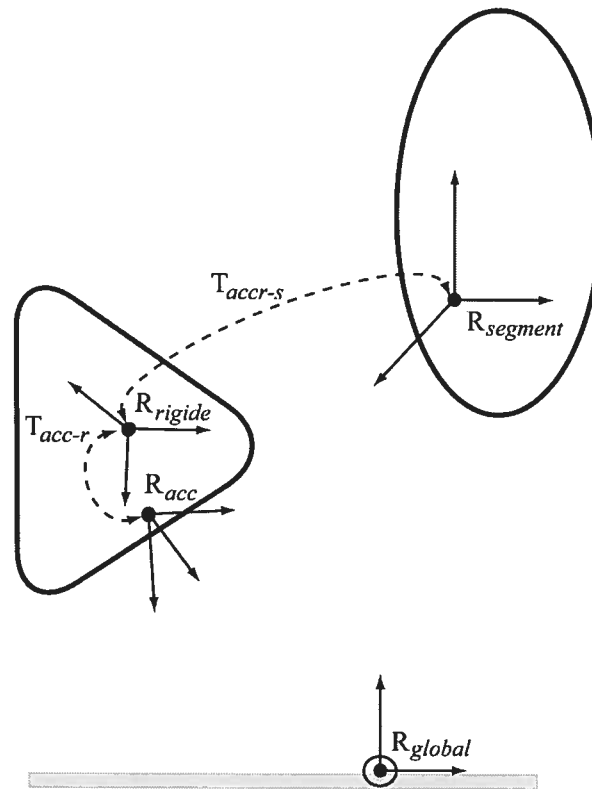


Figure 26 Représentation des changements de systèmes de coordonnées nécessaires à l'estimation des accélérations linéaires segmentaires, où R_{acc} représente le système de coordonnées de l'accéléromètre, R_{rigide} le système de coordonnées du corps rigide, $R_{segment}$ le système de coordonnées relatif au segment tibial ou fémoral, R_{global} le système de coordonnées du laboratoire, T_{acc-r} la matrice de transformation entre R_{acc} et R_{rigide} et, T_{accr-s} la matrice de transformation entre R_{rigide} et $R_{segment}$.

Finalement, les accélérations exprimées au niveau de $R_{segment}$ et représentant respectivement les accélérations linéaires du fémur et du tibia, seront analysées de deux manières distinctes. Premièrement, les accélérations seront analysées par rapport au repère global, R_{global} (Figure 26), défini comme le repère fixe dans le volume d'analyse du laboratoire. Ceci permettra d'observer l'accélération tridimensionnelle du fémur et du tibia durant une tâche de marche de manière indépendante. Deuxièmement, les accélérations seront analysées l'une par rapport à l'autre, c'est-à-dire l'accélération linéaire relative du fémur par rapport à celle du tibia. Pour ce faire, l'accélération du fémur sera réorientée selon le système de coordonnées défini pour le tibia.

4.4. Traitement de physiothérapie

Les patients atteints de gonarthrose ont tous participé à un traitement de physiothérapie. Le plan du traitement comprenait deux traitements par semaine pour une durée totale de douze semaines. Les patients devaient donc suivre un total de 24 traitements. Quand un ou plusieurs traitements étaient annulés par le patient, ce dernier était repris à la fin des douze semaines. Ceci a été effectué afin de s'assurer que tous les patients effectuaient le même nombre de traitements.

Les traitements se déroulaient au département de physiothérapie de l'hôpital St-Luc. Tous les traitements ont été administrés par une physiothérapeute d'expérience, Madame Michèle Choquette. Le traitement était standard aux programmes de physiothérapie administrés dans les cas d'arthrose du genou et donc non expérimental.

Le traitement a été établi à la fois selon les recommandations proposées par O'Grady et al. [84] et par le médecin physiatre et la physiothérapeute associés au projet. L'article d'O'Grady et al. [84] fait entre autre état des recommandations à suivre dans le développement et l'administration des traitements pour une population atteinte d'arthrose

du genou. Ce plan de traitement avait comme principaux objectifs de réduire la douleur et d'augmenter la capacité du patient à accomplir ses activités de la vie quotidienne. Ceci, en favorisant des exercices de renforcement musculaire et d'équilibre.

Chaque traitement durait approximativement une heure. Il incluait à la fois une période de thérapie manuelle, une période d'échauffement et des exercices de renforcement musculaire de même que des exercices de proprioception. De plus, certaines autres modalités thérapeutiques pouvaient être employées si nécessaire. Un portrait typique du déroulement d'un traitement est présenté ci-dessous :

- 10 à 15 minutes d'échauffement combinant une période de marche sur un tapis roulant et de la bicyclette stationnaire,
- Thérapie manuelle incluant une mobilisation de la rotule, des exercices d'assouplissement et des massages au niveau du genou,
- Modalité thérapeutique (ultrason) au besoin,
- Exercices de proprioception incluant des tâches progressives sur des ballons et des planches d'équilibre,
- Exercices de renforcement musculaire ciblant les quadriceps et les ischio-jambiers tels que des contractions isométriques des quadriceps en position allongée et des demi-squats,
- Autres modalités thérapeutiques au besoin (chaleur, glace, bande élastique au niveau du genou).

4.4.1. Tests cliniques

Les tests ont été effectués en clinique de physiothérapie au début, à la moitié et à la fin des traitements. Ils ont été choisis selon plusieurs études ayant démontré leur capacité à évaluer une population atteinte d'arthrose au genou tout en démontrant de bonnes qualités psychométriques.

Les tests devaient aussi être réalisables dans notre contexte d'évaluation, c'est-à-dire au Centre de physiothérapie du centre hospitalier de l'université de Montréal, situé à l'hôpital St-Luc. Nous devons en effet considérer les équipements et l'espace disponibles de même que le temps alloués à ces tests. Six tests cliniques ont été choisis. Ces derniers sont décrits dans le Tableau 6. Chacun des tests est décrit selon l'instrumentation qui était nécessaire, la procédure suivie et les mesures enregistrées.

Tableau 6 Description des tests cliniques effectués dans ce projet.

Tests cliniques	Description des tests cliniques
Force isométrique du quadriceps [85]	<p>Instrumentation :</p> <ul style="list-style-type: none"> (1) Dynamomètre manuel (Lafayette) (2) Chaise d'évaluation <p>Procédures :</p> <ul style="list-style-type: none"> (1) Stabilisation du participant sur la chaise - Stabiliser les hanches à l'aide d'une courroie - Mettre un coussin sous le genou analysé pour qu'il soit à un angle de 90° (mesuré avec un goniomètre) - Mettre le dynamomètre dans une courroie, attachée à la chaise et perpendiculaire au segment au niveau de la face antéro-proximale du tibia, juste au-dessus des malléoles <p>Mesures :</p> <ul style="list-style-type: none"> (1) Effectuer trois essais de la force maximale en allouant 1 minute de repos entre les essais

Force isométrique des ischio-jambiers [85]	<p>Instrumentation :</p> <p>(1) Dynamomètre manuel (Lafayette) (2) Chaise d'évaluation</p> <p>Procédures :</p> <p>(1) Stabilisation du participant sur la chaise - Stabiliser les hanches à l'aide d'une courroie - Mettre un coussin sous le genou analysé pour qu'il soit à un angle de 90° (mesuré avec un goniomètre) (2) La physiothérapeute doit être assise sur un banc stable en face du participant et tenir le dynamomètre de manière à ce qu'il soit placée perpendiculaire au segment et le plus distal possible (face postérieur) de la jambe, juste au-dessus des malléoles.</p> <p>Mesures :</p> <p>(1) Effectuer trois essais de la force maximale en allouant 1 minute de repos entre les essais</p>
Amplitude articulaire du genou [44, 86]	<p>Instrumentation :</p> <p>(1) Goniomètre manuel (2) Table de traitement</p> <p>Procédures :</p> <p>(1) Le patient est couché sur le dos (2) Le goniomètre est placé sur le point milieu de la ligne articulaire latérale du genou et aligné avec le grand trochanter, l'épicondyle latéral du fémur, la tête du péroné, la malléole latérale (3) Le patient fait une extension maximale du genou suivi d'une flexion active maximale</p> <p>Mesures :</p> <p>(1) Flexion et d'extension en degré (°) (2) Arc de mouvement (°) (flexion - extension)</p>
Montée/descente d'un escalier [44]	<p>Instrumentation :</p> <p>(1) Escalier correspondant aux caractéristiques suivantes : 4 marches de 15,2cm de hauteur, 26,5cm de profondeur et 76cm de longueur avec une plate-forme de 76,5 x 76cm (2) Chronomètre manuel</p> <p>Procédures :</p> <p>(1) Le patient doit monter jusqu'au-dessus de la plate-forme, se retourner et descendre le plus rapidement possible sans prendre de pause</p> <p>Mesures :</p> <p>Effectuer trois essais où sont calculés de manière indépendante le : (1) Temps de montée (2) Temps de descente</p>

Transfert de la position
assise à debout [87]

Instrumentation :

- (1) Chaise dont l'assise est à une hauteur de 0,46m et sans appui bras
- (2) Ligne au sol tracée à 2 mètres devant les pattes avant de la chaise
- (3) Chronomètre manuel

Procédures :

- (1) Le patient doit parcourir les 2m, s'asseoir, se lever et revenir à la ligne de départ à un rythme naturel

Mesures :

Effectuer trois essais où est calculé le temps total pour exécuter la tâche

Marche sur une
distance de 8 mètres
[87]

Instrumentation :

- (1) Corridor de 10m sans obstacle
- (2) Ligne au sol séparée de 8m
- (3) Chronomètre manuel

Procédures :

- (1) Le patient doit parcourir la distance de 10m à une vitesse naturelle

Mesures :

Effectuer trois essais où est calculé le temps total pour parcourir la distance de 8m (entre les 2 lignes au sol)

Parmi l'ensemble des tests effectués, ceux de la mesure de la force isométrique du quadriceps et des ischio-jambiers seront analysés dans le cadre de cette thèse (Article 3, Chapitre 8).

Chapitre 5. Situation des articles dans la thèse

Les trois articles qui seront présentés dans les chapitres 6, 7 et 8 sont la synthèse des analyses qui ont été menées dans le but de répondre aux objectifs et aux hypothèses de recherche de ce projet doctoral. La situation de chacun des articles, selon le plan expérimental établi pour ce projet (Figure 19), est décrite ci-dessous ainsi qu'illustrée à la Figure 27.

Le premier article présentera le développement de la méthode d'évaluation biomécanique proposée pour l'évaluation d'une population gonarthrosique. Cette méthode est fondée sur la combinaison de plusieurs technologies qui ont été présentées auparavant, c'est-à-dire un exosquelette, une méthode de calibrage postural et fonctionnel ainsi qu'une technique permettant l'estimation des accélérations fémorales et tibiales au niveau interne. En plus de présenter la méthode, cet article comparera deux groupes de participants (asymptomatiques et gonarthrosiques) lors d'une évaluation de marche confortable sur tapis roulant (évaluation biomécanique 1). Chacun des groupes est formé de neuf participants. Cette analyse de comparaison a été effectuée dans le but de vérifier si la méthode proposée permet de discriminer un groupe de participants asymptomatiques d'un groupe de patients atteints d'arthrose au genou dans un contexte dynamique d'évaluation. Pour ce faire plusieurs paramètres accélérométriques ont été développés et feront aussi l'objet de cet article.

Le deuxième article présente la fidélité test retest des paramètres accélérométriques développés et présentés dans le premier article. Les analyses ont été effectuées sur la totalité du groupe de patients gonarthrosiques, c'est-à-dire les 25 patients. Les deux premières évaluations biomécaniques de la marche sur tapis roulant, effectuées dans un intervalle de 6 à 8 jours, ont été comparées. Les données de marche confortable et de marche rapide ont été analysées dans le cadre de cet article. L'objectif de ces analyses était de vérifier si les paramètres accélérométriques développés sont fidèles et adaptés à un

contexte dynamique de marche sur tapis roulant chez un groupe de patients atteints d'arthrose au genou.

Le troisième article présente le suivi des paramètres accélérométriques développés chez le groupe de patients gonarthrosiques avant et après un traitement de physiothérapie. Cet article analyse les données recueillies lors des évaluations biomécaniques de marche confortable pré et post-traitement du groupe de patients gonarthrosiques, de même que celles recueillies chez les neuf participants asymptomatiques lors de leur première évaluation biomécanique. En plus de traiter les données biomécaniques (accélérations 3D), cet article analyse aussi certains tests cliniques, tels que la force isométrique du quadriceps et celle des ischio-jambiers, effectués avant et après le traitement de physiothérapie. L'objectif de cet article était tout d'abord de vérifier si la méthode développée est assez sensible pour détecter des changements après un traitement de physiothérapie chez un groupe de patients atteints d'arthrose au genou. Par la suite, les analyses effectuées avec les tests cliniques et les évaluations biomécaniques ont été conduites dans le but d'établir des liens entre les facteurs biomécaniques associés à la gonarthrose et les paramètres accélérométriques.

Il est à noter que le premier article intitulé *New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients with Medial Knee Osteoarthritis during 3D Gait* est présentement sous presse dans la revue IEEE Transaction on Biomedical Engineering.

Le deuxième article intitulé *Test-retest Reliability and Minimal Clinical Change Determination for Three-Dimensional Tibial and Femoral Accelerations during Treadmill Walking in Knee Osteoarthritis Patients* est présentement sous presse dans la revue Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

Finalement, le troisième article intitulé *Effects of physiotherapy treatment on knee instability and loading transmission during gait in knee osteoarthritis: Knee accelerations*

responsiveness a été accepté avec corrections pour publication future dans la revue Osteoarthritis and Cartilage.

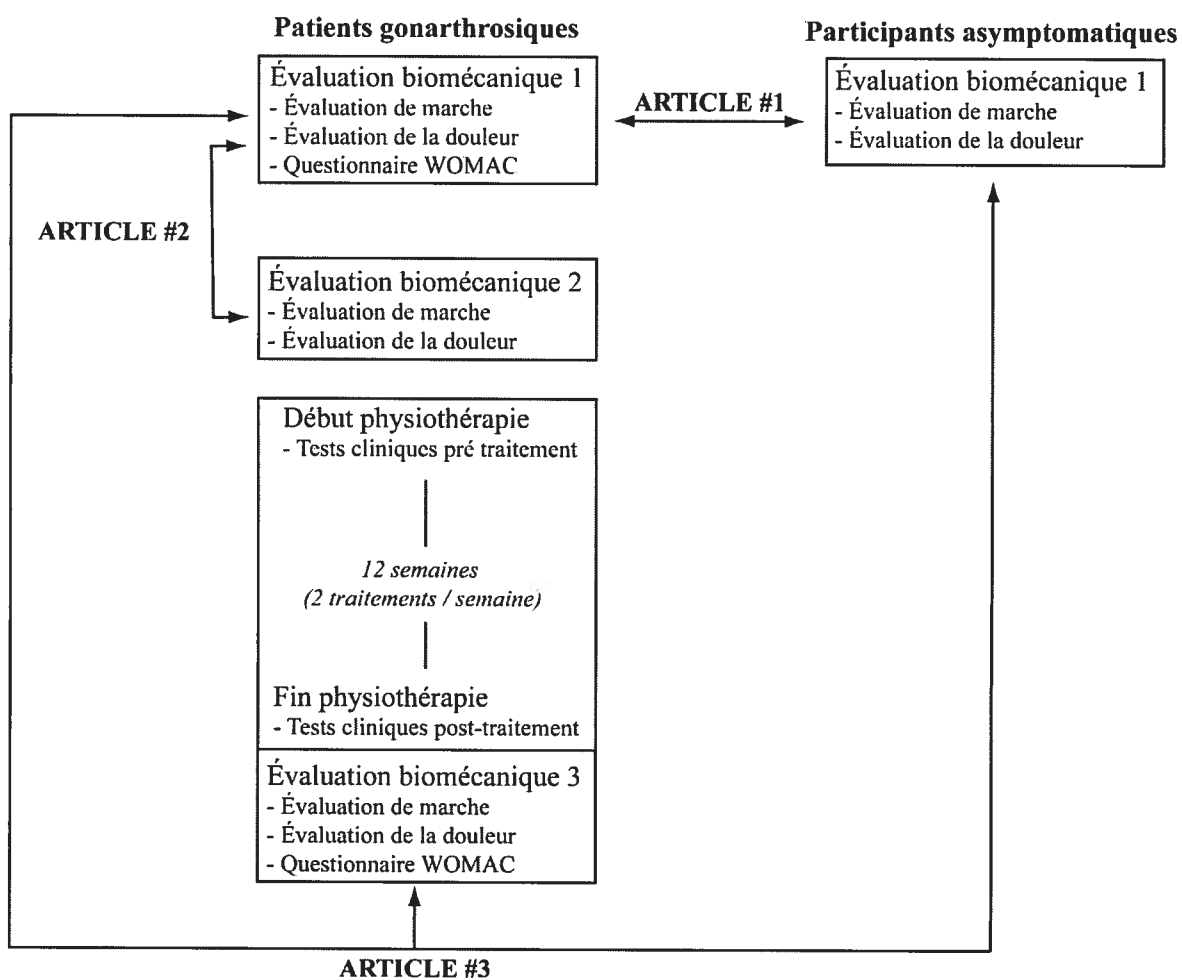


Figure 27 Situation des trois articles faisant partie de cette thèse selon le plan expérimental établi.

Chapitre 6. Article I

New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients with Medial Knee Osteoarthritis during 3D Gait

Parts of this thesis have been previously published, Copyright © 2007 IEEE. Reprinted from IEEE Transaction on Biomedical Engineering, New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients with Medial Knee Osteoarthritis during 3D Gait, Katia Turcot, Rachid Aissaoui, Karine Boivin, Michel Pelletier, Nicola Hagemester, Jacques A. de Guise.

Abstract -This study presents a new method to estimate three-dimensional (3D) linear accelerations at tibial and femoral functional coordinate systems. The method combines the use of 3D accelerometers, 3D gyroscopes and reflective markers rigidly fixed on an exoskeleton and, a functional postural calibration method. Marker positions were tracked by a six-camera optoelectronic system (VICON 460, Oxford Metrics). The purpose of this study was to determine if this method could discriminate between medial osteoarthritic and asymptomatic knees during gait. Nine patients with osteoarthritic knees and nine asymptomatic control subjects were included in this study. Eighteen parameters representing maximal, minimal, and range of acceleration values were extracted during the loading and preswing to mid-swing phase periods, and were compared in both groups. Results show good discriminative capacity of the new method. Eight parameters were significantly different between both groups. The proposed method has the potential to be used in comprehending and monitoring gait strategy in patients with osteoarthritic knee.

Index terms – Accelerometer and gyroscope, internal and external accelerations, exoskeleton, biomechanics, knee OA, gait analysis.

6.1. Introduction

Osteoarthritis (OA) is the most common type of musculoskeletal disorder, and the knee remains one of the most affected joints [88]. The physiopathology of knee OA is complex and involves interrelated biological, structural, and mechanical factors that are still not yet clearly understood [21]. Current treatments are unable to prevent the progression of the pathology but only manage the pain relative to the joint [88, 89]. Exercise and physical therapies have shown good results on the reduction of pain and disability [90]. However, the treatment consequences on knee biomechanics during functional activities remain unclear. To establish the effectiveness of OA treatments on knee biomechanics, effective

tools are needed and must be able to quantify biomechanical factors associated with knee OA.

Impulsive loading has been closely linked to the onset and progression of knee OA. In an *in vitro* accelerometric study, Chu and Yazdani-Ardakani [78] reported a reduction of 5% of load attenuation capacity in a degenerative knee compared to healthy one. Hoshino and Wallace [91] investigated the absorbing properties of knee joint during longitudinal impulsive loads and found a significant decrease in the absorbing capacity in a degenerative knee. In physiological situation, studies have also been conducted to understand the capacity of the human body to deal with impulsive loading. In locomotor activities, every foot-ground contact induces an internal joint loading and a shock wave traveling from the foot to the head [64]. The transmission of shock waves during gait has been studied using accelerometers [23, 29, 58, 59, 64, 70-73, 75] and optoelectric systems [92, 93]. Radin et al. [23] used accelerometers fixed on the lateral side of the shank and the thigh (5 cm below and above the knee joint line) and showed a significant difference in longitudinal tibial and femoral accelerations between painful and asymptomatic knees at initial foot contact. Ogata et al. [58] and Yoshimura et al. [29] assessed medial lateral (ML) accelerations at the tibial tubercle during gait. Ogata et al. [58] evaluated the effect of wedge insoles in patients with knee OA and found a decrease of 33% in medial acceleration at the initial contact with the use of insoles. Yoshimura et al. [29] compared ML tibial accelerations between anterior cruciate ligament (ACL) deficiency and normal knees and showed a significant higher ML peak accelerations on ACL deficiency. Recently, Henriksen et al. [59] showed that longitudinal acceleration measured at tibial tubercle level does not differ in either healthy subjects or patients with painful knee OA. On the basis of this literature review, it is difficult to draw a conclusion about the use of accelerometric data to distinguish between OA and healthy knee. In fact, two main limitations were identified here: the fixation and the location of accelerometers onto the body segment.

Skin-mounted fixation of accelerometers induces important artefacts during locomotor activities [75, 94]. Light et al. [75] investigated the influence of the accelerometer fixation by comparing bone-mounted and skin-mounted techniques with two accelerometers fixed below the tibial tubercle. The authors reported that signals collected with both techniques were approximately of the same magnitude. However, a loss of high frequency and vibration were qualitatively observed from the skin mounted sensor signal. Lafortune et al. [94] had also quantified the difference between both techniques during a running task. They reported a substantial increase in magnitude for skin-mounted accelerometer at the tibial level. Although bone-mounted techniques reduce skin movement artefacts, they are still too invasive for clinical use. Therefore, different knee exoskeletons have been developed to reduce artefacts induced by skin-mounted techniques [66, 67, 95, 96]. Recently, Sudhoff et al. [67] compared the displacement of three exoskeleton after fifty gait cycles using an EOSTM low dose biplanar X-ray system and reported that the exoskeleton proposed in [95] was the most stable.

Although novel fixation techniques are used to limit skin movement artefacts, the location of sensor on the human body segment (e.g. tibial tubercle, lateral side of the shank) is another important limitation in accelerometric studies. In fact, the acceleration magnitude is closely related to the location of the sensor along the segment and its angular velocity [77-79]. Human musculoskeletal system has natural shock absorbers such as bones and soft tissues that influence the shock wave transmission along body segments. Consequently, the magnitude of the acceleration signal depends on the location of the sensor along the segment [78]. Moreover, if the accelerometer is positioned at a distal location from the center of rotation of the joint, the component of linear acceleration will include a greater angular component than the one measured proximally [77].

These two limitations (i.e. fixation and location of accelerometers) induce difficulty when comparing results between past accelerometric studies because large variations exist between data results [23, 59, 64, 74, 75]. It is believed that these variations can be reduced

by the measurement of the linear accelerations at the same location onto the segment. The authors also hypothesize that a significant difference in the pattern of linear acceleration exists between OA and the healthy knee when measurements are taken close to the joint contact surfaces instead of at an arbitrary location onto the segment.

Recently, Dejnabadi et al. [97] developed a virtual accelerometer sensor positioned at the knee joint center to measure two-dimensional (2D) knee flexion angle on the basis of an external skin accelerometer. This study proposed to develop three-dimensional (3D) tibial and femoral virtual accelerometers located close to knee joint contact surfaces and on the basis of external accelerometers and gyroscopes fixed rigidly on the knee exoskeleton system proposed in [95].

The purpose of this study was to show that the new accelerometric method was able to discriminate between a group of asymptomatic subjects and patients with knee osteoarthritis during a 3D gait analysis.

6.2. Methods

6.2.1. Subjects

Nine patients with knee OA were included in this study. All patients had predominant medial knee OA diagnosed by a physician, confirmed radiographically with the criteria developed by Altman et al. [36], and graded with the Kellgren-Lawrence scale (1 to 4). The patients were excluded if they had vestibular, neurological, or musculoskeletal disorders, fracture of the lower extremity, rheumatoid arthritis, or generalized osteoarthritis, limping gait or any condition that could affect a treadmill walking evaluation. The mean age, weight, and height were respectively: 63.4 (4.6) years, 80.4 (23.9) kg, 1.58 (0.1) m (Table 1). Nine asymptomatic subjects were included as a control group. The asymptomatic subjects were evaluated by a physician and were excluded if they had orthopedic (joint

fracture, joint laxity, osteoarthritis, arthritis) or neurological problems that could affect their gait pattern. The mean and standard deviation (SD) of age, weight, and height were 66 (7.3) years, 66.3 (14.9) kg, and 1.64 (0.1) m, respectively (Table 1). Both patients and asymptomatic subjects gave their written consent to participate in this study, which was approved by institutional ethics committees.

6.2.2. Instrumentation

Kinematics data were collected using a six-camera optoelectronic system (VICON 460, Oxford Metrics). Tibial and femoral linear accelerations and angular velocities were collected with two triaxial accelerometers (ADXL320, ± 5 g) and two triaxial gyroscopes (Murata, ENC-03J, ± 400 °/s), respectively. The signals from the sensors were recorded on a portable data logger (Physilog, BioAGM, CH). Rigid bodies were designed to fix and to align the triaxial accelerometer and gyroscope reference system with the body coordinate system. Four reflective markers enabled the determination of the rigid body coordinate system (Fig. 28). Two rigid bodies were fixed onto an exoskeleton which has been previously validated during gait [67, 98, 99]. The exoskeleton included femoral and tibial parts (Fig. 29). Additional reflective markers were respectively fixed onto lateral and medial malleoli and onto the sacrum using a sacral belt.

6.2.3. Defining femoral and tibial coordinate systems

Femoral and tibial coordinate systems were defined using a functional and postural approach (FP method) [81]. The hip joint centre (HJC) was defined by an optimization method during a leg circumduction movement. The knee joint centre (KJC) was defined by projecting the midpoint from the lateral and medial femoral epicondyles on a mean helical knee flexion-extension axis. The ankle joint centre (AJC) corresponded to the midpoint

between lateral and medial malleoli. The longitudinal axis of the femur corresponded to the vector from the HJC and to the KJC, whereas the longitudinal axis of the tibia corresponded to the vector from the KJC and to the AJC. The frontal, sagittal, and transverse planes were defined while the subject performed a small knee flexion movement near full extension. During this movement, the subject was leaning back against a vertical plane surface with his feet parallel as fixed by a guiding frame. The surface's normal, combined with the vector joining HJC and AJC were used to define the leg's sagittal plane. Zero-knee flexion was defined when the femur and tibia's longitudinal axis projections onto this sagittal plane were best aligned. Anterior posterior axes of the femur and the tibia were defined as lying in this sagittal plane, as perpendicular to the longitudinal axes. Medial lateral axes were finally defined by completing right-handed coordinate systems. At zero-knee flexion, femur and tibia coordinate system origins are positioned at the functional KJC [81].

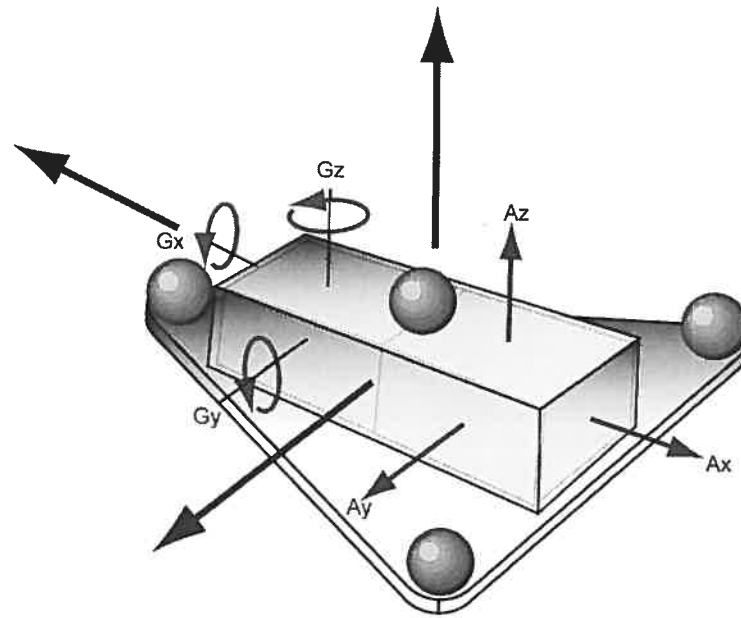


Figure 28 Design of the rigid body including four reflective markers, one triaxial accelerometer, and one triaxial gyroscope. Coordinate systems axes of the accelerometer (A_x , A_y , and A_z), gyroscope (G_x , G_y , and G_z), and rigid body are illustrated by arrows.

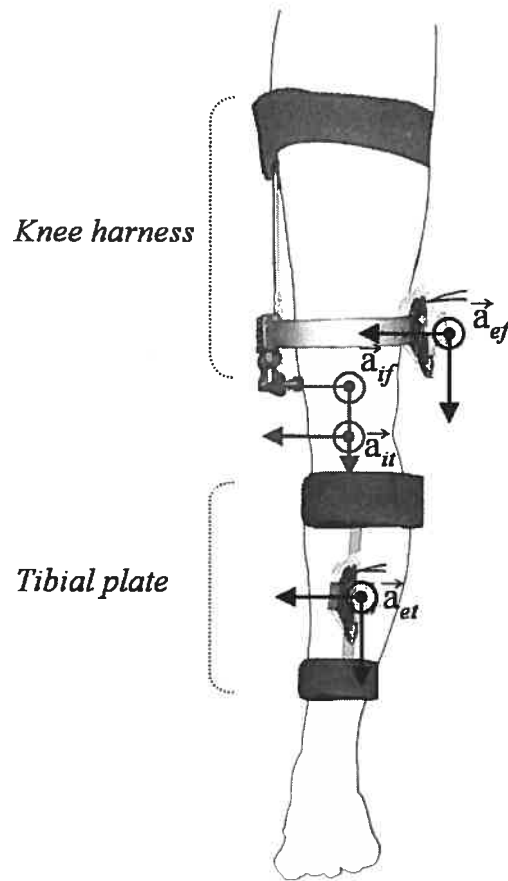


Figure 29 Frontal view of the exoskeleton consisted of femoral and tibial parts. Coordinate systems axes of the external and internal accelerations of the tibia (\vec{a}_{et} , \vec{a}_{it}) and the femur (\vec{a}_{ef} , \vec{a}_{if}) are identified.

To estimate tibial accelerations close to bone contact surfaces (i.e. tibial plateaus), the tibial coordinate system origin was translated distally, by a distance d , along the longitudinal axis. For each OA patient, the distance d between the KJC and tibial plateaus was calculated using weight-bearing radiography of the knee and used to translate the tibial coordinate system (Fig. 30). The mean distal translation was about 30.6 ± 4.3 mm for the OA group. For ethic considerations, no radiography was taken for the asymptomatic group, thus the mean distal translation calculated for the OA group (i.e. 31 mm) was used.

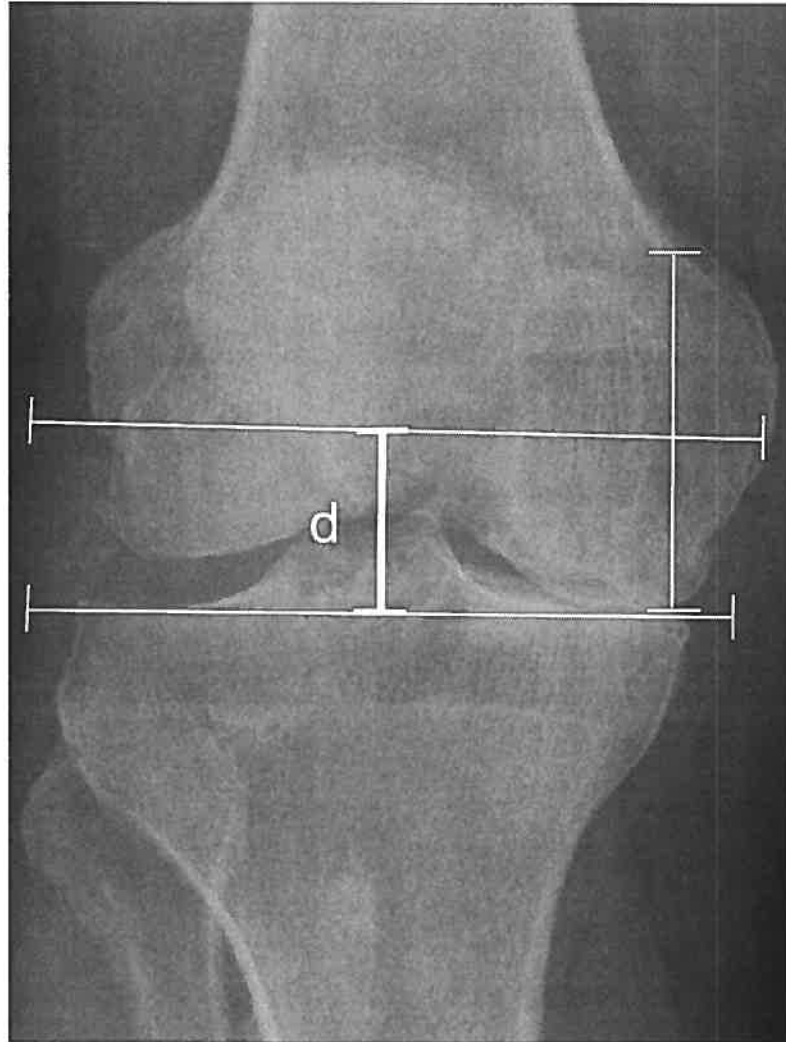


Figure 30 Method used to estimate the distance d between the KJC and the tibial plateaus. First, two parallel lines were drawn using numerical X-Rays: one passing through the tibial plateaus and another passing through the mid-point of the medial condyle. Then, the distance between both parallel lines, at the point passing through intercondylar eminence of the tibia and intercondylar fossa of the femur, was identified as the distance d and used to translate the tibia coordinate system axes along its longitudinal axis.

6.2.4. Experimental design and data acquisition

After the calibration process, the participant was instructed to walk on a treadmill at its self-determined comfortable speed (Table 7). When a steady-state gait was reached, 25 s of gait data were collected. The same neutral sandals were used during the evaluation to avoid differences in absorption effect.

Tableau 7 Informations relative to participants

Groups	Age (years)	Sex	Weight (kg)	Height (m)	Gait velocity (m/s)	OA grade (KL)
Asymptomatic (n = 9)	60	F	56.93	1.60	1.03	n/a
	67	F	52.3	1.49	1.03	n/a
	81	M	80.97	1.69	0.53	n/a
	64	M	83.35	1.63	0.69	n/a
	70	F	61.68	1.59	1.11	n/a
	62	M	84.05	1.82	1.17	n/a
	67	F	48.24	1.59	0.61	n/a
	55	F	51.8	1.62	0.94	n/a
	68	M	77.34	1.73	0.53	n/a
	66 (7.3)		66.3 (14.9)	1.64 (0.09)	0.85 (0.26)	
Osteoarthritis (n = 9)	60	M	128.79	1.78	0.83	4
	66	M	92.28	1.68	1.08	1
	64	F	62.83	1.45	0.95	3
	62	F	90.81	1.50	1.14	4
	71	F	62.23	1.50	0.64	3
	67	F	65.94	1.53	0.92	4
	56	M	98.91	1.70	0.97	1
	59	F	60.79	1.59	0.83	2
	66	F	60.56	1.47	0.61	4
	63.4 (4.6)		80.3 (23.9)	1.58 (0.17)	0.89 (0.18)	

n/a : not applicable

6.2.5. Data processing

During the gait trial, all data were collected in a synchronised way using an external trigger device at a frequency of 120 Hz. Markers' positions were filtered with an automatic singular spectrum analysis (SSA) using a window length of 10 [100]. The SSA is an accurate non-parametric approach applied to time series analysis [100, 101]. Gait cycles events were identified using ground reaction forces collected with two Kistler forces plates integrated into the treadmill (Adal, TECMACHINE, Medical development). Kinetics data were filtered using a fourth order zero-lag Butterworth filter with a cut-off frequency of 30 Hz. The gait cycles were normalized (0–100%) between two successive foot contacts, which correspond to instants when the magnitude of vertical ground reaction forces exceeded 2% of the participant's body weight.

6.2.6. Estimation of linear accelerations

Linear accelerations measured at rigid bodies were expressed on tibial and femoral coordinate systems by the mean of FP method [81]. At each instant, the gravitational component was removed from the accelerometric signal. Accelerations were then referred as external linear accelerations of the tibia \bar{a}_{et} and the femur \bar{a}_{ef} (Fig. 29). To evaluate the linear accelerations close to joint contact surfaces, tibial and femoral accelerations at their functional coordinate system origins were estimated. These accelerations are referred to as internal linear accelerations of the tibia \bar{a}_{it} and the femur \bar{a}_{if} (Fig. 29). The relation between external and virtual internal acceleration is given by the following equation 1:

$$\bar{a}_e = \bar{a}_i + (\bar{\alpha} \times \bar{r}_{i \rightarrow e}) + (\bar{\omega} \times \bar{\omega} \times \bar{r}_{i \rightarrow e}) \quad (1)$$

where \bar{a}_e corresponds to the external acceleration vector, \bar{a}_i to the virtual internal acceleration vector, $\bar{\alpha}$ and $\bar{\omega}$ represent the segment's angular acceleration and angular velocity vectors respectively, $\bar{r}_{i \rightarrow e}$ represents the constant vector joining the segment's functional coordinate system origin to the accelerometer sensor origin expressed in the segment coordinate system. Positive accelerations were directed in medial, anterior, and distal directions respectively. Negative accelerations were directed in lateral, posterior, and proximal directions respectively.

A representation of the norm of tibial angular velocity ($\|\bar{\omega}\|$), tibial angular acceleration ($\|\bar{\alpha}\|$), and tibial linear accelerations ($\|\bar{a}_{it}\|$, $\|\bar{a}_{et}\|$), for a typical gait evaluation, are shown in Fig. 31 to illustrate the influence of angular components in measurement of linear acceleration.

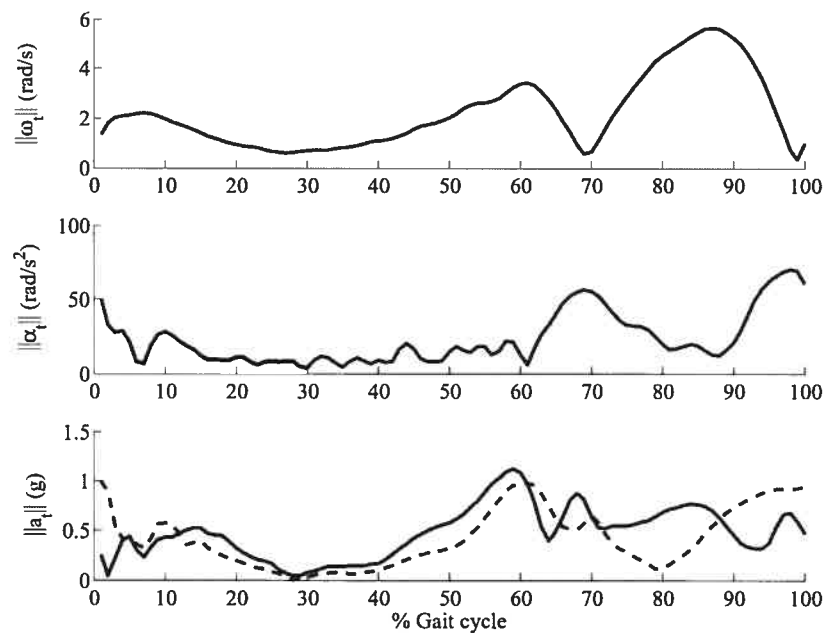


Figure 31 Magnitude of tibial angular velocity ($\|\bar{\omega}\|$), angular acceleration ($\|\bar{\alpha}\|$), and linear accelerations ($\|\bar{a}_{it}\|$, $\|\bar{a}_{et}\|$). Internal acceleration (g) is in solid line whereas external acceleration (g) is in dashed line.

6.2.7. Data analysis

The mean medial lateral (ML), anterior posterior (AP), and proximal distal (PD) accelerometric patterns were calculated along 15 gait cycles. Maximal (Max1, Max2), minimal (Min1, Min2), and range (R1, R2) values occurring during the loading and between preswing to mid-swing phase periods were extracted for statistical analysis (Fig. 32). Therefore, six parameters in three directions (ML, AP, and PD) were analyzed, which represent 18 parameters for each of the tibial and femoral segments (Table 8). The mean knee flexion extension pattern was also calculated to ensure that this latter was comparable to literature and not affected by the knee exoskeleton.

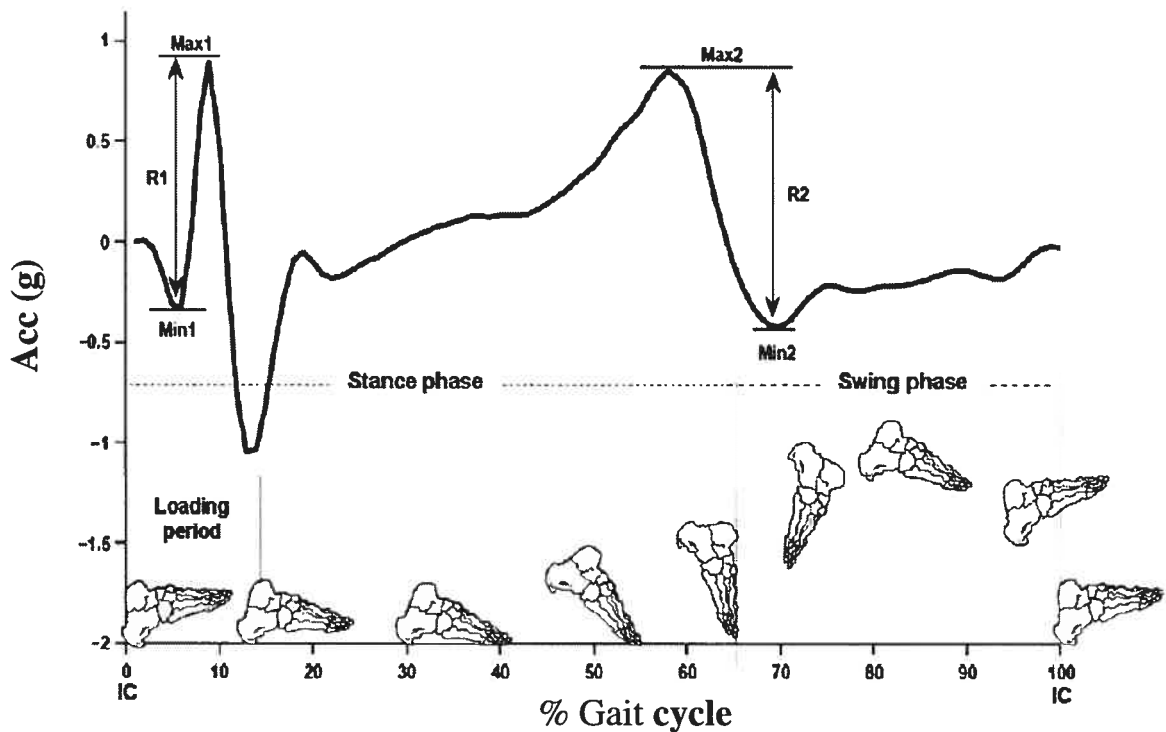


Figure 32 Parameters extracted from a typical mean accelerometric curve. Maximal, minimal, and range values on loading phase (2–12%) and between preswing to mid-swing phase (55–90%) are identified. Initial contact (IC) and toe-off (TO) events are identified.

To determine the capacity of the accelerometric method to discriminate between osteoarthritic and asymptomatic knees, a one-way ANOVA using independent testing on each parameter was used. To see the impact of body weight on accelerometric parameters a one-way ANOVA was done also with subjects' body weight in covariate. A significant P value was set to 0.05.

Tableau 8 Tibial and Femoral acceleration parameters

Acceleration	Loading phase	Preswing to mid-swing phase
Medial lateral (ML)	Max (Max1)	Max (Max2)
	Min (Min1)	Min (Min2)
	Range (R1)	Range (R2)
Anterior posterior (AP)	Max (Max1)	Max (Max2)
	Min (Min1)	Min (Min2)
	Range (R1)	Range (R2)
Proximal distal (PD)	Max (Max1)	Max (Max2)
	Min (Min1)	Min (Min2)
	Range (R1)	Range (R2)

6.3. Results

Figure 33 shows mean flexion extension patterns of OA and asymptomatic groups. Maximal knee flexion of both groups was comparable to the results presented in Kaufmann et al. [53] in which 139 OA patients and 20 healthy subjects were evaluated during level walking.

Figures 34 and 35 show the mean accelerometric gait patterns in ML, AP, and PD directions from internal tibial and femoral accelerations, respectively. In both tibial and femoral accelerations, the differences between asymptomatic and OA groups were limited exclusively to the loading phase period. Eight among 36 parameters were statistically

different between groups, and six were obtained in ML and AP directions. The parameters related to the loading phase period (Max1, Min1, and R1) are summarized in Table 3. For internal tibial accelerations \bar{a}_{ii} , in ML direction, Max1 and R1 showed significant differences between groups. Max1 and R1 were greater in the OA group: 182% (0.48 g vs. 0.17 g) and 88% (1.20 g vs. 0.64 g), respectively. No significant difference was found in AP and PD directions.

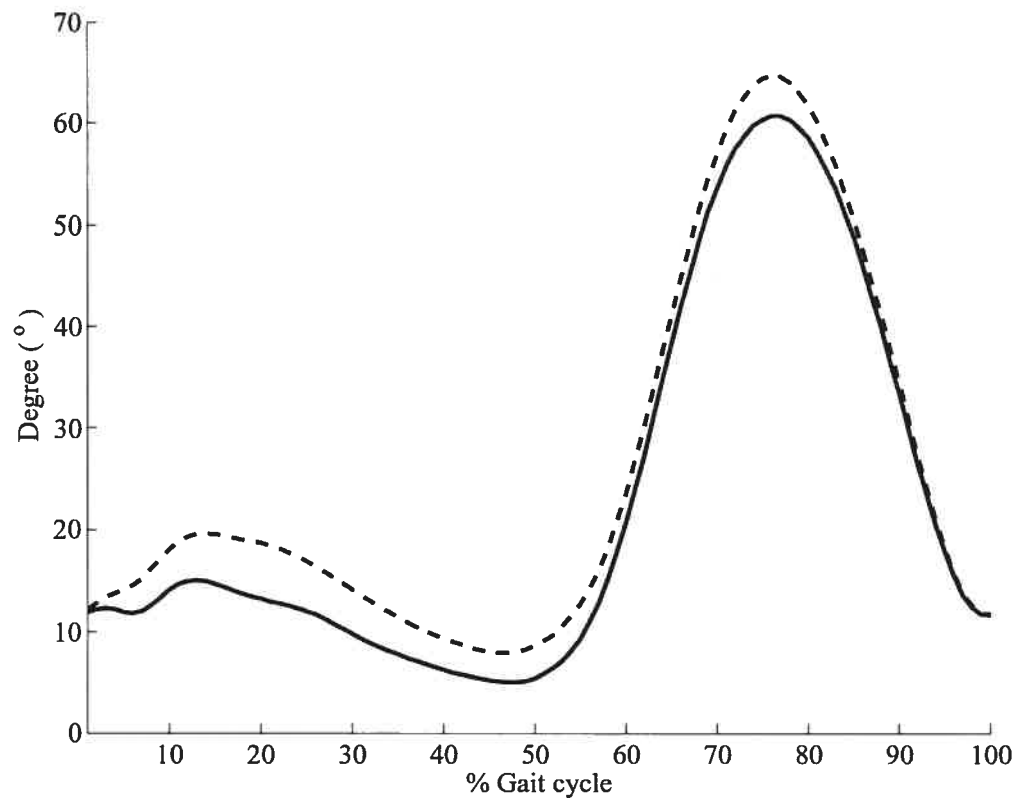


Figure 33 Mean knee flexion extension patterns in degree (°) of OA (solid line, N=9) and asymptomatic (dashed line, N=9) groups during gait.

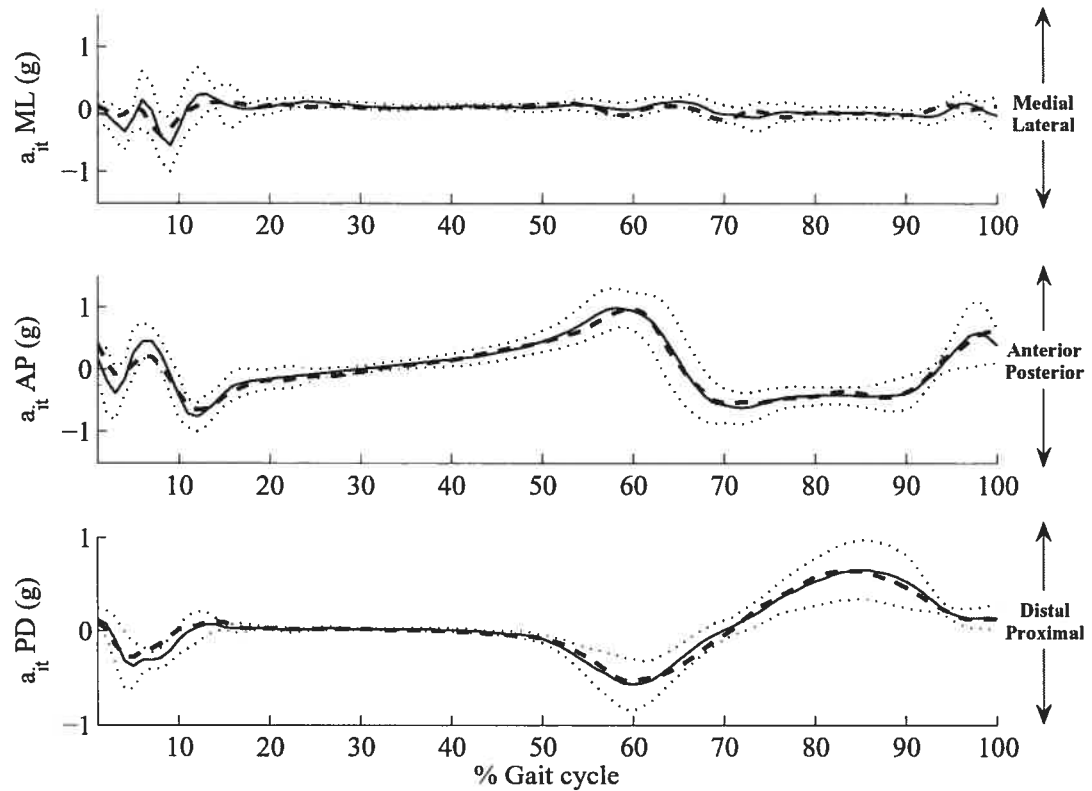


Figure 34 Internal tibial acceleration in ML, AP, and PD directions for knee OA (mean in solid line, standard deviation in dotted line, N=9) and asymptomatic (mean in dashed line, N=9) groups.

For internal femoral acceleration \bar{a}_{if} , in ML direction, Min1 showed significant difference between groups and was 55% greater (0.51 g vs. 0.33 g) in OA group. In AP direction, Max1, Min1, and R1 parameters showed significant differences between groups and were greater in OA group: 163% (1.00 g vs. 0.38 g), 58% (-1.03 g vs. -0.65 g), and 97% (2.03 g vs. 1.03 g), respectively. In PD direction, a significant increase of 47% was noted for Min1 (-0.47 g vs. -0.32 g) and of 72% for R1 (0.55 g vs. 0.32 g) both in OA group.

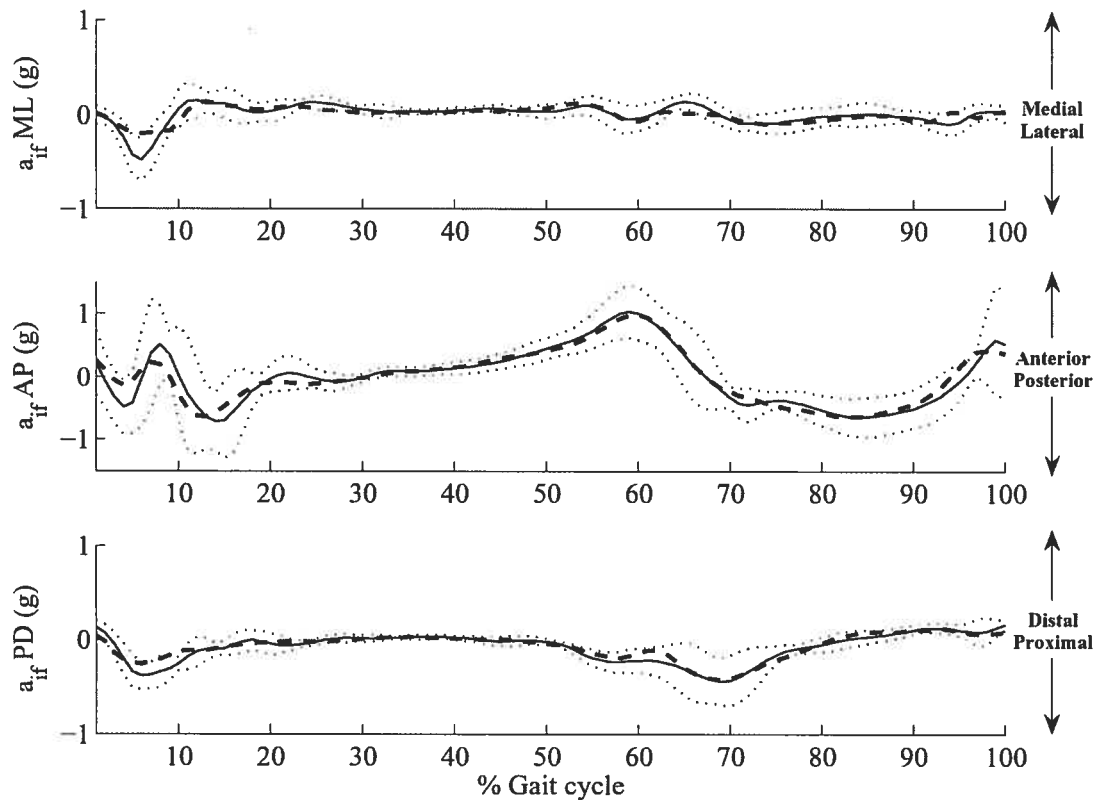


Figure 35 Internal femoral acceleration in ML, AP, and PD directions for knee OA (mean in solid line, standard deviation in dotted line, N=9) and asymptomatic (mean in dashed line, N=9) groups.

External tibial \bar{a}_{et} and femoral \bar{a}_{ef} accelerations have also been analyzed for both groups. Only two parameters (Max1 and R1) showed significant differences for external tibial acceleration in AP direction. The latter were greater for OA group: Max1 was 260% greater with 0.36 g vs. 0.10 g, and R1 was 49% greater with 1.28 g vs. 0.86 g. No significant difference was found for the external femoral acceleration.

Tableau 9 Tibial and femoral acceleration parameters related to the loading phase period

	Max1 (g)		Min1 (g)		R1 (g)	
	Asymptomatic	Osteoarthritis	Asymptomatic	Osteoarthritis	Asymptomatic	Osteoarthritis
Tibia						
ML	0.17 (0.06)	0.48 (0.37) *	- 0.48 (0.18)	- 0.71 (0.35)	0.64 (0.20)	1.20 (0.68) *
AP	0.46 (0.19)	0.55 (0.26)	- 0.72 (0.44)	- 0.90 (0.22)	1.17 (0.49)	1.45 (0.32)
PD	0.12 (0.09)	0.15 (0.15)	- 0.40 (0.20)	- 0.49 (0.17)	0.52 (0.25)	0.63 (0.24)
Femur						
ML	0.18 (0.11)	0.20 (0.17)	- 0.33 (0.07)	- 0.51 (0.21) *	0.51 (0.17)	0.72 (0.33)
AP	0.38 (0.21)	1.00 (0.27) *** [§]	- 0.65 (0.26)	- 1.03 (0.37) * [§]	1.03 (0.31)	2.03 (0.53) ***
PD	0.00 (0.11)	0.08 (0.08)	- 0.32 (0.14)	- 0.47 (0.13) *	0.32 (0.13)	0.55 (0.16) ** [§]

Significant *P* value < 0.05 (*), < 0.01 (**), < 0.001 (***).

Parameters that are still significant when the weight was included as covariate ([§]).

When analyses were done including participants' weight as covariate, internal accelerations showed 3 significant parameters (Table 9) whereas external accelerations were no more significant between groups.

6.4. Discussion and Conclusion

A new accelerometric method has been developed to estimate 3D internal tibial and femoral linear accelerations during gait. This method counteracts the major limitations of traditional accelerometric methods (i.e. sensor fixation, sensor location) by the use of an exoskeleton and the calculation of the acceleration close to knee-joint contact surfaces. The impact of wearing the exoskeleton on knee pain and OA gait patterns has been previously evaluated and revealed that its use does not increase pain and have no effect on spatiotemporal parameters [98]. Nevertheless, its impact on the thigh and shank segments kinematics during gait has never been evaluated.

The objective of this method was to explore accelerometric parameters that have the potential to be different between osteoarthritic and asymptomatic knee during gait. The new method shows a good discriminative capacity of eight parameters that exhibit significant difference between OA and asymptomatic group. When using external accelerations, only two parameters were found significantly different. Moreover, it is interesting to note that these two parameters were different from those found in internal acceleration patterns. This confirms the authors' concerns about the lack of standardization in the location of accelerometers and can explain variability on the results found in previous studies. As noted before, Henriksen et al. [59] found no difference in longitudinal tibial peak acceleration between asymptomatic and osteoarthritic knee. The authors [59] suggested that the lack of difference between groups could be because of the presence of pain in the OA group. In the present study, although all patients had a painful knee during gait evaluation, a significant difference was found between groups in eight parameters. Interestingly, the main differences were not obtained in PD direction but rather in ML and AP directions. This was in agreement with the study of Lafortune [64], who found high tibial acceleration in ML (0.90 g) and AP (1.26 g) directions in a healthy subject during a treadmill gait evaluation. The author [64] recommended ML and AP accelerations for evaluation of tibial loading be taken into consideration. The results obtained from this study in ML and AP directions were lower in magnitude from those reported by Lafortune [64]. The difference between results (i.e. [64] vs. the present study) were possibly because of several aspects: gait velocity (1.5 m/s vs. 0.9 m/s), population characteristics (young vs. elderly), sensor fixation (bone-mounted sensor vs. exoskeleton), and location of the accelerometer (3 cm below the tibial plateaus vs. tibial plateaus).

We believe that the high accelerations estimated in ML and AP directions could be a consequence of both varus lower limb alignment and joint instability present in medial knee OA. Ogata et al. [58] reported an increase in ML acceleration in knee OA during gait. The authors [58] defined the lateral acceleration generated at initial foot contact as

acceleration caused by the varus deformity noted in medial knee of osteoarthritic patients. Their results are in agreement with the present study.

When compared to previous studies, the linear accelerations calculated in this study were estimated at the same functional location for each participant (i.e. tibial plateaus and knee joint center) instead of at an arbitrary location on the segment [23, 29, 58, 59]. By transposing accelerations close to joint contact surfaces we believe that the estimation of linear accelerations is less affected by angular components induced by the movement of segments during gait. However, the estimation of internal acceleration could be affected by the vector joining sensor to bone. Hence, to verify the sensitivity of the method, we introduced a variation of 1-10% in the $\bar{r}_{i \rightarrow e}$ vectors. The results show a difference in 3D acceleration peak magnitude less than 3.6% with a $\bar{r}_{i \rightarrow e}$ variation of 5% and less than 8% with a $\bar{r}_{i \rightarrow e}$ variation of 10%. No modification in 3D accelerometric patterns has been observed.

The present study is also the first to consider the anatomical aspect of OA patients by the use of both a functional calibration method [81] and two-dimension (2D) weight-bearing knee radiography. Nevertheless, the use of 2D knee radiography to translate 3D tibial coordinate system origin from the knee joint centre to tibial plateaus may have induced some misplacement. Moreover, the use of the mean distal translation of the OA group to translate the tibial coordinate system of the AS group may have under estimate differences found in this study. Hence, we believe that the definition of tibial coordinate system origin for both groups could be improved by the use of a 3D imaging technique [102].

The results presented in this study were also affected by the difference in weight between both groups. Since obesity is one of the main factors associated to knee OA, it was difficult to have an equivalent weight between asymptomatic and OA groups. However,

even when statistical analyses were done including weight as covariate, linear internal accelerations continued to show significant differences between both groups.

Although the proposed method still has some limitation, it is very promising in providing new parameters that could be used in the comprehension of knee instability (medial lateral and anterior posterior accelerations) and transmission of shock (proximal distal acceleration) between tibia and femur during gait in knee OA. The accelerometric parameters that are identified here as significantly different from an asymptomatic group have a great potential to be used as follow-up parameters for patients having knee OA in a rehabilitation context.

Acknowledgment

The authors would like to thank the Canadian Institute of Health Research (CIHR), the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC), and the Fond de la recherche en santé du Québec (FRSQ) for their financial support. The authors would also like to thank Gerald Parent and Arnaud Barré for their technical support.

Chapitre 7. Article II

Test–retest Reliability and Minimal Clinical Change Determination for Three-Dimensional Tibial and Femoral Accelerations during Treadmill Walking in Knee Osteoarthritis Patients

This article was published in Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Katia Turcot, Rachid Aissaoui, Karine Boivin, Michel Pelletier, Nicola Hagemester, Jacques A. de Guise, Test–retest Reliability and Minimal Clinical Change Determination for Three-Dimensional Tibial and Femoral Accelerations during Treadmill Walking in Knee Osteoarthritis Patients, In Press, Copyright Elsevier (2008).

Abstract

Objective: To determine the test-retest reliability and the minimal clinical change determination for accelerometric parameters, estimated by a new accelerometric-based method, which estimated three-dimensional (3D) linear accelerations of the tibia and femur during comfortable and fast walking speeds.

Design: Test-retest study.

Setting: Gait laboratory in a research center.

Participants: Twenty-five patients (six males and nineteen females) with symptomatic knee osteoarthritis (OA).

Intervention: Not applicable.

Main Outcomes Measures: Knee OA patients attended two walking sessions in which accelerometers were rigidly fixed by means of an exoskeleton to the femoral and tibial segments. In both sessions, 3D accelerations were collected for 25 s for each of the walking speeds. Mean accelerometric pattern was calculated using 15 gait cycles. From each mean pattern, maximal (*max*), minimal (*min*), and range (*range*) values were extracted from the loading phase period. The root mean square (*RMS*) value was also calculated for every pattern. Relative and absolute reliability were determined using intraclass correlation (ICC) and standard error of measurement (SEM), respectively. Minimal detectable change (MD) was calculated for each parameter as the least significant difference.

Results: Tibial and femoral accelerations showed reliable values across sessions 1 and 2 with ICCs ≥ 0.75 for 96% and 88% of the parameters at comfortable and fast speeds,

respectively. The SEM ranged from 0.01 g to 0.05 g for the *RMS* value and from 0.05 to 0.35 g for *max*, *min*, and *range* point parameters.

Conclusions: The proposed method is the first to have determined the reliability and the MD for tibial and femoral acceleration parameters in knee OA patients during a treadmill walking evaluation. The MD determined in this article will be used to determine improvement or deterioration of knee OA patients following rehabilitation treatment.

Key Words: Accelerations; test-retest reliability; knee osteoarthritis; gait.

7.1. Introduction

In gait analysis, the use of miniature sensors such as accelerometers is an objective method for ambulatory monitoring [103-106], assessment of physical activity level and metabolic energy expenditure [107, 108], and for the quantification of body segment accelerations. [23, 29, 58, 59, 64, 70, 71, 73-75, 109-112] During locomotor activities, the quantification of segmental accelerations allows the evaluation of balance [109] as well as impact transmission between adjacent body segments. [23, 59, 70, 75, 110] The accelerometric patterns as well as peak accelerations are then used to study pathological gait and identify differences between it and a normal one. [23, 29, 58, 71, 113-115]

Using accelerometers, studies have already found differences between normal and pathological gait patterns in knee ligament deficiency [29], painful knees [23], osteoarthritic (OA) knees [58, 115], lower back pain [71], below-knee amputees [114], and fibromyalgia [113] subjects. Nowadays, although accelerometric studies represent an interesting and objective approach to quantify pathological gait patterns, the reliability of segmental accelerations during gait analysis is still not well established. Only a few groups have conducted reliability studies during gait evaluation. [109, 111, 112, 116] Moe-Nilssen [109] and Henriksen et al. [112] evaluated three-dimensional (3D) trunk acceleration patterns using body-mounted accelerometers. The authors [109, 112] reported good test-retest reliability between two walking sessions with ICCs greater than 0.75. The reliability was determined on the acceleration root mean square (*RMS*) value, calculated for medial lateral (ML), anterior posterior (AP), and proximal distal (PD) acceleration patterns. Menz et al. [111] evaluated the reliability of 3D head and trunk acceleration *RMS*. The authors [111] reported good test-retest reliability with ICCs ranging from 0.84 to 0.97 and coefficients of variation lower than 21%. Recently, Kavanagh et al. [116] evaluated the test-retest reliability of lower and upper body accelerations patterns across two walking

sessions. The authors [116] reported coefficients of multiple determination (CMD) (i.e., representation of the variance accounted for within the data) ranging from 0.61 to 0.98.

The studies cited above [109, 111, 112, 116] show that 3D segmental accelerometric patterns exhibit reliable *RMS* values across two testing sessions. However, although specific acceleration parameters, such as maximal or minimal accelerations, are used to discriminate a pathological from an asymptomatic group [23, 29, 58, 71, 114, 115], no study has yet been conducted to determine the reliability of acceleration parameters in a pathological population. In the assessment or for the follow-up of a pathological group of patients, the knowledge of outcome measurement reliability is essential. It enables the quantification of the measurement due to the true variability or due to the measurement error (i.e., instrumentation error, error by the subject, and error by the tester) and, more importantly, determines the minimal difference (MD) that is needed for the measurement to be considered as a “real” change (i.e., clinically significant). In motion analysis, the most common form of reliability study is a test-retest study that consists of an evaluation of the same measures, in a specific population, in two separate testing sessions. Between sessions, the group studied must be in a stable pathological condition.

Using triaxial accelerometers and gyroscopes rigidly fixed on a knee exoskeleton, the method proposed in this study enables the estimation of 3D tibial and femoral linear accelerations close to the knee joint contact surfaces. Using point parameters [minimum (*min*), maximum (*max*), and range (*range*) values] extracted in the stance phase period of gait, this method has already shown its ability to discriminate between asymptomatic and medial OA knees during a treadmill gait evaluation. However, the reliability of this method has to be determined.

Therefore, the purpose of this study is twofold: to determine the test-retest reliability of acceleration point parameters in knee OA patients during a treadmill walking evaluation, and to establish the MD that is needed for each parameter to be considered significant in determining a clinical change. We also explored the influence of acceleration locations, acceleration directions, walking speed, and point parameters versus *RMS* value on the determination of reliability.

7.2. Methods

7.2.1. Subjects

Twenty-five participants (six males and nineteen females) were included in this study. Participants were recruited if they were 50 years or older, and had a painful knee during walking and knee OA diagnosed with the clinical and radiographic criteria developed by Atman et al. [36] The participants were excluded if they had vestibular, neurological, or musculoskeletal disorders, fracture of the lower extremity, rheumatoid arthritis or generalized OA, limp, or any conditions that could affect their capacity to walk on a treadmill. The mean and standard deviation (SD) of the age, weight, and height of the group studied were 63.9 (7.6) years, 80.8 (18.1) kg, and 1.6 (0.1) m, respectively. The study protocol was approved by institutional ethics committees and all patients provided written informed consent prior to commencement of the study.

7.2.2. Study design

The study was designed as a test-retest study. All participants underwent the same gait evaluation protocol twice. A minimum of 6 days and a maximum of 8 days separated

both evaluations. A familiarization session of treadmill walking was undertaken for each patient prior to both evaluations.

7.2.3. Habituation to treadmill walking

This session was conducted to avoid an important source of systematic bias that could be present in a test-retest study and referred to as a learning effect. [117] During the session, the patient was asked to walk on a treadmill at his self-determined comfortable speed without holding handrails. The fast speed was then set 20% higher than the comfortable one. Fifteen minutes of treadmill walking was completed for each patient. The comfortable and fast speeds determined during this session were adjusted, if needed, at the first session of the test-retest study but remained the same for the second evaluation. Both speeds were analyzed in this test-retest study.

7.2.4. Experimental procedures

During evaluations, each patient wore a t-shirt and a pair of shorts to facilitate the equipment installation and testing. Neutral sandals were used to avoid variations in shoe absorption effect.

Prior to the walking evaluation, the patient was weighed and measured, and the equipment fixed. Two triaxial accelerometers (± 5 g) and two triaxial gyroscopes (± 400 °/s) (Physilog, BioAGM, CH) were used to collect tibial and femoral linear accelerations as well as angular velocities, respectively. Rigid bodies were designed to fix and to align the triaxial accelerometer and gyroscope reference system with the rigid body coordinate system. Four reflective markers enabled the determination of the rigid body coordinate system. Two rigid bodies were rigidly fixed on an exoskeleton onto femoral and tibial

segments. The exoskeleton was developed to reduce skin motion artefacts and has been validated in previous studies. [67, 81, 98, 99] A six-camera optoelectronic system (VICON 460, Oxford Metrics) was used to track the position of reflective markers placed onto rigid bodies and onto both malleoli and sacrum.

Femoral and tibial coordinate systems were defined following the functional and postural (FP) calibration method described in Hagemester et al. [81] Using the FP method, at zero-knee flexion position, the femoral and tibial coordinate system origins were both located at the knee joint center (KJC). [81] To estimate tibial accelerations at tibial plateaus level, the authors translated distally the tibial coordinate system origin by a distance d , along its longitudinal axis. The distance d , between the KJC and tibial plateaus, was calculated for each patient using a weight-bearing radiography of the knee and was of 30.3 ± 6.5 mm for the knee OA group of 25 patients.

7.2.5. Gait evaluation

After the calibration process, the patient was instructed to walk at his comfortable and fast speed. The walking speed was in a randomized order between patients, but the order was maintained for each patient during the two sessions. For each walking condition, data was collected for 25 s at a frequency of 120 Hz after a steady-state walk of 2 min.

The gait cycles were determined using Kistler force plates integrated into the treadmill (Adal, TECMACHINE, Medical development). Heel strikes corresponded to instants when the vertical ground reaction forces exceeded 2% of the participant's body weight. Kinetic data was filtered using a fourth-order zero-lag Butterworth filter with a cut off frequency of 30 Hz. Markers' trajectories were filtered with an automatic singular spectrum analysis (SSA) using a window length of 10. [100]

7.2.6. Estimation of tibial and femoral accelerations

The 3D accelerations measured by the two 3D accelerometers were aligned and expressed with respect to their corresponding anatomical tibial and femoral coordinate systems using a modelling approach. Average acceleration patterns in ML, AP, and PD directions were calculated along 15 gait cycles. From those patterns, *max*, *min*, and *range* parameters detected during the loading phase period (2–12% of the gait cycle) have been extracted for statistical analysis. The *RMS* value was also calculated for each of the 3D femoral and tibial acceleration patterns. Therefore, three point parameters (*max*, *min*, *range*) in three directions (ML, AP, and PD) as well as the *RMS* value were analyzed, representing a total of 24 parameters for both tibial and femoral segments.

Retest followed exactly the same procedure as the first evaluation.

7.3. Statistical analysis

To ensure that no systematic bias (i.e., learning effect) was present between sessions 1 and 2, two-tailed paired *t*-tests were calculated for each parameter.

To quantify test-retest reliability, the relative and absolute reliability indexes were considered. Relative reliability was calculated using ICCs and 95% confidence intervals (CI) related to ICCs. The two-way random ICC model (i.e., ICC 2,k) was chosen and preferred to models 1,k and 3,k as it considers both the systematic and random errors and, could be generalized to other raters. [118] The model 2,k is represented by the following equation (Eq. 1)

$$ICC(2,k) = \frac{MS_s - MS_E}{MS_s + \frac{k(MS_T - MS_E)}{n}} \quad (1)$$

where MS_s represents the subjects' mean square, MS_E the error mean square, MS_T the trials mean square, k the number of trials, and n the number of subjects.

Absolute reliability was calculated with the SEM referred to as the typical error of measurement. [119] To avoid the influence of the ICC in the calculation of the SEM, the square root of the mean square error (MSE) was used (Eq. 2). [120]

$$SEM = \sqrt{MSE} \quad (2)$$

The SEM has been used to calculate the MD needed to be considered significant (Eq. 3). [121] Similar to the SEM, the MD value is in the unit of interest and represents 95% CI, due to which the authors are confident that the patient's score has really changed.

$$MD = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2} \quad (3)$$

7.4. Results

The comparison of means of the test and retest, using two-tailed paired *t*-tests, revealed no systematic bias between both sessions for 22 parameters out of 24 at a comfortable speed (Table 10) and for any parameter at a fast speed (Table 11).

Relative and absolute indexes of reliability were calculated for 3D tibial and femoral accelerations estimated during comfortable and fast walking trials. All patients ($n = 25$) completed the walking trial at a comfortable speed (0.85 ± 0.20 m/s), whereas 20 patients completed the trial at a fast one (1.02 ± 0.23 m/s). Acceleration parameters (*max*, *min*, *range*) as well as *RMS* values that were estimated at comfortable and fast walking speeds are summarized in Tables 10 and 11, respectively.

7.4.1. Relative reliability

The ICCs and respective 95% (CI) calculated for the 3D tibial and femoral accelerations parameters (*max*, *min*, *range*) and *RMS* values are summarized in Tables 10 and 11.

At a comfortable walking speed, both tibial and femoral accelerations achieved high test-retest reliability coefficients in 23 parameters out of 24 with ICCs \geq than 0.75 and ranging from 0.76 to 0.97. Only one parameter (i.e., ML *max* for tibia) had lower reliability coefficients with an ICC of 0.64.

At fast speed, high test-retest reliability coefficients were also found in 21 parameters out of 24 with ICCs ranging from 0.77 to 0.98. Three parameters (i.e., ML *max* for tibia and femur and PD *max* for femur) had lower reliability with ICCs ranging from 0.63 to 0.68.

Tableau 10 Mean, standard deviation (SD), ICCs (95 % CI), paired t-tests, SEM and MD calculated for tibial and femoral accelerations estimated during the gait trial at comfortable speed.

Tibial parameters	Test, Acceleration (g)		Retest, Acceleration (g)		Paired <i>t</i> -test	ICC (2,2)	95% CI			
	Mean	SD	Mean	SD			Low	High	SEM (g)	MD (g)
ML <i>max</i>	0.39	0.29	0.37	0.22	0.78	0.64	0.17	0.84	0.19	0.53
ML <i>min</i>	-0.72	0.31	-0.70	0.27	0.78	0.88	0.73	0.95	0.14	0.38
ML <i>range</i>	1.11	0.55	1.08	0.45	0.68	0.80	0.54	0.91	0.29	0.81
ML <i>RMS</i>	0.20	0.07	0.21	0.07	0.78	0.94	0.85	0.97	0.02	0.07
AP <i>max</i>	0.61	0.25	0.62	0.23	0.82	0.76	0.45	0.90	0.15	0.42
AP <i>min</i>	-0.95	0.47	-1.07	0.45	0.04	0.89	0.73	0.95	0.19	0.54
AP <i>range</i>	1.56	0.58	1.69	0.60	0.05	0.90	0.77	0.96	0.24	0.67
AP <i>RMS</i>	0.56	0.17	0.58	0.17	0.11	0.97	0.93	0.99	0.04	0.11
PD <i>max</i>	0.14	0.14	0.14	0.10	0.72	0.87	0.71	0.94	0.06	0.16
PD <i>min</i>	-0.54	0.18	-0.54	0.16	0.95	0.92	0.82	0.97	0.06	0.18
PD <i>range</i>	0.67	0.26	0.68	0.21	0.73	0.92	0.81	0.96	0.09	0.26
PD <i>RMS</i>	0.36	0.09	0.37	0.09	0.29	0.97	0.93	0.99	0.02	0.07

Femoral parameters	Test, Acceleration (g)		Retest, Acceleration (g)		Paired <i>t</i> -test	ICC (2,2)	95% CI			
	Mean	SD	Mean	SD			Low	High	SEM (g)	MD(g)
ML <i>max</i>	0.22	0.20	0.26	0.17	0.30	0.77	0.48	0.90	0.11	0.31
ML <i>min</i>	-0.52	0.20	-0.50	0.18	0.55	0.86	0.68	0.94	0.09	0.26
ML <i>range</i>	0.74	0.31	0.76	0.30	0.57	0.90	0.76	0.95	0.13	0.37
ML <i>RMS</i>	0.16	0.05	0.16	0.04	0.73	0.83	0.62	0.93	0.02	0.07
AP <i>max</i>	0.87	0.32	0.87	0.43	0.90	0.88	0.72	0.95	0.18	0.50
AP <i>min</i>	-0.89	0.40	-1.03	0.45	0.04	0.82	0.57	0.92	0.23	0.63
AP <i>range</i>	1.76	0.62	1.89	0.80	0.20	0.86	0.70	0.94	0.35	0.96
AP <i>RMS</i>	0.60	0.17	0.61	0.18	0.36	0.96	0.90	0.98	0.05	0.14
PD <i>max</i>	0.08	0.10	0.06	0.10	0.13	0.84	0.63	0.93	0.05	0.14
PD <i>min</i>	-0.51	0.17	-0.52	0.16	0.45	0.89	0.75	0.95	0.07	0.21
PD <i>range</i>	0.58	0.19	0.58	0.18	0.82	0.88	0.73	0.95	0.09	0.24
PD <i>RMS</i>	0.23	0.08	0.23	0.08	0.75	0.96	0.91	0.98	0.02	0.06

Tableau 11 Mean standard deviation (SD), ICCs (95 % CI), paired t-tests, SEM and MD calculated for tibial and femoral accelerations estimated during the gait trial at fast speed.

Tibial parameters	Test, Acceleration (g)		Retest, Acceleration (g)		Paired <i>t</i> -test	ICC (2,2)	95% CI		SEM (g)	MD (g)
	Mean	SD	Mean	SD			Low	High		
<i>ML max</i>	0.41	0.28	0.39	0.29	0.83	0.68	0.17	0.87	0.20	0.56
<i>ML min</i>	-0.67	0.28	-0.69	0.29	0.67	0.83	0.56	0.93	0.16	0.44
<i>ML range</i>	1.07	0.52	1.09	0.55	0.90	0.77	0.41	0.91	0.33	0.93
<i>ML RMS</i>	0.19	0.07	0.19	0.06	0.73	0.91	0.78	0.96	0.03	0.07
<i>AP max</i>	0.58	0.28	0.61	0.17	0.48	0.77	0.43	0.91	0.14	0.40
<i>AP min</i>	-0.96	0.39	-0.94	0.39	0.84	0.85	0.63	0.94	0.20	0.55
<i>AP range</i>	1.53	0.60	1.55	0.49	0.79	0.88	0.69	0.95	0.26	0.72
<i>AP RMS</i>	0.52	0.16	0.51	0.15	0.37	0.98	0.95	0.99	0.03	0.08
<i>PD max</i>	0.14	0.11	0.16	0.10	0.24	0.80	0.51	0.92	0.06	0.17
<i>PD min</i>	-0.46	0.20	-0.47	0.17	0.38	0.94	0.86	0.98	0.06	0.17
<i>PD range</i>	0.60	0.26	0.64	0.22	0.31	0.87	0.69	0.95	0.11	0.31
<i>PD RMS</i>	0.32	0.10	0.32	0.10	0.64	0.98	0.95	0.99	0.02	0.06

Femoral parameters	Test, Acceleration (g)		Retest, Acceleration (g)		Paired <i>t</i> -test	ICC (2,2)	95% CI		SEM (g)	MD(g)
	Mean	SD	Mean	SD			Low	High		
<i>ML max</i>	0.18	0.13	0.25	0.17	0.15	0.63	0.19	0.84	0.11	0.30
<i>ML min</i>	-0.46	0.20	-0.49	0.20	0.50	0.91	0.80	0.96	0.08	0.23
<i>ML range</i>	0.64	0.32	0.74	0.34	0.15	0.86	0.69	0.94	0.16	0.44
<i>ML RMS</i>	0.14	0.04	0.15	0.03	0.08	0.94	0.85	0.97	0.01	0.04
<i>AP max</i>	0.83	0.38	0.83	0.26	0.55	0.83	0.61	0.92	0.18	0.50
<i>AP min</i>	-0.88	0.38	-0.91	0.44	0.48	0.83	0.63	0.93	0.21	0.58
<i>AP range</i>	1.71	0.71	1.75	0.63	0.58	0.91	0.81	0.96	0.26	0.72
<i>AP RMS</i>	0.54	0.16	0.53	0.17	0.49	0.97	0.92	0.98	0.04	0.11
<i>PD max</i>	0.07	0.10	0.06	0.09	0.17	0.64	0.20	0.84	0.06	0.17
<i>PD min</i>	-0.44	0.13	-0.45	0.15	0.62	0.87	0.70	0.94	0.07	0.19
<i>PD range</i>	0.51	0.16	0.51	0.12	0.61	0.78	0.48	0.90	0.10	0.26
<i>PD RMS</i>	0.20	0.07	0.19	0.07	0.35	0.96	0.91	0.98	0.02	0.06

7.4.2. Absolute reliability

The SEM was generally low for tibial and femoral accelerations (Tables 1 and 2). The *max* parameters varied from 0.06 g to 0.87 g with SEM ranging from 0.05 to 0.20 g. The *min* parameters varied from -0.44 g to -1.07 g with SEM ranging from 0.06 to 0.23 g. The *range* parameters varied from 0.51 g to 1.89 g with SEM ranging from 0.09 to 0.35 g. The *RMS* values varied from 0.14 g to 0.61 g with SEM ranging from 0.01 to 0.05 g.

7.4.3. Minimal difference

The MD was calculated for each parameter and is presented in Tables 1 and 2. The MD calculated for *max*, *min*, and *range* at a comfortable walking speed varied from 0.14 g to 0.96 g, whereas at a fast walking speed MD varied from 0.17 g to 0.93 g. The *RMS* values presented MD ranging from 0.04 g to 0.14 g.

7.5. Discussion

The purpose of this study was twofold: first, to determine the test-retest reliability of a new accelerometric-based method in knee OA patients during comfortable and fast walking speeds, and second, to determine the MD needed to be considered significant in acceleration parameters with a future clinical perspective. Relative reliability was determined using ICC (2,k) and CI (95%), whereas absolute reliability was determined using SEM. The minimal difference needed in accelerometric parameter values to obtain a clinical change, was assessed using the minimal difference equation..

To standardize the source of variations between sessions 1 and 2, we added a treadmill walking habituation period of 15 min prior to the two walking sessions. This period has been necessary to familiarize patients with the instrumentation as well as with the treadmill gait walking. Although variation in walking speed was not significantly different between the habituation period and the first session ($P = 0.12$), 12 patients had modest adjustments in walking speed in the first session, which confirms the reduction of a learning effect. In fact, two-tailed paired t -tests demonstrate and confirm that there is no significant difference between sessions 1 and 2 in almost all parameters (92% at a comfortable speed and 100% at a fast speed).

During gait evaluation, tibial and femoral accelerations were estimated in three directions using triaxial accelerometers and gyroscopes. This method introduced the estimation of 3D linear acceleration parameters close to joint contact surfaces using external miniature sensors. The authors chose to establish the test-retest reliability in 18 specific point parameters defined as the maximal, minimal, and range values extracted from each of the mean acceleration pattern as well as from the *RMS* values (6 additional parameters for a total of 24). In our point of view, specific point parameters (i.e., *max*, *min*, *range*) have a greater potential to characterize knee OA gait pattern than *RMS* or waveform. In fact, in a previous study, similar point parameters have shown significant differences between an OA and an asymptomatic knee during a similar comfortable walking testing [115].

Results of the present study showed reliable tibial and femoral accelerations in ML, AP, and PD directions across sessions 1 and 2 with ICCs ≥ 0.75 for 96% and 88% of all point parameters and *RMS* values at comfortable and accelerated speeds, respectively. In the study of Kavanagh et al.[116], the authors investigated the influence of the accelerometer location, acceleration direction, and walking velocity on the reliability results. They concluded [116] that the reliability of segmental accelerations was significantly influenced by all those factors with greater reliability for the shank segment,

the PD direction, and the accelerated walking speed. Similar to Kavanagh et al. [116], accelerations in three directions (i.e., ML, AP, and PD) were considered here. However, only two segments (i.e., tibia and femur) and two walking speeds (i.e., comfortable and fast) were evaluated. The influence of acceleration direction, walking speed, as well the influence of the determination of reliability onto acceleration parameters or *RMS* values was also analyzed in the present study, and is illustrated in Fig. 36. Compared to the study of Kavanagh et al. [116], no significant differences were observed in acceleration direction ($P = 0.10$), even though ML direction presents lower mean ICC (ICC = 0.82) than AP (ICC = 0.88) and PD (ICC = 0.88). Regarding accelerometer location, no difference has been found between tibial and femoral segments ($P = 0.82$). This can be explained by the proximity of tibial and femoral accelerations estimated in the present study compared to the greater distance between accelerometers in [116]. No influence in walking speed has been found ($P = 0.40$) with mean ICCs of 0.87 and 0.85 for comfortable and fast speed, respectively. In this study, the fast walking speed was 20% more than the comfortable one, whereas in [116] it was 36% higher. Finally, significant difference ($P < 0.001$) was found between the determination of reliability coefficients for specific parameters (*max*, *min*, and *range*) compared to *RMS* values. Although excellent ICCs were obtained in almost all parameters, greater reliability coefficients were found in the *RMS* values with a mean ICC of 0.95 compared to a mean ICC of 0.83 in point parameters (*max*, *min*, and *range*). Consequently, although the mean accelerometric pattern had the same *RMS* values across two walking sessions, differences were detected in peak accelerations. Hence, the ICCs and SEM determined for acceleration patterns could not be extrapolated to specific point parameters, but had to be determined.

The second objective was to determine the MD in all acceleration parameters and *RMS* values for both tibial and femoral segments. Once the MD is determined, any variation in patient's acceleration parameters and *RMS* value either above or below the previous score, and larger than the MD, will be considered as a significant change. Hence, the MD represents an essential index in clinical study to quantify the patient's improvement

or deterioration following an intervention such as a rehabilitation treatment. The MD is mainly influenced by the SEM value. Therefore, an important measurement error indicates that a greater change in the measurement is necessary to obtain a clinically significant change. In the present study, the SEM ranged from 0.01 g to 0.35 g and varied according to acceleration directions and magnitude of the signal.

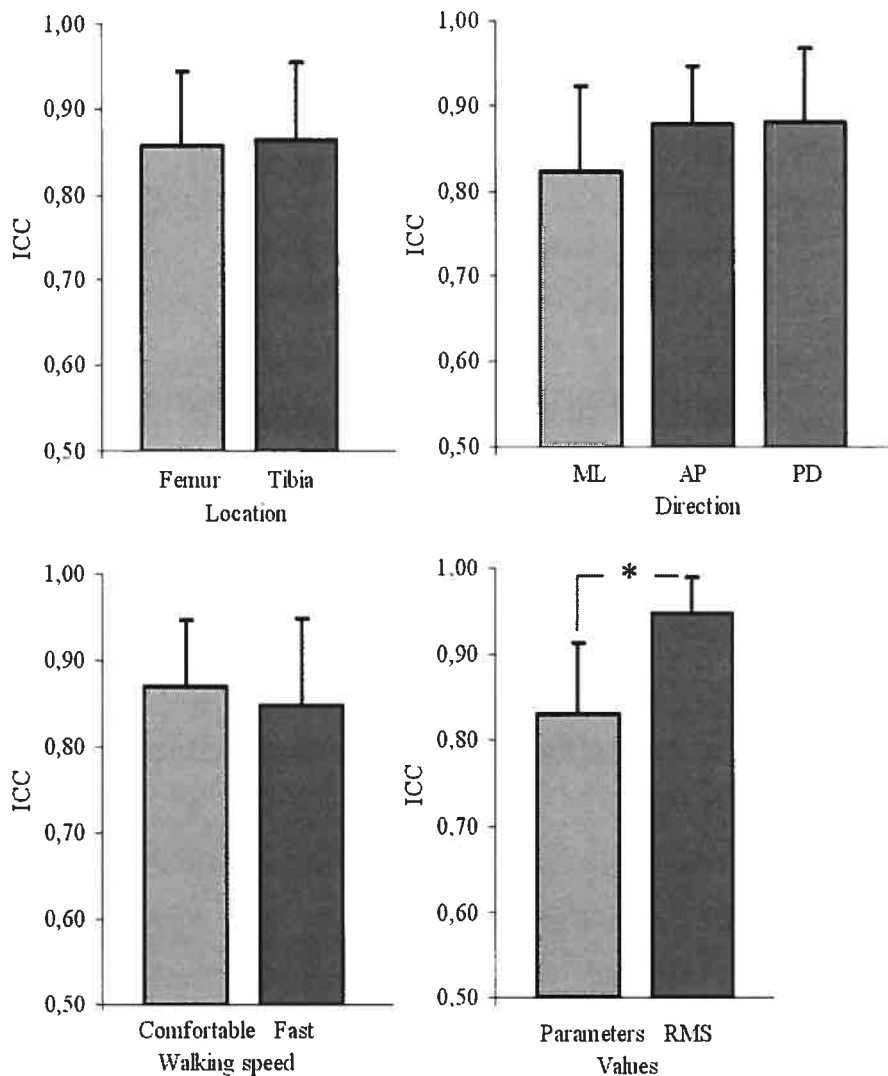


Figure 36 Mean ICCs for (a) Location, (b) Direction, (c) Walking speed and (d) Values. Error bars represent one standard deviation of the mean. Significant difference ($P < 0.05$) is indicated by *.

Surprisingly, although the ML acceleration parameters represented the signal of the lower magnitude, important MD were obtained. This suggested greater measurement variability in ML acceleration. This was confirmed with the lowest ICCs found in ML direction compared to AP and PD directions. Within accelerations estimated in AP and PD directions, as lower MDs are established, smaller changes in acceleration magnitude will be needed to detect a significant change.

To our knowledge, the proposed method here is the first to have determined the reliability of, and the MD in, tibial and femoral accelerometric parameters in knee OA patients during a treadmill walking evaluation. The accelerometric parameters that presented ICCs ≥ 0.75 considered as excellent reliability coefficients [122], and low SEMs have the potential to be used as follow-up indexes for knee OA patients. The MD would be used to determine patient improvement or deterioration. The results found in this study could not, however, be generalized to other pathological populations as well as other tasks.

Chapitre 8. Article III

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

Katia Turcot, Rachid Aissaoui, Karine Boivin, Michel Pelletier, Nicola Hagemester, Jacques A. de Guise.

**ARTICLE ACCEPTÉ AVEC CORRECTIONS DANS LA REVUE : OSTEOARTHRITIS AND
CARTILAGE**

Abstract

Objective: Joint loading and instability are two biomechanical factors which contribute to the pathogenesis of knee osteoarthritis (OA). The increase in dynamic joint loading during gait has been recently linked with pain relief in OA subjects. Conversely, muscles strengthening have been related with an increase in knee absorbing and stabilization capacities. The purpose of this study is to determine the responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis subjects after a treatment combining pain reduction and muscles strengthening.

Method: Twenty four patients with medial knee OA were included in this study. They had clinical and gait evaluations before and after 12 weeks of treatment. Three-dimensional linear knee accelerations, quadriceps and hamstring isometric strength and WOMAC pain were quantified, and compared between both evaluations. Nine asymptomatic subjects participated in this study for gait comparison.

Results: A significant increase in quadriceps ($P < 0.001$) and hamstring ($P = 0.006$) strength were seen after treatment. The WOMAC Index of pain had shown significant reduction after the treatment ($P < 0.001$). For acceleration parameters, a significant reduction of the anterior-posterior (AP) knee acceleration peak ($P = 0.02$) had been detected, but no difference for both distal and lateral knee acceleration peak were presented after the treatment.

Conclusion: The present study demonstrates that the estimation of knee acceleration parameters is sensitive to changes in knee OA gait after a physiotherapy treatment. This study also indicates that a treatment of 3 months which combines therapeutic and physical

fitness program could have benefits on knee OA by increasing AP knee stability and prevent joint overload during gait.

Keywords: knee osteoarthritis (OA); acceleration responsiveness; gait; muscle strength; pain relief; therapeutic and physical fitness treatment.

Running title: Acceleration responsiveness in knee OA follow-up

8.1. Introduction

Osteoarthritis (OA) of the knee is a prevalent musculoskeletal disorder in the life of older adults [18]. Symptomatic knee OA occurs approximately in 6% of the population older than 30 years old and it increase between 10 to 15% over 60 years old [123]. Knee OA is clinically characterized by joint stiffness and pain which lead to a decline in physical function [124]. Systemic risk factors, such as age and sex, are known to influence the development of knee OA. Recently, abnormal dynamic joint loading and muscles weakness have been identified as biomechanical risk factors of the pathology [20].

As there is no cure for knee OA, current treatments focussed on the control of pain symptoms rather than on factors associated with OA disease. However, pain relief has been recently associated with an increase in joint loading during dynamics activities [57, 125-128]. The inverse correlation between joint loading and pain has been identified as a consequence of the loss of protective mechanisms associated with pain. For instance, the presence of pain during walking will lead OA subjects to modify their movement strategies with the aim of reducing symptoms. Pain relief could then be damaging on knee joint by removing the protecting mechanisms associated with pain and, hence, increasing loads on affected tissues.

Muscles weakness is an important biomechanical factor related to knee OA development and progression. Counteract muscles weakness by muscles strengthening have shown benefits during gait by the reduction of joint loading [129]. Nevertheless, a recent study conducted by Thorstensson et al. [130] reported no change in joint loading on subjects with early knee OA (that is, Kellgren and Lawrence grade of 1), following an exercise program of 8 weeks. It was concluded that muscles strengthening may not have further beneficial effect for subjects with early OA disease severity. Further research is needed to clarify the relation between muscles strength and joint loading [20].

Knee joint instability is another biomechanical factor presents in OA population. Joint instability is caused by several factors, including loss of cartilage, chronic capsuloligamentous stretching, and combinations of ligamentous, meniscal, muscular, and capsular pathology [131]. All these factors affect the joint congruency [132], and have a great impact on the stability of the knee during loading tasks such as gait. For instance, a larger muscular force from the quadriceps will be required to act as a stabilizer of the knee during gait with the presence of instability [131]. However, the quadriceps weakness in knee OA will compromise the joint stability, and will alter the normal gait pattern. In fact, some studies have reported differences between osteoarthritic and normal knees during gait, noting greater knee adduction moment [54, 133] and joint instability [58, 133] in OA subjects. However, other studies found no significant difference between normal and osteoarthritis gait in knee adduction moment [127, 134]. Discrepancies in the aforementioned studies, could be due to several methodological aspects such as subjects' inclusion criteria and gait velocity, which differed among groups [133].

Osteoarthritis gait patterns are mainly characterized by knee adduction moments used as an estimation of joint loading. The knee adduction moment leads the knee in a varus position, increasing load on the medial tibiofemoral compartment [124]. High adduction moments during gait will than enhance joint loading and also contribute to an increase in knee joint instability [135]. Though knee instability is well recognised clinically in OA subjects [133, 136], functional knee instability during gait is still not well-quantified. During gait, knee instability refers to either knee buckling, shifting, or giving way [137] and typically occurs in weight acceptance phase when knee flexion occurs; it is usually owing to quadriceps weakness [137].

Until now, the identification and follow-up of OA risk factors have been limited to the lack of reliable, non-invasive methods which allow the quantification of changes in knee joint morphology [124]. Hence, the development of methods which enables the

quantification of biomechanical factors associated with knee OA during functional tasks, such as gait, could enhance the comprehension of the pathology.

The normal function of the knee joint during gait is determined by the interaction between the passive constraints of the joint (i.e.: joint contact surfaces, function of the ligaments and menisci) and the forces acting on the joint (i.e.: muscle generated) [138]. Therefore, the alteration of one or several components of the knee joint will compromise the normal function of the knee during gait.

During gait analysis, both knee instability and loading transmission between adjacent bodies segments have been quantified using accelerometers, and which have demonstrated great outcome potentials by distinguish OA from normal gait patterns [23, 29, 64, 70, 80]. Besides knee joint moments, we believe that the estimation of relative linear accelerations between femoral and tibial segments could bring new insights on knee OA evaluation and follow-up, especially on joint instability [29, 58, 80] in medial lateral (ML) and anterior-posterior (AP) directions, as well as on the loading transmission [70] between tibial and femoral segments in proximal distal (PD) direction.

Therefore, the purpose of this study is to investigate whether 3D relative accelerations between femoral and tibial segments are responsive to gait change in subjects with medial knee OA after a physiotherapy treatment.

As OA treatments should not only focus on pain management, but also on muscle strengthening [139], the proposed physiotherapy treatment combined both the reduction of pain symptoms and muscles strengthening.

8.2. Methods

8.2.1. Subjects

In this study, 24 subjects (six men and eighteen women) with knee pain and radiographic evidence of medial tibiofemoral OA were included. The average and standard deviation (SD) of age, weight, body mass index (BMI), and height were 64.2 (7.7) years, 78.7 (18.3) kg, 30.3 (4.7) kg/m², and 1.60 (0.1) m, respectively. Knee OA was diagnosed according to the clinical and radiographic criteria defined by Altman et al. [140]. Subjects were classified in term of OA disease severity using the conventional radiographic grading system developed for knee OA by Kellgren and Lawrence (KL) [141, 142]. They had weight-bearing anteroposterior radiographs of the knees in full extension, which had been read by the same radiologist. Of 24 OA subjects, 22 had a predominant medial tibiofemoral knee OA, whereas two had an equal grade in both lateral and medial compartments. Osteoarthritis (OA) subject had a mean knee functional varus angle of 3.8 (4.9)° which was defined using the definition of the lower body coordinate systems proposed by Hagemester et al. [81].

This study excluded subjects having disorders, such as vestibular, neurological, or musculoskeletal disorders, fracture of the lower extremity, rheumatoid arthritis, or generalized osteoarthritis, limp or any conditions that could affect their capacity to walk on a treadmill, or on their rehabilitation. Nine asymptomatic subjects participated as a comparison group. The average age, weight, BMI, and height were 66 (7.3) years, 65.2 (15.0) kg, 24.0 (4.0) kg/m², and 1.64 (0.1) m, respectively. The asymptomatic subjects were evaluated by a physician and were excluded if they had orthopaedic (joint fracture, joint laxity, osteoarthritis, arthritis) or neurological problems that could affect their gait pattern. The study protocol was approved by institutional ethics committees and both OA and

asymptomatic subjects provided written informed consent before the beginning of the study.

8.2.2. Physiotherapy treatment

Subjects with OA participated in physiotherapy, supervised by an experienced physiotherapist, twice weekly for 12 weeks. This therapy aimed at reducing knee pain and improving the subject's functional status in activities of daily living. Every treatment lasted about an hour and included manual therapy, proprioceptive exercises, and muscle strengthening, which were based on the recommendations of O'Grady et al. [143]. A global description of the physiotherapy treatment is outlined as follows:

- Aerobic exercises (10–15 min) combining treadmill walking and stationary cycling
- Manual therapy, including patella mobilization, stretching, and massage
- Physiotherapy modalities, including therapeutic ultrasound (if needed)
- Balance and proprioceptive exercises, including progressive tasks on a proprioceptive board and stabilization exercises on ball
- Strengthening exercises including isometric quadriceps contraction and half squat
- Therapeutic modalities if needed (i.e., ice, knee tape)

8.2.3. General testing procedure

All OA subjects had a clinical testing and two gait evaluations just before physiotherapy treatment. Both gait evaluations were separated by 6–8 days and were conducted to ensure that no significant difference existed between sessions. A maximum of two weeks after the treatment, OA subjects had another similar clinical testing and gait evaluation. The comparison group attended two gait evaluations separated by 6–8 days.

8.2.4. Clinical testing

The Western Ontario McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) was used to assess the 3D of pain, joint stiffness, and disability before and after the treatment. The 3.1 French version of the WOMAC Index, using the 100-mm visual analogue scale format was used. In the present study, the authors focused only on the dimension of pain, which includes five questions regarding the level of knee pain during the last 48 hours for walking, going up or down stairs, standing, the night in bed, sitting or lying.

The maximal isometric strength of quadriceps and hamstring muscles was assessed using a manual dynamometer (Lafayette Electronic Manual Muscle Tester, Lafayette Instrument, Lafayette, USA) and the belt-resisted method [85]. The patient was seated with the hips and knees flexed to 90°. Velcro straps were used to secure the thigh. The subject was instructed to perform a maximal isometric muscle contraction (i.e. quadriceps or hamstring). Three consecutive trials were performed for each patient for each muscle group. The maximal isometric strength kept for further analysis was obtained from the mean of the three trials. The mean strength measured in Newton (N) was normalized in N/kg with respect to the patient's weight. The ratio between quadriceps and hamstring muscles was then calculated.

8.2.5. Gait evaluation

All subjects underwent gait analysis with the aim of estimating 3D tibial and femoral linear accelerations close to joint contact surfaces (i.e.: tibial plateaus and, knee joint center). Subjects were instructed to walk on an instrumented treadmill (ADAL, Med. Development, France) at the same self-selected comfortable speed for each evaluation. A trial of 25 s was collected after a steady-state gait was reached. Tibial and femoral

accelerations were collected using two triaxial accelerometers (± 5 g) (Physilog, BioAGM, CH), which were fixed on rigid bodies [144], via an exoskeleton [81]. Reflective markers were used to enable the definition of lower body coordinate systems [81]. Four reflective markers were fixed on femoral and tibial rigid bodies. Additional markers were fixed on lateral and medial malleoli, and on the sacrum. Their positions were tracked using a six-camera optoelectronic system (VICON 460, Oxford Metrics). The data was collected simultaneously at a sampling frequency of 120 Hz.

The definition of tibial and femoral coordinate systems was based on the functional and postural approach (FP method) proposed by Hagemester et al. [81]. Using the FP method, at zero-knee flexion, femur, and tibia coordinate system origins are both located at the knee joint center (KJC) which is close to the trans-epicondylar line [81]. Owing to the above mentioned reason, and as earlier defined in [144], the authors translated distally the tibial coordinate system with the aim of estimating tibial accelerations close to the tibial plateaus. For subjects with knee OA, the distal translation was calculated by the use of knee radiographs. First, two parallel lines were drawn: one passing through the tibial plateaus and another passing through the midpoint of the medial condyle. Then, the distance between both parallel lines, at the point passing through intercondylar eminence of the tibia and intercondylar fossa of the femur, was identified as the distance d and used to translate the tibia coordinate system axes along its longitudinal axis. The average distance between knee joint center and tibial plateaus for the OA group was about 30.1 ± 6.6 mm. For ethic considerations, no radiography was used for the asymptomatic group. Therefore, the average distance calculated for the OA group was used (i.e., 31 mm).

Linear accelerations measured at rigid bodies (\vec{a}_e) during the data collection were expressed in tibial and femoral coordinate systems by means of FP method [81], and subsequently, estimated close to joint contact surfaces (\vec{a}_i) [144] (Figure 37). This method has shown good test-retest reliability during gait in OA subjects [145]. Later, tibial and femoral accelerations have been used to calculate 3D relative accelerations of femur with

respect to tibia segment both oriented in the tibial coordinate system. The relative acceleration in PD direction represents an estimation of the loading transmission between tibial and femoral segments, whereas ML and AP accelerations represent an estimation of the instability of the knee joint in ML and AP directions. Positive accelerations were directed in medial, anterior, and distal directions, respectively. Negative accelerations were directed in lateral, posterior, and proximal directions, respectively.

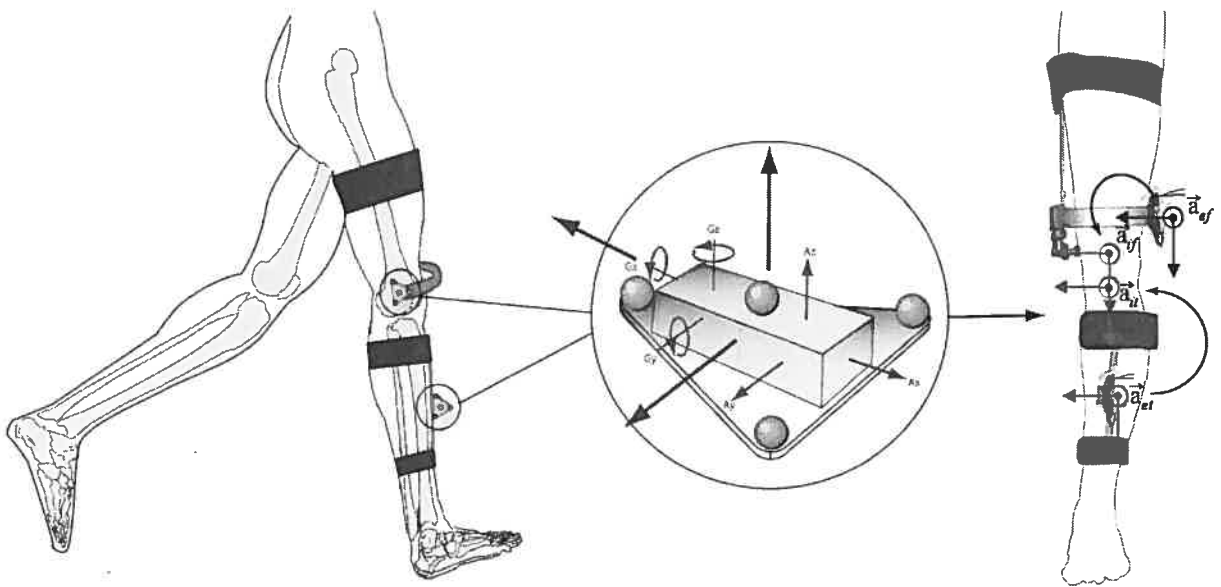


Figure 37 Estimation of femoral and tibial accelerations during gait using the exoskeleton (femoral and tibial parts) and rigid bodies (including accelerometer, gyroscope and, reflective markers), where \vec{a}_e represents the external acceleration and, \vec{a}_i the internal acceleration, for femur and tibia respectively.

The mean ML, AP, and PD accelerometric patterns were calculated along 15 gait cycles. The gait cycles were normalized (0–100%) between two successive heel contacts, which correspond to instants when the magnitude of vertical ground reaction forces

exceeded 2% of the subject's body weight. Maximal (*max*), minimal (*min*), and range (*range*) values detected during the loading phase period have been extracted for statistical analysis, for a total of 9 acceleration parameters.

8.2.6. Statistical analysis

Statistical analysis was performed using STATISTICA 6.0 (StatSoft Inc., USA). Unpaired *t*-tests were used to determine if the asymptomatic group was statistically different from the OA group in terms of age, weight, BMI, and height as well as gait velocity.

Paired *t*-tests were used to confirm that no significant difference existed between gait evaluations one and two of the OA group. As no significant difference was detected, the first evaluation was selected to be compared with the asymptomatic group, as well as with the OA post treatment evaluation.

Independent *t*-tests were used to compare OA and asymptomatic groups on accelerometric parameters, which have been listed earlier. The level of significance was set to $p < 0.05$.

Internal responsiveness indexes (paired *t*-tests, effect size [ES] and standardized response mean [SRM]) have been used to characterize the ability of 3D relative accelerations as well as the WOMAC 3.1 Index of pain and muscle strength to change after the physiotherapy treatment. The level of significance for paired *t*-tests was set to $p < 0.05$, whereas the value of ES or SRM was interpreted as trivial (< 0.20), small ($\geq 0.2 < 0.5$), moderate ($\geq 0.5 < 0.8$), or large (≥ 0.8) [146].

Subsets of subjects with knee OA were also explored to analyze the influence of OA severity on the treatment. Hence, two subsets have been investigated: early to mild (KL 1 and 2) and moderate to severe (KL 3 and 4) OA disease severity.

8.3. Results

8.3.1. Osteoarthritis vs. Asymptomatic

No significant difference was found between groups in terms of age ($p=0.54$), weight ($p=0.06$), height ($p=0.37$) and gait velocity ($p=0.98$). However a significant difference was found between groups for the BMI ($p=0.001$).

Average walking speed and standard deviation (SD) was about 3.1 (0.7) km/h and 3.1 (0.9) km/h for OA and asymptomatic group, respectively. Three-dimensional relative accelerations revealed significant differences between OA and asymptomatic groups in ML and AP directions during gait (Table 12I). A significant increase of 68%, 81%, and 74% in *max*, *min*, and *range* parameters were noted in ML direction for the OA group. A significant increase of 166%, 105%, and 132% in *max*, *min*, and *range* parameters were noted in AP direction for the OA group. A moderate but not significant increase of 44%, 26%, and 29% in *max*, *min*, and *range* parameters were noted in PD direction for the OA group.

As BMI was statistically different between OA and asymptomatic groups, a one-way ANOVA was done with subjects' body weight as covariate. When analyses were done including subjects' weight as covariate, only AP accelerations parameters were still statistically different between groups (Table 12).

Tableau 12 Relative accelerations (g) related to the loading phase period obtained in both asymptomatic (AS) and osteoarthritis (OA) groups

Axes	<i>max</i> (g)				<i>min</i> (g)				<i>range</i> (g)				<i>RMS</i> (g)			
	AS		OA		AS		OA		AS		OA		AS		OA	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
ML	0.31	0.18	0.52	0.26 [†]	-0.31	0.14	-0.56	0.33 [†]	0.62	0.29	1.08	0.56 [†]	0.09	0.04	0.14	0.07 [†]
AP	0.35	0.25	0.93	0.49 [§]	-0.43	0.29	-0.88	0.42 [‡]	0.78	0.52	1.81	0.88 [‡]	0.14	0.08	0.27	0.15 [‡]
PD	0.17	0.08	0.25	0.13	-0.23	0.14	-0.29	0.14	0.41	0.21	0.53	0.24	0.09	0.04	0.11	0.04

Significant *P* value < 0.05 (†), < 0.01 (‡), < 0.001 (§)

8.3.2. Pre-treatment versus Post treatment

Means and standard deviations of clinical and gait accelerometric parameters obtained at both evaluations (i.e., pre and post treatment) for the whole group of OA subjects ($N = 24$) are presented in Table 13. A significant increase of 24% and 8% in both quadriceps ($p < 0.001$) and hamstring ($p = 0.006$) strength were found after 12 weeks of treatment, respectively. The ratio between quadriceps and hamstring had also increased by 14% after the treatment ($p = 0.002$). WOMAC Index of pain showed a significant decrease of 68% after the treatment ($p < 0.001$). For acceleration parameters, a significant reduction of 19% of the AP knee acceleration peak ($p = 0.02$) had been detected after the treatment. No difference for both distal and lateral knee accelerations peak was presented after the treatment.

Using the two subsets of OA subjects (that is, KL 1-2 and, KL 3-4), differences in effects of treatment were noted (Tables 14 and 15). In fact, while hamstring strength was significantly increased for the groups as a whole, using the two subsets differences were now only present in subjects with moderate to severe OA. Moreover, the ratio between quadriceps and hamstring showed significant increase only in subjects with early to mild OA disease severity. For the acceleration parameters, posterior acceleration peak reduction was present only for subjects with moderate to severe OA disease.

The ES was used to present direct information on the amount of change in clinical and accelerometric parameters (Table 13). For the group as a whole, trivial change was seen in lateral and distal acceleration peaks; small changes in posterior acceleration peak and in hamstring isometric strength; moderate changes in quadriceps strength and for the ratio between quadriceps and hamstring muscles and, finally; large change in WOMAC Index of pain. Using the two subsets of OA subjects we can observe that the amount of change after the treatment was more important in subjects with more severe OA disease than for subjects with early disease (Tables 14 and 15). In fact, we observed in subjects with more severe OA an increase of the effect (trivial to moderate) for both AP accelerations and hamstring strength.

The SRM, was used as responsiveness-treatment coefficients. Considering all OA subjects, trivial effect was seen in lateral acceleration peak; small effect in distal acceleration peak; moderate effect for hamstring strength, ratio between quadriceps and hamstring muscles, and for posterior acceleration peak and; large effect for quadriceps strength and WOMAC Index of pain (Table 13). Using the two subsets of OA subjects, differences in SRM were also observed (Tables 14 and 15). We observed that responsiveness-treatment coefficients increase in subjects with more severe OA disease for both hamstring strength and AP accelerations whereas it increase for the ratio between quadriceps and hamstring muscles as well as for the lateral acceleration in subjects with less severe OA disease (Tables 14 and 15).

Tableau 13 Mean measures and standard deviation obtained at evaluation one and two and, index of internal responsiveness calculated for clinical and accelerometric measures in OA patients (N =24)

Measure scores	Evaluation 1		Evaluation 2		Internal responsiveness			
	Mean	SD	Mean	SD	<i>t</i> -test*	<i>p</i> value**	ES	SRM
Isometric strength								
Q (N/kg)	3.00	0.99	3.73	1.08	-7.48	< 0.001	0.74	1.52
H (N/kg)	2.27	0.52	2.46	0.48	-3.02	0.006	0.37	0.61
Q/H (N/kg)	1.32	0.33	1.50	0.25	-3.52	0.002	0.55	0.72
WOMAC Pain	196.00	93.60	63.70	66.40	6.94	< 0.001	1.41	1.42
Acceleration								
ML (g)	0.56	0.33	0.57	0.30	0.18	0.86	0.03	0.05
AP (g)	-0.88	0.42	-0.74	0.38	-2.46	0.02	0.33	0.52
PD (g)	0.25	0.13	0.27	0.15	-1.18	0.25	0.15	0.22

* *t* value of paired *t*-tests, ** *p* value of paired *t*-tests

Tableau 14 Mean measures and standard deviation obtained at evaluation one and two and, index of internal responsiveness calculated for clinical and accelerometric measures in patients of KL 1-2 (n = 12)

Measure scores	Evaluation 1		Evaluation 2		Internal responsiveness			
	Mean	SD	Mean	SD	<i>t</i> -test*	<i>p</i> value**	ES	SRM
Isometric strength								
Q (N/kg)	2.95	0.97	3.67	1.02	-6.59	< 0.001	0.74	1.89
H (N/kg)	2.36	0.58	2.52	0.55	-1.4	0.19	0.28	0.42
Q/H (N/kg)	1.24	0.28	1.44	0.21	-3.19	0.009	0.71	0.91
WOMAC Pain	195.17	87.83	57.42	49.14	4.83	< 0.001	1.57	2.24
Acceleration								
ML (g)	-0.56	0.29	-0.60	0.24	1.39	0.19	0.14	0.40
AP (g)	-0.71	0.32	-0.68	0.36	-0.57	0.58	0.09	0.18
PD (g)	0.22	0.14	0.24	0.14	-0.77	0.46	0.14	0.25

* *t* value of paired *t*-tests, ** *p* value of paired *t*-tests

Tableau 15 Mean measures and standard deviation obtained at evaluation one and two and, index of internal responsiveness calculated for clinical and accelerometric measures in patients of KL 3-4 (n = 12)

Measure scores	Evaluation 1		Evaluation 2		Internal responsiveness			
	Mean	SD	Mean	SD	<i>t</i> -test*	<i>p</i> value**	ES	SRM
Isometric strength								
Q (N/kg)	3.06	1.06	3.79	1.17	-4.42	0.001	0.69	1.28
H (N/kg)	2.18	0.45	2.41	0.41	-3.41	0.006	0.51	1.00
Q/H (N/kg)	1.40	0.37	1.56	0.29	-1.91	0.08	0.43	0.57
WOMAC Pain	196.83	103.04	70.00	81.89	4.79	< 0.001	1.23	1.11
Acceleration								
ML (g)	-0.57	0.37	-0.55	0.36	-0.28	0.78	0.05	0.07
AP (g)	-1.05	0.45	-0.81	0.41	-2.69	0.002	0.53	0.77
PD (g)	0.27	0.12	0.29	0.15	-0.87	0.4	0.17	0.20

* *t* value of paired *t*-tests, ** *p* value of paired *t*-tests

8.4. Discussion

The present study demonstrates that the estimation of knee acceleration parameters during gait is responsive to gait changes in knee OA after a physiotherapy treatment of 12 weeks that combines therapeutic and physical fitness program. Moreover, this study suggests that a treatment could have benefits on knee OA by increasing AP stability and preventing joint overload during gait. This study also confirms the differences in gait pattern between asymptomatic and OA knees reported in earlier studies [54, 58, 133, 144]. Although knee OA acceleration values are still higher after the treatment than those obtained in the asymptomatic group, differences between these groups were reduced after the treatment.

The treatment also improves quadriceps and hamstring isometric muscle strength as well as the WOMAC Index of pain, as shown in the result section.

This study demonstrated that quadriceps and hamstring strengthening might contribute to a better AP stabilization of the knee through the initial contact and loading response of gait. Earlier studies have shown an increase in both knee extension and adduction moments after pain relief [57]. The present study shows that the increase of the quadriceps and hamstring strength may have contributed to a significant reduction of the posterior peak acceleration during gait. This acceleration reduction could reflect a better muscular control by the quadriceps and hamstring through the loading phase period. Consequently, the initial limb stability was increased by the greater knee stability. As noted in [126], pain relief may have allowed the quadriceps to generate a larger joint moment to enhance joint stability.

However, the analysis of the two subsets demonstrated that subjects with early to mild evidence of knee OA had no significant reduction in posterior acceleration peak after treatment, compared to subjects with more severe disease. These results could be due to the posterior acceleration estimated at baseline for subjects with early to mild OA which was already inferior to the posterior acceleration estimated after the treatment in the other group (i.e., moderate to severe knee OA). This could reflect the greater AP knee stability in subjects with less severe OA disease.

Earlier studies have shown that peak adduction moment increased significantly with pain relief during gait [57, 125-128]. The present study estimated the PD acceleration as an estimation of loading transmission during treadmill gait before and post treatment. Compared to earlier studies which considered only pain symptoms [57, 125-128], this study considered both effects of pain relief and muscle strengthening. The small change in distal acceleration peak after the treatment suggests that muscle strengthening could prevent the increase in joint loading associated with pain relief. The present study also shows that the physiotherapy treatment had larger benefits on pain reduction in subjects with early to mild OA (SRM = 2.24), compared to subjects with moderate to severe OA (SRM = 1.11),

despite its still having large effects (≥ 0.8). This might explain the largest amplification in distal peak acceleration after treatment in subjects with early to mild OA.

Lateral acceleration peak was less sensitive to the treatment. In fact, only 4% of lateral peak reduction was obtained after 12 weeks of treatment, showing trivial effects in both ES and SRM. In [58], lateral tibial peak accelerations were decrease of 23.7% with the used of wedged insoles for subjects with medial knee OA. A recent study also showed a significant reduction of 18% in medial laxity estimated with stress radiographs after an opening-wedge high tibial osteotomy for subjects with medial knee OA [137]. In the present study, no alignment correction was done. The knee functional varus angle of 3.8 (4.9) $^{\circ}$ estimated at baseline during the calibration process was maintained after the treatment 3.8 (4.8) $^{\circ}$ and might explain the unchanged ML knee instability after the treatment.

In this study, the authors pay attention to keeping the same walking velocity before and after the treatment. Hence, differences obtained between baseline measurements and 12 weeks of treatment could not be attributed to walking speed. However, some subjects have found their initial speed too slow at the post treatment evaluation. This might have altered their walking pattern mechanisms. One limitation of this research is the small number of OA subjects in the two subsets. Despite this, the authors are confident that the sample reflects symptomatic knee OA population of both groups. In this regards, we calculate the statistical power for all significant accelerometric parameters detected in this study and found an average power of 92 % using an alpha error level of 5%, showing that the number of participants was enough to detect a difference when one exists.

8.5. Conclusion

The accelerometric-based approach proposed in this study is able to detect changes in OA gait patterns after a physiotherapy treatment. Moreover, knee acceleration parameters could be used to gain new insights on knee instability and transmission of joint loading of OA subjects during walking. Finally, the present study suggests that the increase of joint loading induced by pain relief could be prevented by muscle strengthening.

Acknowledgment

The authors would like to thank the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) (grant no.106221), MENTOR – CIHR Training Program in Mobility and Posture Disorders, the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (grant no.203490-05), the Canada Research Chair in 3D Imaging and Biomedical Engineering (grant no. 202080), and the Fond de la Recherche en Santé du Québec for their financial support. The authors would also like to thank Michelle Choquette, physiotherapist, for her implication in OA subjects' follow-up and treatment.

Chapitre 9. Discussion générale

9.1. Aspects généraux

La prévalence de l'arthrose du genou au sein de la population vieillissante a forcé le développement de plusieurs types de traitements. Pourtant, encore aujourd'hui, aucun ne s'est avéré entièrement efficace. Qu'ils soient de nature non médicamenteux (physiothérapie, exercices, réadaptation), médicamenteux (injection intra articulaire, anti-inflammatoire), ou chirurgical, la majorité des traitements démontre un effet bénéfique sur la diminution des symptômes liés à la douleur articulaire. Par contre, leurs effets sur la dynamique du genou demeurent très peu connus et discutés dans la littérature. Ceci peut être relié au manque d'outils d'évaluation permettant de quantifier la biomécanique du genou arthrosique en mouvement.

La complexité de l'articulation du genou ainsi que celle reliée aux facteurs biomécaniques associés à l'arthrose montrent la pertinence de développer des méthodes d'évaluation représentatives de la dynamique du genou arthrosique. Ce projet doctoral avait donc pour objectif de développer une méthode d'évaluation caractéristique de la biomécanique du genou arthrosique et de son évolution à la suite d'un traitement de physiothérapie.

La revue de la littérature (Chapitre 3) a permis de présenter une approche de plus en plus utilisée en analyse de mouvement, c'est-à-dire l'accélérométrie. Cette dernière a déjà démontré un énorme potentiel dans l'évaluation dynamique de groupes pathologiques [23, 27, 58, 71, 80]. En effet, tel que mentionné dans la revue de la littérature, des études ont pu montrer, grâce à l'utilisation d'accéléromètres uni axiaux, que la transmission des impacts entre le tibia et le fémur était moins efficace de 30 % chez une population atteinte de douleur au genou [23]. D'autres études ont aussi pu démontrer qu'une accélération ML élevée était représentative d'une instabilité articulaire et d'un mauvais alignement du

membre inférieur dans un contexte de marche [29, 58, 80]. Nous avons donc émis l'hypothèse que l'estimation des accélérations linéaires 3D du fémur et du tibia serait caractéristique de la biomécanique d'un genou arthrosique lors de la marche.

9.2. Aspects spécifiques

Dans le cadre de ce projet, l'accélérométrie 3D a été utilisée conjointement avec un système d'analyse de mouvement 3D (VICON 460, Oxford Metrics), un tapis roulant (Adal, Médical Développement, France) instrumenté de plates-formes de force, une méthode de calibrage posturale et fonctionnelle [81], une personnalisation du système d'axe tibial par radiographie 2D [144], et un exosquelette permettant de fixer les capteurs de manière quasi rigide aux os du genou [63, 144, 147]. Cette méthode a été développée dans le but d'estimer les accélérations fémorales et tibiales au niveau des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux lors de la marche [144].

9.2.1. Développement de la méthode d'évaluation

L'approche accélérométrique a été développée en considérant à la fois les limites des études antérieures (fixation des marqueurs, fixation et positionnement des accéléromètres) et les facteurs biomécaniques associés à la gonarthrose. Pour ce faire, nous avons émis deux hypothèses sur l'effet des facteurs biomécaniques liés à la gonarthrose lors de la marche. Les hypothèses étaient les suivantes :

(1) la faiblesse du quadriceps va diminuer la capacité de l'articulation fémoro-tibiale à absorber efficacement les impacts lors de la marche et cet effet pourra être quantifié par l'estimation des accélérations fémorales et tibiales le long de l'axe PD;

(2) la laxité ligamentaire, la faiblesse du quadriceps de même que l'alignement du membre inférieur en varus vont diminuer la stabilité articulaire du genou lors de la marche et cet effet pourra être quantifié par l'estimation des accélérations fémorales et tibiales le long des axes ML et AP.

Dans le cadre de ce projet, le développement ainsi que les résultats de l'application de la méthode accélérométrique ont été présentés dans les articles des chapitres 6, 7 et 8. Ces trois articles ont démontré l'intérêt de l'estimation des accélérations fémorales et tibiales internes dans l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou. Tout d'abord pour la capacité de la méthode à discriminer un genou asymptomatique d'un genou arthrosique, et ensuite, pour la fidélité ainsi que pour la sensibilité aux changements de la méthode à la suite d'un traitement de physiothérapie. Ces trois aspects seront discutés dans les prochaines sections sans toutefois revenir sur les éléments déjà discutés dans les articles 1, 2 et 3.

9.2.2. Capacité de discrimination de la méthode

Le plus grand défi dans le développement d'une nouvelle méthode d'évaluation est sans aucun doute la capacité de cette dernière à estimer la répercussion des facteurs associés à la pathologie par l'entremise de paramètres connexes. Dans le cadre de ce projet doctoral, nous avons développé une nouvelle méthode permettant d'estimer les accélérations fémorales et tibiales au niveau de leurs surfaces de contact. Nous devons donc nous assurer que cette méthode refléterait la dynamique d'un genou arthrosique et permettrait de discriminer un groupe de participants asymptomatiques d'un groupe de patients gonarthrosiques.

Pour ce faire, neuf participants dans chacun des deux groupes (asymptomatique et gonarthrosique), ont été comparés lors d'une tâche de marche. La méthode proposée a aussi

été comparée avec les mesures d'accélération externes quantifiées dans cette étude (accélération exprimées au niveau des corps rigides) et utilisées dans les études accélérométriques traditionnelles.

Les résultats du premier article (Chapitre 6) ont démontré que la méthode proposée a une capacité de discrimination 4 fois plus élevée que les méthodes traditionnellement recensées dans la littérature. Nous croyons que l'estimation des accélérations près des surfaces de contact articulaires de même que la prise en compte des accélérations estimées le long des axes ML et AP, en plus de l'axe PD, ont permis d'accroître le potentiel discriminant de la méthode. En effet, la majorité des études accélérométriques mesure uniquement les accélérations le long de l'axe PD des segments et ne prennent pas en compte les accélérations le long des axes ML et AP. Ainsi, l'instabilité articulaire et l'alignement du membre inférieur ne sont pas considérés dans l'évaluation. Dans cette étude, la discrimination des deux groupes a été permise principalement par l'estimation des accélérations linéaires le long des axes ML et AP. En effet, 6 paramètres significativement différents sur 8, soit 75%, ont été détectés le long de ces deux axes.

Il est aussi à noter que l'estimation des accélérations internes a démontré une plus petite variabilité que les accélérations externes. Tel que mentionné dans l'article 1, la diminution de la composante angulaire a pu y jouer un rôle important. La figure 37 illustre bien la différence entre les accélérations fémorales 3D internes et externes pour un patient. On remarque que les accélérations externes (lignes grises) sont de plus grandes amplitudes ainsi que plus variables que celles internes (lignes noires). Le même constat a été observé au niveau des accélérations tibiales.

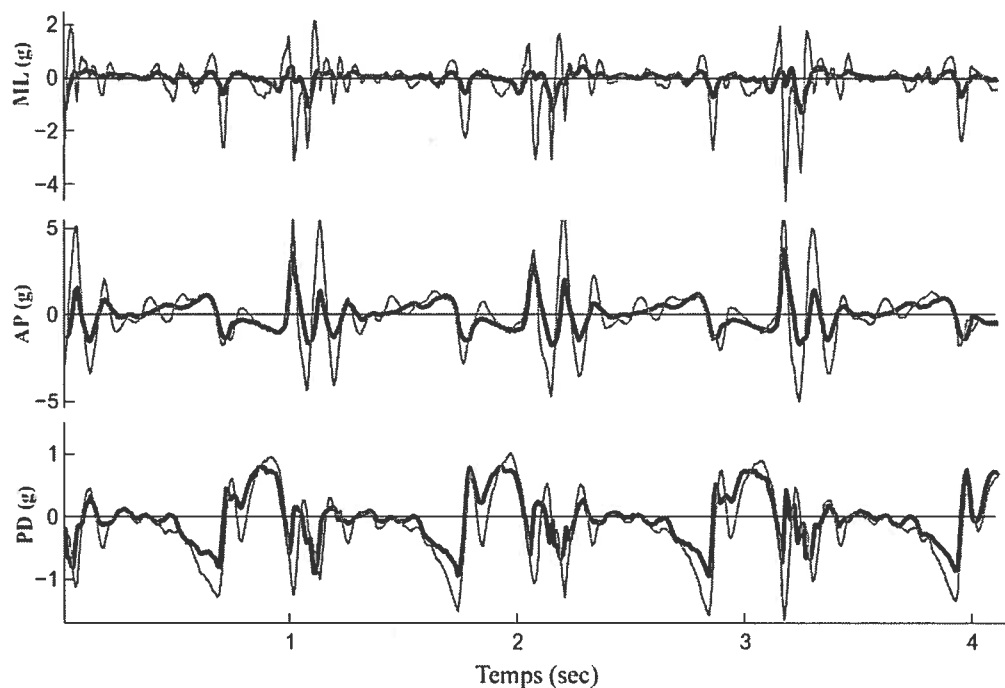


Figure 38 Accélérations fémorales internes (lignes noires) et externes (lignes grises) obtenues le long des axes ML, AP et PD lors de la marche confortable d'un patient gonarthrosique.

Cette étude est aussi la première à avoir exploité une approche permettant de prendre en compte la diminution de l'espace inter articulaire entre le fémur et le tibia chez les patients gonarthrosiques. En effet, cette méthode a permis de personnaliser la définition du système de coordonnées du tibia pour chaque patient par l'utilisation de leur radiographie du genou. L'amélioration éventuelle de cette technique sera discutée au Chapitre 10.

9.2.3. Fidélité de la méthode

La deuxième étape du projet était de déterminer la fidélité des paramètres accélérométriques. La fidélité de la méthode permet de connaître l'erreur sur la mesure, de même que la variabilité intrinsèque de la méthode dans l'évaluation d'une même situation à deux instants différents. En analyse du mouvement, la détermination de la fidélité d'une méthode est habituellement effectuée par une étude test retest.

Dans le cadre de ce projet, l'étude de la fidélité test retest a permis de connaître la variabilité de chacun des paramètres accélérométriques dans un contexte de marche chez un groupe de patients gonarthrosiques. Cette étude a aussi permis d'identifier l'amplitude du changement nécessaire pour chacun des paramètres accélérométriques afin d'obtenir un changement cliniquement significatif.

Les résultats présentés dans le deuxième article (Chapitre 7), ont montré une excellente fidélité test retest des paramètres accélérométriques, et ce, autant lors de la marche confortable (ICCs ≥ 0.75 pour 96% des paramètres) que lors de la marche rapide (ICCs ≥ 0.75 pour 88% des paramètres). En comparaison avec les études accélérométriques antérieures [109, 112, 116], l'étude de fidélité a été effectuée sur des paramètres accélérométriques (maximum, minimum et amplitude) jugés comme caractéristiques de la biomécanique d'un genou arthrosique (article 1), plutôt qu'uniquement sur la variabilité du signal (*RMS*). Cette démarche est à la fois importante et nécessaire dans l'objectif du développement d'une méthode qui a le potentiel d'être utilisée comme un outil d'évaluation et de suivi clinique. L'étude a aussi permis de vérifier que la vitesse de marche, l'axe du mouvement ainsi que le segment analysé n'avaient aucune influence sur la fidélité des paramètres analysés.

9.2.4. Sensibilité aux changements de la méthode

La dernière étape de ce projet a été de vérifier la sensibilité aux changements des paramètres accélérométriques à la suite d'un traitement de physiothérapie chez le groupe de patients gonarthrosiques. Tel que présenté dans la méthodologie (Chapitre 4), plusieurs tests cliniques ont aussi été effectués avant et après le traitement. En conséquence, la sensibilité aux changements a été analysée à la fois sur les paramètres accélérométriques et sur certains tests cliniques. Ceci a été fait dans le but de vérifier l'évolution et l'interaction des données biomécaniques et cliniques.

L'étude a démontré que l'estimation des accélérations relatives entre le fémur et le tibia était sensible aux changements d'un genou arthrosique lors de la marche après un traitement de physiothérapie. L'étude a aussi permis de vérifier certaines hypothèses selon lesquelles la modification des facteurs associés à la gonarthrose, tels que la douleur, la force du quadriceps et la laxité ligamentaire pouvait être perçue par l'estimation des accélérations du fémur par rapport au tibia lors d'une tâche de marche.

En ce qui concerne la douleur, plusieurs études ont démontré que la diminution de la douleur articulaire chez les patients gonarthrosiques avait des effets positifs, mais aussi des effets néfastes sur l'articulation [57, 125-128]. En effet, il est reconnu que la présence de la douleur articulaire permet de maintenir des mécanismes associés à la protection de l'articulation [126]. Dans un contexte de marche, ceci pourrait se remarquer par une diminution de la vitesse, une attaque du pied au sol moins dynamique ou même une modification de la stratégie de mouvement. Tous ces mécanismes de protection sont employés afin de minimiser les impacts articulaires et ainsi diminuer la douleur ressentie. Si un traitement réduit les symptômes de douleur associés à la pathologie, on remarquera plutôt une augmentation de la vitesse de marche et une marche plus dynamique, ce qui aura comme conséquence d'augmenter la force des impacts reçue au niveau de l'articulation et favoriser la dégénérescence articulaire [126].

Dans le cadre de cette étude, la douleur articulaire du genou arthrosique, mesurée par le WOMAC avant et après le traitement, a montré une diminution de 64 % chez les patients atteints légèrement (KL 1-2) et de 71 % chez les patients atteints plus sévèrement (KL 3-4), après l'intervention. Contrairement aux études privilégiant uniquement la réduction des symptômes de douleur, nous avons, dans le cadre de ce projet, favorisé un traitement de physiothérapie ayant un double objectif, c'est-à-dire diminuer les symptômes de la douleur articulaire tout en augmentant la force des muscles entourant le genou. Ce type de traitement a été choisi afin de vérifier l'hypothèse selon laquelle l'augmentation de la force musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers permettrait de contrer l'augmentation des impacts articulaires associée à la diminution de la douleur articulaire.

L'estimation des accélérations relatives du fémur par rapport au tibia, le long de l'axe PD, nous a permis de vérifier cette hypothèse. L'accélération du fémur par rapport au tibia nous a permis d'estimer la transmission des impacts d'un segment à l'autre. Or, plus l'accélération du fémur par rapport au tibia est faible, plus l'impact est transmis efficacement. Inversement, plus l'accélération est élevée plus la transmission des impacts est directe d'un segment à l'autre. Ceci pourrait être indicateur d'une mauvaise absorption des impacts au niveau des structures articulaires comme par exemple au niveau de la structure cartilagineuse ou péri articulaire tel qu'au niveau des muscles.

Les résultats du troisième article ont montré que la transmission des impacts du tibia au fémur n'a pas été modifiée à la suite du traitement de physiothérapie. Ces résultats sont évocateurs pour trois raisons : premièrement ils démontrent la capacité de la méthode à estimer l'évolution du phénomène de transmission d'impact au niveau de l'articulation du genou, deuxièmement, ils démontrent la nécessité de combiner l'aspect thérapeutique avec le renforcement musculaire afin de protéger l'articulation d'une augmentation possible des chargements articulaire provoquée par la diminution de la douleur et, enfin, il rappelle l'importance du renforcement musculaire dans la prise en charge de la gonarthrose.

En ce qui a trait à l'instabilité du genou, nous avons émis l'hypothèse que l'estimation des accélérations relatives du fémur par rapport au tibia, le long des axes ML et AP, pouvait être indicatrice de l'instabilité d'un genou arthrosique. En effet, les accélérations du fémur par rapport au tibia, le long de ces deux axes, représentent l'estimation d'un changement brusque de vitesse entre les deux segments. Or, on peut émettre l'hypothèse qu'une accélération élevée le long de l'axe AP ou ML représente respectivement une instabilité du genou, c'est-à-dire entre le segment fémoral et tibial, au niveau antéropostérieur ou médio-latéral.

Les résultats de la troisième étude suggèrent que le traitement de physiothérapie a un effet bénéfique sur la stabilité articulaire du genou par la diminution des accélérations AP entre le fémur et le tibia. Les résultats ont en effet démontré une diminution significative des paramètres relatifs aux accélérations AP à la suite du traitement de physiothérapie. Cette diminution était aussi plus notable (30 %) chez les patients ayant une gonarthrose plus sévère (KL 3 et 4). Ces résultats sont caractéristiques d'une augmentation de la stabilité avant-arrière entre le segment fémoral et tibial dans un contexte de marche. Ceci pourrait indiquer qu'un renforcement musculaire du quadriceps (augmentation de 24 %) et des ischio-jambiers (augmentation de 11 %) chez des patients atteints de gonarthrose plus sévère, favoriserait l'amélioration de la stabilité articulaire dans le plan sagittal lors d'une tâche de marche.

Somme toute, même si le but de ce projet n'était pas de déterminer l'efficacité d'un traitement, mais bien de vérifier la sensibilité aux changements des paramètres accélérométriques, le traitement de physiothérapie aura montré un énorme potentiel en ce qui a trait au renforcement musculaire, à la stabilité articulaire du genou ainsi que pour la diminution des symptômes de douleur.

On note par contre que le traitement de physiothérapie, administré dans le cadre de ce projet, semble être plus efficace pour le renforcement musculaire et la stabilité articulaire

pour les patients ayant une atteinte plus sévère, mais plus efficace pour la réduction des symptômes de douleur pour ceux ayant une arthrose légère. L'efficacité de divers types de traitement, à l'aide de cette nouvelle méthode d'évaluation, pourrait être évaluée dans le cadre d'études futures.

Chapitre 10. Limites de l'étude

Bien que ce travail doctoral ait démontré que l'estimation des accélérations du fémur et du tibia près de leurs surfaces de contact soit une méthode discriminante, fidèle et sensible aux changements dans l'évaluation d'un groupe de patients gonarthrosiques, certaines limitations de l'étude sont à mentionner.

Au niveau des groupes étudiés, trois limitations ont été identifiées. Premièrement, le nombre de participants dans le groupe de participants asymptomatiques (N=9) était relativement bas. Toutefois, les tests de puissance statistiques effectués sur les paramètres accélérométriques ont pu démontrer que malgré la faible taille de l'échantillon, le groupe demeurait assez important en nombre pour obtenir des différences significatives entre les deux groupes étudiés. En effet, la puissance moyenne pour l'ensemble des paramètres accélérométriques significatifs était de 86% pour la première étude (Article 1) et de 92 % pour la troisième étude (Article 3).

Ensuite, les deux groupes n'étaient pas parfaitement appariés. Bien qu'aucune différence significative ne fût présente pour l'âge, la taille et la vitesse de marche des participants, le groupe de patients gonarthrosiques avait un IMC significativement plus élevé que le groupe de participants asymptomatiques. Toutefois, il est à noter que l'IMC a été pris en compte dans l'interprétation des résultats. L'obésité avait été identifiée au préalable comme un facteur biomécanique associé à la gonarthrose. En conséquence, il était prévisible d'obtenir une différence sur l'IMC entre les deux groupes.

Finalement, l'évaluation clinique n'était pas similaire pour les deux groupes de participants. En effet, la radiographie du genou, le questionnaire WOMAC, les tests cliniques ainsi que le traitement de physiothérapie ont été effectués uniquement chez le groupe gonarthrosique. L'objectif du projet était de développer une méthode d'évaluation et non d'évaluer l'efficacité d'un traitement. Donc, l'ensemble de ces évaluations n'était pas

nécessaire dans le protocole expérimental, et ce, en plus d'être difficile à justifier pour les participants asymptomatiques. En effet, tel que mentionné dans les articles 1 et 3, la radiographie n'a pu être justifiée d'un point de vue éthique pour le groupe de participants asymptomatiques. Cependant, nous croyons qu'avec l'arrivée de technologie à faible radiation comme le système de radiographie EOS™ (Biospace, France), une radiographie pourrait être intégrée plus facilement dans le cadre d'une étude future.

D'un point de vue biomécanique, la principale limitation est l'utilisation d'une radiographie bidimensionnelle (2D) pour déplacer le système d'axe tibial au niveau des plateaux tibiaux. En effet, un des objectifs de l'étude était d'estimer les accélérations fémorales et tibiales au niveau interne de l'articulation et près de leurs surfaces de contact respectives. Pour ce faire, nous avons tout d'abord utilisé la méthode de définition des systèmes de coordonnées du fémur et du tibia proposée et validée par Hagemester et al. [81]. De part cette définition, les deux systèmes de coordonnées (fémoral et tibial) sont superposés au centre des condyles fémoraux dans une position neutre. Avec l'utilisation de la radiographie du genou de chaque patient, il nous a été possible de calculer la distance entre le centre des condyles fémoraux et les plateaux tibiaux sur l'axe longitudinal. Cette distance a été ensuite utilisée pour déplacer verticalement le système d'axe du tibia afin d'atteindre la hauteur des plateaux tibiaux. Toutefois, la translation qui a été effectuée dans le plan frontal et qui a servi au repositionnement du système d'axe du tibia, pouvait être inexacte sur les deux autres plans. Il est à noter que trois mesures ont été prises sur chacune des radiographies et que la moyenne de ces dernières a été utilisée pour effectuer la translation verticale. De plus, la variabilité moyenne sur l'ensemble des participants était de l'ordre du millimètre.

L'utilisation d'un système de radiographie tel que celui d'EOS™ aurait permis d'améliorer le repositionnement 3D du système d'axe tibial. En effet, cette technologie permet d'obtenir deux radiographies (face et profil) qui sont ensuite utilisées et traitées numériquement afin de reconstruire les os en 3D. Dans le cadre de ce projet, la

reconstruction 3D des os du fémur et du tibia aurait permis de déplacer le système de coordonnées du tibia selon tous les axes et non uniquement le long de l'axe vertical.

Finalement, l'utilisation de la méthode telle qu'elle est aujourd'hui, ne pourrait être facilement intégrée dans un contexte d'évaluation clinique. En effet, bien que les accéléromètres, les gyroscopes et le tapis roulant soient utilisables dans un cadre d'évaluation clinique, le système d'analyse de mouvement VICON l'est difficilement. Premièrement, les nombreuses caméras nécessaires ainsi que le volume requis pour effectuer l'analyse rendent son utilisation très difficile dans un contexte clinique. De plus, ce système est particulièrement dispendieux. Par contre, la méthode actuelle pourrait être jumelée à une autre technologie permettant l'analyse du mouvement. Un système de type électromagnétique, tel que Fastrack (Polhemus Inc., États-Unis), permettrait de s'affranchir des caméras et de réduire à la fois l'espace et les coûts nécessaires. Ce système électromagnétique a déjà fait ses preuves dans le cadre d'études cliniques effectuées avec le LIO [148].

Chapitre 11. Conclusion et perspectives

L'objectif principal de cette thèse était de vérifier l'hypothèse selon laquelle l'estimation des accélérations du fémur et du tibia serait représentative de la biomécanique d'un genou arthrosique dans un contexte d'évaluation de marche. Ce projet a été mené sur un groupe de 25 patients gonarthrosiques et un groupe de 9 participants asymptomatiques.

L'exploration des accélérations fémorales et tibiales internes est une approche entièrement novatrice dans l'évaluation et la compréhension de l'arthrose du genou. Les résultats qui résultent de la réalisation de ce projet ont fait l'objet de trois articles acceptés pour publication. Les trois articles ont été présentés dans les chapitres 6, 7 et 8.

Le premier article a présenté la méthode d'estimation des accélérations fémorales et tibiales au niveau interne. Les résultats de cette étude ont démontré que l'approche proposée permettait de discriminer plus efficacement un genou asymptomatique d'un genou arthrosique que les approches traditionnellement utilisées en accélérométrie.

Le deuxième et le troisième article ont vérifié la fidélité et la sensibilité aux changements de la méthode. Les résultats ont démontré que l'estimation des accélérations fémorales et tibiales dans un contexte d'évaluation de marche est une approche fidèle et sensible aux changements, pouvant être utilisée pour l'évaluation d'une population gonarthrosique.

Ce projet doctoral a finalement permis de confirmer la pertinence de l'utilisation d'une approche accélérométrique 3D dans l'évaluation de patients gonarthrosiques. Les analyses effectuées dans le cadre de ce projet auront permis d'identifier plusieurs paramètres caractéristiques de la biomécanique articulaire d'un genou arthrosique dans un contexte d'évaluation de marche. Ces paramètres pourraient être éventuellement intégrés dans le processus d'évaluation et de suivi de la gonarthrose. Ceci permettrait d'améliorer la

compréhension de l'impact des facteurs biomécaniques associés à la gonarthrose tels que la faiblesse du quadriceps, la laxité ligamentaire et l'alignement du membre inférieur. De plus, la quantification de ces paramètres pourrait permettre d'orienter et de suivre de manière plus efficace, les traitements de physiothérapie. Ceci, en donnant des informations objectives sur le comportement 3D et complexe de l'articulation du genou.

Dans une perspective d'améliorer la méthode actuelle, d'appuyer les résultats de ce projet et aussi dans un optique de projets futurs, nous proposons les recommandations suivantes:

Pour améliorer la méthode actuelle :

- *Ajouter la prise d'une radiographie EOSTM pour les deux groupes.* Tel que mentionné dans la discussion, cette radiographie permettrait de mieux définir le système de coordonnées du tibia selon tous ces axes.

Dans le cadre de projets futurs :

- *Effectuer une étude sur un plus grand échantillon* tant pour les participants asymptomatiques que pour le groupe de patients gonarthrosiques. Un plus grand nombre de participants asymptomatiques permettrait premièrement de déterminer la fidélité test retest de la méthode sur cette population et, deuxièmement, de vérifier si la fidélité diffère entre les deux groupes. Un plus grand nombre de patients gonarthrosiques permettrait de consolider les résultats obtenus concernant le lien entre la sévérité de la pathologie et la réponse au traitement.
- *Intégrer une analyse électromyographique des muscles du quadriceps et des ischio-jambiers à la marche.* Ceci permettrait de vérifier si l'augmentation de la force musculaire isométrique après le traitement est également observable dans un contexte

- d'analyse de marche. De plus, il serait possible de quantifier l'apport de chacun des muscles lors d'une tâche de marche chez une population âgée et gonarthrosique.
- *Ajouter une deuxième évaluation de suivi post-traitement.* Dans l'optique d'effectuer une étude d'évaluation de l'efficacité d'un traitement de physiothérapie, il serait intéressant d'ajouter une deuxième évaluation biomécanique et clinique à 3 et/ou 6 mois après la fin du traitement. Ces évaluations supplémentaires permettraient d'observer si les effets perdurent et si la durée du traitement est optimale.
 - *Ajouter un groupe contrôle permettant d'évaluer l'efficacité du traitement.* L'ajout de ce groupe permettrait de s'assurer que les changements obtenus après le traitement de physiothérapie sont reliés directement à ce dernier et ne sont pas une adaptation à l'évaluation ou une évolution naturelle de la pathologie.

Bibliographie

- [1] Collectif, *Trésor de la langue française, tome 3 - Ange - Badin : Dictionnaire de la langue du 19e et du 20e siècle*, CNRS Editions ed. Paris, 1974.
- [2] *Dictionnaire du français plus: à l'usage des francophones d'Amérique*, Centre éducatif et culturel inc. ed. Paris, 1988.
- [3] P. Imbs, B. Quemada, and C. n. d. l. r. scientifique, *Trésor de la langue française, Dictionnaire de la langue du XIXe et du XXe siècle (1789-1960), tome douzième*, Gallimard ed. Paris, 1986.
- [4] W. Van den Berg, "Physiopathologie de l'arthrose," *Rev Rhum [Éd Fr]* vol. 67 Suppl 3, pp. 671-672, 2000.
- [5] N. Arden and M. C. Nevitt, "Osteoarthritis: epidemiology," *Best Pract Res Clin Rheumatol*, vol. 20, pp. 3-25, Feb 2006.
- [6] WHO Scientific Group, "The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium," Geneva 919, 2003.
- [7] Institut de Recherche en Santé du Canada., "Available at: <http://www.cihr-irsc.gc.ca/f/8092.html> .," Accessed February 2008. Last Update April 2007.
- [8] M. Rossignol, "Primary osteoarthritis and occupation in the Quebec national health and social survey," *Occup Environ Med*, vol. 61, pp. 729-35, Sep 2004.
- [9] J. A. Buckwalter, C. Saltzman, and T. Brown, "The impact of osteoarthritis: implications for research," *Clin Orthop Relat Res*, pp. S6-15, Oct 2004.
- [10] M. Dufour, *Anatomie de l'appareil locomoteur Membre inférieur*, Masson ed. vol. 1 Paris, 2001.
- [11] M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Third ed. New York, 2001.
- [12] P. Brinckmann, W. Frobin, and G. Leivseth, *Musculoskeletal Biomechanics*. New York, 2002.
- [13] É. Vignon, "Structure et métabolisme du cartilage articulaire," *Rev Rhum [Éd Fr]*, vol. 67 Suppl 3, pp. 112-118, 2000.
- [14] J. Barcsay, *Anatomy for the artist*, Sterling Publishing Co., Inc. ed. New York, 2006.

- [15] W. Platzer, *Atlas de poche d'anatomie 1. Appareil locomoteur*, Third ed. Paris, 2001.
- [16] J. Perry, *Gait Analysis Normal and Pathological Functions*. Thorofare, NJ, 1992.
- [17] A. Kerin, P. Patwari, K. Kuettner, A. Cole, and A. Grodzinsky, "Molecular basis of osteoarthritis: biomechanical aspects," *Cell Mol Life Sci*, vol. 59, pp. 27-35, Jan 2002.
- [18] D. T. Felson, R. C. Lawrence, P. A. Dieppe, R. Hirsch, C. G. Helmick, J. M. Jordan, R. S. Kington, N. E. Lane, M. C. Nevitt, Y. Zhang, M. Sowers, T. McAlindon, T. D. Spector, A. R. Poole, S. Z. Yanovski, G. Ateshian, L. Sharma, J. A. Buckwalter, K. D. Brandt, and J. F. Fries, "Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors," *Ann Intern Med*, vol. 133, pp. 635-646, Oct 17 2000.
- [19] D. T. Felson, "Risk factors for osteoarthritis: understanding joint vulnerability," *Clin Orthop Relat Res*, pp. S16-21, Oct 2004.
- [20] N. Shakoore and K. Moio, "A biomechanical approach to musculoskeletal disease," *Best Pract Res Clin Rheumatol*, vol. 18, pp. 173-186, Apr 2004.
- [21] T. P. Andriacchi, 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*, vol. 32, pp. 447-457, Mar 2004.
- [22] C. Slemenda, K. D. Brandt, D. K. Heilman, S. Mazzuca, E. M. Braunstein, B. P. Katz, and F. D. Wolinsky, "Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee," *Ann Intern Med*, vol. 127, pp. 97-104, Jul 15 1997.
- [23] E. L. Radin, K. H. Yang, C. Riegger, V. L. Kish, and J. J. O'Connor, "Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain," *J Orthop Res*, vol. 9, pp. 398-405, May 1991.
- [24] E. L. Radin, H. G. Parker, J. W. Pugh, R. S. Steinberg, I. L. Paul, and R. M. Rose, "Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration," *J Biomech*, vol. 6, pp. 51-7, Jan 1973.

- [25] D. B. Burr, R. B. Martin, M. B. Schaffler, and E. L. Radin, "Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage," *J Biomech*, vol. 18, pp. 189-200, 1985.
- [26] I. Y. Syed and B. L. Davis, "Obesity and osteoarthritis of the knee: hypotheses concerning the relationship between ground reaction forces and quadriceps fatigue in long-duration walking," *Med Hypotheses*, vol. 54, pp. 182-5, Feb 2000.
- [27] A. S. Voloshin and J. Wosk, "Shock absorption of meniscectomized and painful knees: a comparative in vivo study," *J Biomed Eng*, vol. 5, pp. 157-61, Apr 1983.
- [28] B. Jamard, E. Verrouil, and B. Mazières, "Formes cliniques de la gonarthrose," *Rev Rhum [Éd Fr]*, vol. 67 Suppl. 3, pp. 149-153, 2000.
- [29] I. Yoshimura, M. Naito, and J. Zhang, "Lateral thrust of anterior cruciate ligament-insufficient knees and posterior cruciate ligament-insufficient knees," *Int Orthop*, vol. 26, pp. 303-305, 2002.
- [30] L. Sharma, C. Lou, D. T. Felson, D. D. Dunlop, G. Kirwan-Mellis, K. W. Hayes, D. Weinrach, and T. S. Buchanan, "Laxity in healthy and osteoarthritic knees," *Arthritis Rheum*, vol. 42, pp. 861-870, May 1999.
- [31] L. Sharma, C. Lou, S. Cahue, and D. D. Dunlop, "The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of malalignment," *Arthritis Rheum*, vol. 43, pp. 568-75, Mar 2000.
- [32] D. T. Felson, J. Goggins, J. Niu, Y. Zhang, and D. J. Hunter, "The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on alignment," *Arthritis Rheum*, vol. 50, pp. 3904-9, Dec 2004.
- [33] D. T. Felson, Y. Zhang, J. M. Anthony, A. Naimark, and J. J. Anderson, "Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study," *Ann Intern Med*, vol. 116, pp. 535-9, Apr 1 1992.
- [34] D. J. Hart and T. D. Spector, "The relationship of obesity, fat distribution and osteoarthritis in women in the general population: the Chingford Study," *J Rheumatol*, vol. 20, pp. 331-5, Feb 1993.

- [35] A. Powell, A. J. Teichtahl, A. E. Wluka, and F. M. Cicuttini, "Obesity: a preventable risk factor for large joint osteoarthritis which may act through biomechanical factors," *Br J Sports Med*, vol. 39, pp. 5-6, 2005.
- [36] R. Altman, E. Asch, D. Bloch, G. Bole, D. Borenstein, K. Brandt, W. Christy, T. D. Cooke, R. Greenwald, M. Hochberg, and et al., "Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association," *Arthritis Rheum*, vol. 29, pp. 1039-1049, Aug 1986.
- [37] E. D. J. Harris, R. C. Budd, G. S. Firestein, M. C. Genovese, J. S. Sergent, S. Ruddy, and C. B. Sledge, *Kelley's Textbook of Rheumatology*, Seventh ed. vol. II. USA, 2005.
- [38] M. Piperno, "La mesure clinique de la gonarthrose," *Rev Rhum [Éd Fr]*, vol. 67 suppl 3, pp. 143-148, 2000.
- [39] M. Faucher, S. Poiraudou, M. M. Lefevre-Colau, F. Rannou, J. Fermanian, and M. Revel, "Algo-functional assessment of knee osteoarthritis: comparison of the test-retest reliability and construct validity of the WOMAC and Lequesne indexes," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 10, pp. 602-10, Aug 2002.
- [40] R. Theiler, O. Sangha, S. Schaeren, B. A. Michel, A. Tyndall, W. Dick, and G. Stucki, "Superior responsiveness of the pain and function sections of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) as compared to the Lequesne-Algofunctional Index in patients with osteoarthritis of the lower extremities," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 7, pp. 515-9, Nov 1999.
- [41] P. L. Enright, "The six-minute walk test," *Respir Care*, vol. 48, pp. 783-5, Aug 2003.
- [42] G. Kervio, F. Carre, and N. S. Ville, "Reliability and intensity of the six-minute walk test in healthy elderly subjects," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 35, pp. 169-74, Jan 2003.

- [43] W. G. Janssen, H. B. Bussmann, and H. J. Stam, "Determinants of the sit-to-stand movement: a review," *Phys Ther*, vol. 82, pp. 866-79, Sep 2002.
- [44] Y. C. Lin, R. C. Davey, and T. Cochrane, "Tests for physical function of the elderly with knee and hip osteoarthritis," *Scand J Med Sci Sports*, vol. 11, pp. 280-6, Oct 2001.
- [45] N. Bellamy, W. W. Buchanan, C. H. Goldsmith, J. Campbell, and L. W. Stitt, "Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee," *J Rheumatol*, vol. 15, pp. 1833-40, Dec 1988.
- [46] J. E. Brazier, R. Harper, J. Munro, S. J. Walters, and M. L. Snaith, "Generic and condition-specific outcome measures for people with osteoarthritis of the knee," *Rheumatology (Oxford)*, vol. 38, pp. 870-7, Sep 1999.
- [47] T. P. Andriacchi and E. J. Alexander, "Studies of human locomotion: past, present and future," *J Biomech*, vol. 33, pp. 1217-24, Oct 2000.
- [48] V. Kyriazis, C. Rigas, and T. Xenakis, "A portable system for the measurement of the temporal parameters of gait," *Prosthet Orthot Int*, vol. 25, pp. 96-101, Aug 2001.
- [49] M. Lamontagne, *Introduction à la biomécanique (Livre de cours)*. Ottawa: Université d'Ottawa, 1989.
- [50] H. G. Chambers and D. H. Sutherland, "A practical guide to gait analysis," *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 10, pp. 222-31, May-Jun 2002.
- [51] M. J. Mathie, A. C. Coster, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement," *Physiol Meas*, vol. 25, pp. R1-20, Apr 2004.
- [52] T. Otsuki, K. Nawata, and M. Okuno, "Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system," *J Orthop Sci*, vol. 4, pp. 99-105, 1999.

- [53] K. Kaufman, C. Hughes, B. Morrey, M. Morrey, and K. An, "Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis," *J Biomech*, vol. 34, pp. 907-915, Jul 2001.
- [54] A. J. Baliunas, D. E. Hurwitz, A. B. Ryals, A. Karrar, J. P. Case, J. A. Block, and T. P. Andriacchi, "Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 10, pp. 573-579, Jul 2002.
- [55] M. Fransen, J. Crosbie, and J. Edmonds, "Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee," *Phys Ther*, vol. 77, pp. 944-53, Sep 1997.
- [56] J. C. Goh, K. Bose, and B. C. Khoo, "Gait analysis study on patients with varus osteoarthrosis of the knee," *Clin Orthop*, pp. 223-31, Sep 1993.
- [57] D. E. Hurwitz, A. R. Ryals, J. A. Block, L. Sharma, T. J. Schnitzer, and T. P. Andriacchi, "Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee," *J Orthop Res*, vol. 18, pp. 572-9, Jul 2000.
- [58] K. Ogata, M. Yasunaga, and H. Nomiya, "The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees," *Int Orthop*, vol. 21, pp. 308-312, 1997.
- [59] M. Henriksen, E. B. Simonsen, T. Graven-Nielsen, H. Lund, B. Danneskiold-Samsoe, and H. Bliddal, "Impulse-forces during walking are not increased in patients with knee osteoarthritis," *Acta Orthop*, vol. 77, pp. 650-656, Aug 2006.
- [60] D. L. Benoit, 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*, vol. 24, pp. 152-64, Oct 2006.
- [61] A. Cappozzo, A. Cappello, U. Della Croce, and F. Pensalfini, "Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 44, pp. 1165-74, Dec 1997.
- [62] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti, and U. D. Croce, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 11, pp. 90-100, Mar 1996.

- [63] S. Ganjikia, N. Duval, L. Yahia, and J. de Guise, "Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study," *The Knee*, vol. 7, pp. 221-231, Dec 1 2000.
- [64] M. A. Lafortune, "Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running," *J Biomech*, vol. 24, pp. 877-886, 1991.
- [65] J. Houck, H. Yack, and T. Cuddeford, *Gait Posture*, vol. 19, pp. 76-84, Feb 2004.
- [66] K. Manal, 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*, vol. 11, pp. 38-45, Feb 2000.
- [67] I. Sudhoff, 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*, vol. 25, pp. 533-43, Apr 2007.
- [68] L. Nokes, J. A. Fairclough, W. J. Mintowt-Czyz, I. Mackie, and J. Williams, "Vibration analysis of human tibia: the effect of soft tissue on the output from skin-mounted accelerometers," *J Biomed Eng*, vol. 6, pp. 223-6, Jul 1984.
- [69] S. R. Simon, E. L. Radin, I. L. Paul, and R. M. Rose, "The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone," *J Biomech*, vol. 5, pp. 267-72, May 1972.
- [70] A. Voloshin, J. Wosk, and M. Brull, "Force wave transmission through the human locomotor system," *J Biomech Eng*, vol. 103, pp. 48-50, Feb 1981.
- [71] A. Voloshin and J. Wosk, "An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system," *J Biomech*, vol. 15, pp. 21-27, 1982.
- [72] A. S. Voloshin, J. Mizrahi, O. Verbitsky, and E. Isakov, "Dynamic loading on the human musculoskeletal system -- effect of fatigue," *Clin Biomech*, vol. 13, pp. 515-520, Oct 1998.
- [73] A. Voloshin, "The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 32, pp. 1156-1159, Jun 2000.

- [74] J. R. Morris, "Accelerometry--a technique for the measurement of human body movements," *J Biomech*, vol. 6, pp. 729-736, Nov 1973.
- [75] L. H. Light, G. E. McLellan, and L. Klenerman, "Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear," *J Biomech*, vol. 13, pp. 477-480, 1980.
- [76] G. Wu and Z. Ladin, "The study of kinematic transients in locomotion using the integrated kinematic sensor," *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 4, pp. 193-200, Sep 1996.
- [77] M. A. Lafortune and E. M. Hennig, "Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 23, pp. 360-363, Mar 1991.
- [78] M. L. Chu, S. Yazdani-Ardakani, I. A. Gradisar, and M. J. Askew, "An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity," *J Biomech*, vol. 19, pp. 979-987, 1986.
- [79] A. T. Willemsen, F. Bloemhof, and H. B. Boom, "Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 37, pp. 1201-1208, Dec 1990.
- [80] I. Yoshimura, M. Naito, M. Hara, and J. Zhang, "Analysis of the significance of the measurement of acceleration with respect to lateral laxity of the anterior cruciate ligament insufficient knee," *Int Orthop*, vol. 24, pp. 276-278, 2000.
- [81] N. Hagemester, 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*, vol. 38, pp. 1926-1931, Sep 2005.
- [82] R. A. Siston and S. L. Delp, "Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center," *J Biomech*, vol. 39, pp. 125-30, 2006.
- [83] D. L. Churchill, S. J. Incavo, C. C. Johnson, and B. D. Beynnon, "The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 111-118, Nov 1998.

- [84] M. O'Grady, J. Fletcher, and S. Ortiz, "Therapeutic and physical fitness exercise prescription for older adults with joint disease: an evidence-based approach," *Rheum Dis Clin North Am*, vol. 26, pp. 617-46, Aug 2000.
- [85] J. Desrosiers, F. Prince, A. Rochette, and M. Raïche, "Reliability of Lower Extremity Strength Measurements Using the Belt-Resisted Method," *Journal of Aging and Physical Activity*, vol. 6, pp. 317-326, 1998.
- [86] E. Parent and H. Moffet, "Preoperative predictors of locomotor ability two months after total knee arthroplasty for severe osteoarthritis," *Arthritis Rheum*, vol. 49, pp. 36-50, Feb 15 2003.
- [87] C. J. McCarthy and J. A. Oldham, "The reliability, validity and responsiveness of an aggregated locomotor function (ALF) score in patients with osteoarthritis of the knee," *Rheumatology (Oxford)*, vol. 43, pp. 514-7, Apr 2004.
- [88] L. Sharma, D. Kapoor, and S. Issa, "Epidemiology of osteoarthritis: an update," *Curr Opin Rheumatol*, vol. 18, pp. 147-156, Mar 2006.
- [89] W. Herzog and S. Federico, "Considerations on joint and articular cartilage mechanics," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 5, pp. 64-81, Jun 2006.
- [90] J. Chard, C. Smith, S. Lohmander, and D. Scott, "Osteoarthritis of the knee," *Clin Evid*, vol. 15, pp. 1-24, 2006.
- [91] A. Hoshino and W. A. Wallace, "Impact-absorbing properties of the human knee," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 69, pp. 807-811, Nov 1987.
- [92] R. J. Ratcliffe and K. G. Holt, "Low frequency shock absorption in human walking," *Gait & Posture*, vol. 5, pp. 93-100, 1997.
- [93] K. Turcot, R. Aissaoui, M. Pelletier, N. Hagemester, G. Parent, and J. A. de Guise, "Estimation of tibial and femoral 3D linear accelerations during gait," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 7, pp. 4700-4703, 2004.
- [94] M. A. Lafortune, E. Henning, and G. A. Valiant, "Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers," *J Biomech*, vol. 28, pp. 989-993, Aug 1995.

- [95] S. Ganjikia, N. Duval, L. Yahia, and J. de Guise, "Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study," vol. 7, pp. 221-231, Dec 1 2000.
- [96] J. Houck, 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*, vol. 19, pp. 76-84, Feb 2004.
- [97] H. Dejnabadi, B. M. Jolles, and K. Aminian, "A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 52, pp. 1478-1484, Aug 2005.
- [98] K. Boivin, N. Hagemester, K. Turcot, R. Aissaoui, F. Prince, and J. de Guise, "Influence of a 3D knee movement analyzer on gait patterns of knee osteoarthritis patients " *Gait & Posture*, vol. 24, pp. S164-S165, 2006.
- [99] D. R. Labbe, N. Hagemester, M. Charbonneau, and J. A. de Guise, "Evaluation of the intra- and inter-observer reproducibility of a method for studying three-dimensional knee kinematics," in *9th Symposium on 3D analysis of Human Movement Valenciennes, France, 2006*.
- [100] R. Aissaoui, S. Husse, H. Mecheri, G. Parent, and J. De Guise, "Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3D motion capture," *Conf Proc IEEE Int. Symposium on Industrial Electronic*, pp. 614-619, 2006.
- [101] F. Alonso, J. Castillo, and P. Pintado, "Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals," *J Biomech.*, vol. 38, pp. 1085-1092, May 2005.
- [102] R. Dumas, R. Aissaoui, D. Mitton, W. Skalli, and J. A. de Guise, "Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 52, pp. 1756-1763, Oct 2005.
- [103] K. Aminian, P. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, and M. Depairon, "Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation," *Med Biol Eng Comput*, vol. 37, pp. 304-308, May 1999.

- [104] J. B. Bussmann, W. L. Martens, J. H. Tulen, F. C. Schasfoort, H. J. van den Berg-Emons, and H. J. Stam, "Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor," *Behav Res Methods Instrum Comput*, vol. 33, pp. 349-356, Aug 2001.
- [105] M. J. Mathie, B. G. Celler, N. H. Lovell, and A. C. Coster, "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer," *Med Biol Eng Comput*, vol. 42, pp. 679-687, Sep 2004.
- [106] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. Mathie, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring," *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, vol. 10, pp. 156-167, Jan 2006.
- [107] K. R. Westerterp and G. Plasqui, "Physical activity and human energy expenditure," *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, vol. 7, pp. 607-613, Nov 2004.
- [108] G. Plasqui, A. M. Joosen, A. D. Kester, A. H. Goris, and K. R. Westerterp, "Measuring free-living energy expenditure and physical activity with triaxial accelerometry," *Obes Res*, vol. 13, pp. 1363-1369, Aug 2005.
- [109] R. Moe-Nilssen, "Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 79, pp. 1377-1385, Nov 1998.
- [110] A. S. Voloshin, J. Mizrahi, O. Verbitsky, and E. Isakov, "Dynamic loading on the human musculoskeletal system -- effect of fatigue," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 13, pp. 515-520, Oct 1998.
- [111] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces," *Gait Posture*, vol. 18, pp. 35-46, Aug 2003.
- [112] M. Henriksen, H. Lund, R. Moe-Nilssen, H. Bliddal, and B. Danneskiold-Samsøe, "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis," *Gait Posture*, vol. 19, pp. 288-297, Jun 2004.

- [113] B. Auvinet, R. Bileckot, A. S. Alix, D. Chaleil, and E. Barrey, "Gait disorders in patients with fibromyalgia," *Joint Bone Spine*, vol. 73, pp. 543-546, Oct 2006.
- [114] J. L. van Leeuwen, L. A. Speth, and H. A. Daanen, "Shock absorption of below-knee prostheses: a comparison between the SACH and the Multiflex foot," *J Biomech*, vol. 23, pp. 441-446, 1990.
- [115] K. Turcot, R. Aissaoui, K. Boivin, M. Pelletier, N. Hagemester, and J. A. de Guise, "Three-dimensional pattern of knee linear accelerations during treadmill walking on an asymptomatic and osteoarthritis populations," in *Gait & Posture*, 2006, pp. S144-146.
- [116] J. J. Kavanagh, S. Morrison, D. A. James, and R. Barrett, "Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system," *J Biomech*, vol. 39, pp. 2863-2872, 2006.
- [117] G. Atkinson and A. M. Nevill, "Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine," *Sports Med*, vol. 26, pp. 217-238, Oct 1998.
- [118] J. P. Weir, "Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM," *J Strength Cond Res*, vol. 19, pp. 231-240, Feb 2005.
- [119] W. G. Hopkins, "Measures of reliability in sports medicine and science," *Sports Med*, vol. 30, pp. 1-15, Jul 2000.
- [120] P. W. Stratford and C. H. Goldsmith, "Use of the standard error as a reliability index of interest: an applied example using elbow flexor strength data," *Phys Ther*, vol. 77, pp. 745-750, Jul 1997.
- [121] M. Eliasziw, S. L. Young, M. G. Woodbury, and K. Fryday-Field, "Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example," *Phys Ther*, vol. 74, pp. 777-788, Aug 1994.
- [122] J. Fleiss, *The design and analysis of clinical experiments*. New York: Wiley, 1986.

- [123] D. T. Felson and Y. Zhang, "An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention," *Arthritis Rheum*, vol. 41, pp. 1343-55, Aug 1998.
- [124] B. D. Jackson, A. E. Wluka, A. J. Teichtahl, M. E. Morris, and F. M. Cicuttini, "Reviewing knee osteoarthritis--a biomechanical perspective," *J Sci Med Sport*, vol. 7, pp. 347-57, Sep 2004.
- [125] M. W. Shrader, L. F. Draganich, L. A. Pottenger, and G. A. Piotrowski, "Effects of knee pain relief in osteoarthritis on gait and stair-stepping," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 188-193, Apr 2004.
- [126] D. E. Hurwitz, L. Sharma, and T. P. Andriacchi, "Effect of knee pain on joint loading in patients with osteoarthritis," *Curr Opin Rheumatol*, vol. 11, pp. 422-426, Sep 1999.
- [127] M. Henriksen, E. B. Simonsen, T. Alkjaer, H. Lund, T. Graven-Nielsen, B. Danneskiold-Samsøe, and H. Bliddal, "Increased joint loads during walking--a consequence of pain relief in knee osteoarthritis," *Knee*, vol. 13, pp. 445-450, Dec 2006.
- [128] T. J. Schnitzer, J. M. Popovich, G. B. Andersson, and T. P. Andriacchi, "Effect of piroxicam on gait in patients with osteoarthritis of the knee," *Arthritis Rheum*, vol. 36, pp. 1207-1213, Sep 1993.
- [129] A. E. Mikesky, A. Meyer, and K. L. Thompson, "Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women," *J Orthop Res*, vol. 18, pp. 171-175, Mar 2000.
- [130] C. A. Thorstensson, M. Henriksson, A. von Porat, C. Sjodahl, and E. M. Roos, "The effect of eight weeks of exercise on knee adduction moment in early knee osteoarthritis - a pilot study," *Osteoarthritis Cartilage*, Apr 25 2007.
- [131] L. Sharma, "Examination of exercise effects on knee osteoarthritis outcomes: why should the local mechanical environment be considered?," *Arthritis Rheum*, vol. 49, pp. 255-260, Apr 15 2003.

- [132] K. L. Markolf, W. L. Bargar, S. C. Shoemaker, and H. C. Amstutz, "The role of joint load in knee stability," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 63, pp. 570-585, Apr 1981.
- [133] M. D. Lewek, K. S. Rudolph, and L. Snyder-Mackler, "Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 12, pp. 745-751, Sep 2004.
- [134] S. P. Messier, P. DeVita, R. E. Cowan, J. Seay, H. C. Young, and A. P. Marsh, "Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, pp. 703-709, Apr 2005.
- [135] T. P. Andriacchi, "Dynamics of knee malalignment," *Orthop Clin North Am*, vol. 25, pp. 395-403, Jul 1994.
- [136] L. Sharma, C. Lou, D. T. Felson, D. D. Dunlop, G. Kirwan-Mellis, K. W. Hayes, D. Weinrach, and T. S. Buchanan, "Laxity in healthy and osteoarthritic knees," *Arthritis Rheum*, vol. 42, pp. 861-70, May 1999.
- [137] D. K. Ramsey, L. Snyder-Mackler, M. Lewek, W. Newcomb, and K. S. Rudolph, "Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis," *Arthritis Rheum*, vol. 57, pp. 389-97, Apr 15 2007.
- [138] T. P. Andriacchi and C. O. Dyrby, "Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee," *J Biomech*, vol. 38, pp. 293-8, Feb 2005.
- [139] D. T. Felson, R. C. Lawrence, M. C. Hochberg, T. McAlindon, P. A. Dieppe, M. A. Minor, S. N. Blair, B. M. Berman, J. F. Fries, M. Weinberger, K. R. Lorig, J. J. Jacobs, and V. Goldberg, "Osteoarthritis: new insights. Part 2: treatment approaches," *Ann Intern Med*, vol. 133, pp. 726-737, Nov 7 2000.
- [140] R. Altman, E. Asch, D. Bloch, G. Bole, D. Borenstein, K. Brandt, W. Christy, T. D. Cooke, R. Greenwald, M. Hochberg, and et al., "Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the

- knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association," *Arthritis Rheum*, vol. 29, pp. 1039-49, Aug 1986.
- [141] J. H. Kellgren and J. S. Lawrence, "Radiological assessment of osteo-arthritis," *Ann Rheum Dis*, vol. 16, pp. 494-502, Dec 1957.
- [142] M. G. Lequesne and E. Maheu, "Clinical and radiological evaluation of hip, knee and hand osteoarthritis," *Aging Clin Exp Res*, vol. 15, pp. 380-90, Oct 2003.
- [143] M. O'Grady, J. Fletcher, and S. Ortiz, "Therapeutic and physical fitness exercise prescription for older adults with joint disease: an evidence-based approach," *Rheum Dis Clin North Am*, vol. 26, pp. 617-646, Aug 2000.
- [144] K. Turcot, R. Aissaoui, K. Boivin, M. Pelletier, N. Hagemester, and J. A. de Guise, "New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients with Medial Knee Osteoarthritis during 3D Gait " *IEEE Transaction on Biomedical Engineering (In Press)*.
- [145] K. Turcot, R. Aissaoui, K. Boivin, M. Pelletier, N. Hagemester, and J. A. de Guise, "Test-retest Reliability and Minimal Clinical Change Determination for Three-Dimensional Tibial and Femoral Accelerations during Treadmill Walking in Knee Osteoarthritis Patients," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. Corrected proof in February 2008.
- [146] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- [147] M. Sati, J. A. de Guise, S. Larouche, and G. Drouin, "Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee," *The Knee*, vol. 3, pp. 121-138, 1996.
- [148] Y. Li, R. Aissaoui, K. Boivin, K. Turcot, N. Duval, A. Roy, R. Pontbriand, N. Hagemester, and J. de Guise, "Development of a Tool for Analyzing 3D Knee Kinematic Characteristics of Different Daily Activities," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 7, pp. 7451-4, 2005.

Annexe I. Questionnaire WOMAC

WOMAC® OSTEOARTHRITIS INDEX VERSION VA3.1

INSTRUCTIONS À L'INTENTION DES PATIENTS

Dans les sections A, B et C, les questions vous seront posées sous la forme suivante. Répondez-y en inscrivant une croix « X » sur la ligne horizontale.

EXEMPLES:

1. Si vous inscrivez une « X » sur le côté gauche de la ligne, cela signifie que vous ne ressentez aucune douleur.

Aucune douleur _____ Douleur extrême

2. Si vous inscrivez une « X » sur le côté droit de la ligne, cela signifie que vous ressentez une douleur extrême.

Aucune douleur _____ Douleur extrême

3. N'oubliez pas les points suivants :

- plus votre « X » est à droite, plus de douleur vous ressentez;
- plus votre « X » est à gauche, moins de douleur vous ressentez;
- n'inscrivez pas de « X » en dehors des marques verticales aux extrémités.

On vous demandera d'indiquer sur ce type d'échelle, le degré de douleur, de raideur ou d'incapacité ressenti au cours des dernières 48 heures.

Vous devez penser à votre _____ (articulation de l'étude) en répondant au questionnaire. Indiquez l'intensité de la douleur, de la raideur et de l'incapacité que vous ressentez à cause de l'arthrose à votre _____ (articulation de l'étude).

Cette articulation a été identifiée par votre médecin. Si vous ne savez pas tout à fait quelle est l'articulation concernée, renseignez-vous avant de remplir le questionnaire.

Section A

LA DOULEUR

Pensez à la douleur que vous avez ressentie à votre _____ (articulation de l'étude) à cause de l'arthrose au cours des dernières 48 heures.
(Veuillez marquer vos réponses d'une « X ».)

<p>QUESTION: Quelle est l'intensité de la douleur que vous ressentez...</p> <p>1. lorsque vous marchez sur une surface plane?</p> <p>Aucune douleur ----- Douleur extrême</p> <p>2. lorsque vous montez ou descendez les escaliers?</p> <p>Aucune douleur ----- Douleur extrême</p> <p>3. lorsque vous êtes au lit la nuit?</p> <p>Aucune douleur ----- Douleur extrême</p> <p>4. lorsque vous êtes en position assise ou couchée?</p> <p>Aucune douleur ----- Douleur extrême</p> <p>5. lorsque vous êtes debout?</p> <p>Aucune douleur ----- Douleur extrême</p>	<p>Réservé au coordonnateur de l'étude</p> <p>PAIN1 _____</p> <p>PAIN2 _____</p> <p>PAIN3 _____</p> <p>PAIN4 _____</p> <p>PAIN5 _____</p>
---	---

Copyright©1996 Nicholas Bellamy
All Rights Reserved

French for Canada - V6

Section B

LA RAIDEUR

Pensez à la raideur (mais non à la douleur) que vous avez ressentie à votre _____ (articulation de l'étude) à cause de l'arthrose au cours des dernières 48 heures.

La raideur est une sensation de **diminution** de la facilité à bouger votre articulation. (Veuillez marquer vos réponses d'une « X ».)

<p>6. Quel degré de raideur ressentez-vous au réveil le matin?</p> <p>Aucune raideur ----- Raideur extrême</p>	<p>Réservé au coordonnateur de l'étude</p> <p>STIFF6 _____</p>
<p>7. Quel degré de raideur ressentez-vous plus tard dans la journée, après avoir été en position assise ou couchée, ou au repos?</p> <p>Aucune raideur ----- Raideur extrême</p>	<p>STIFF7 _____</p>

Section C

DIFFICULTÉ À FAIRE LES ACTIVITÉS QUOTIDIENNES

Pensez à la difficulté que vous avez eue à faire les activités quotidiennes suivantes à cause de l'arthrose à votre _____ (articulation de l'étude) au cours des dernières 48 heures. On entend par là **votre aptitude à vous déplacer et à prendre soin de vous-même**.

(Veuillez marquer vos réponses d'une « X ».)

QUESTION: Quel degré de difficulté ressentez vous...		Réservé au coordonnateur de l'étude
8. lorsque vous descendez les escaliers?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN8 _____
9. lorsque vous montez les escaliers?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN9 _____
10. lorsque vous vous levez à partir de la position assise?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN10 _____
11. lorsque vous êtes debout?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN11 _____
12. lorsque vous vous penchez vers le sol?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN12 _____
13. lorsque vous marchez sur une surface plane?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN13 _____

Copyright©1996 Nicholas Bellamy
All Rights Reserved

French for Canada - V6

DIFFICULTÉ À FAIRE LES ACTIVITÉS QUOTIDIENNES

Pensez à la difficulté que vous avez eue à faire les activités quotidiennes suivantes à cause de l'arthrose à votre _____ (articulation de l'étude) au cours des dernières 48 heures. On entend par là **vos aptitudes à vous déplacer et à prendre soin de vous-même.**

(Veuillez marquer vos réponses d'une « X ».)

QUESTION: Quel degré de difficulté ressentez vous...		Réservé au coordonnateur de l'étude
14. lorsque vous montez ou sortez d'une voiture ou d'un autobus?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN14 _____
15. lorsque vous allez magasiner?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN15 _____
16. lorsque vous mettez des bas?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN16 _____
17. lorsque vous vous levez du lit?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN17 _____
18. lorsque vous enlevez des bas?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN18 _____
19. lorsque vous vous allongez sur le lit?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN19 _____

Copyright©1996 Nicholas Bellamy
All Rights Reserved

DIFFICULTÉ À FAIRE LES ACTIVITÉS QUOTIDIENNES

Pensez à la difficulté que vous avez eue à faire les activités quotidiennes suivantes à cause de l'arthrose à votre _____ (articulation de l'étude) au cours des dernières 48 heures. On entend par là **votre aptitude à vous déplacer et à prendre soin de vous-même.**

(Veuillez marquer vos réponses d'une « X ».)

QUESTION: Quel degré de difficulté ressentez vous...		Réservé au coordonnateur de l'étude
20. lorsque vous entrez ou sortez du bain?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN20 _____
21. lorsque vous vous asseyez?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN21 _____
22. lorsque vous vous asseyez ou vous vous levez de la toilette?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN22 _____
23. lorsque vous effectuez de lourdes tâches ménagères ?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN23 _____
24. lorsque vous effectuez de petites tâches ménagères?	Aucune difficulté ----- Difficulté extrême	PFTN24 _____

Annexe II. Formulaire de consentement des participants asymptomatiques



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT (Adressé aux participants sains)

TITRE DU PROJET

Validation de nouvelles méthodes biomécaniques pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou.

RESPONSABLES DU PROJET

Jacques A. de Guise, Professeur titulaire, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, Directeur du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

Rachid Aissaoui, Professeur, Département de génie de la production automatisée, ÉTS

Dr Michel Pelletier, Médecin physiatre

Dr Luc Fortin, Médecin physiatre

Nicola Hagemester, Professeur, Département de génie de la production automatisée, ÉTS

François Prince, Professeur, Département de kinésiologie, Université de Montréal

INVESTIGATEURS

Karine Boivin, Étudiante doctorante coordonnatrice du projet

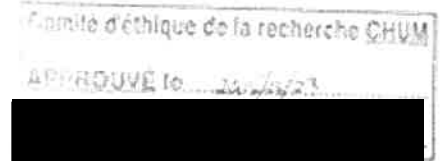
Katia Turcot, Étudiante doctorante coordonnatrice du projet

Dr Viviane Khoury, Radiologue

Francine Bujold, Agente de recherche

Michèle Choquette, Physiothérapeute

Dr André Roy, Médecin physiatre



Nous vous remercions de prendre un peu de votre temps pour prendre connaissance de ce texte vous définissant un projet de recherche visant aux développements de nouveaux outils cliniques pour un meilleur suivi des personnes atteintes d'arthrose du genou. La lecture de ce formulaire d'information est dans le but de vous permettre de connaître les modalités de participation à ce projet afin de considérer de manière éclairée votre participation.

BUT DU PROJET

Le but du présent projet est de valider, d'un point de vue clinique, une nouvelle méthode d'évaluation de la fonction du genou en mouvement. Cette nouvelle méthode est

développée dans le but de fournir aux cliniciens des informations complémentaires et additionnelles aux outils actuels pour un meilleur suivi de patients atteints d'arthrose du

genou. La réalisation de ce projet nécessite un total de 60 personnes de plus de 50 ans qui sont invitées à y prendre part de façon volontaire, dont 30 personnes souffrant d'arthrose du genou et 30 personnes asymptomatiques. Vous êtes donc invité(e) à titre de personne asymptomatique à collaborer à cette recherche.

PLAN DU PROJET

Votre participation à ce projet implique un examen clinique en physiatrie afin d'avoir un bilan de votre condition musculosquelettique et trois rencontres en laboratoire d'analyse de mouvement : une période d'adaptation au tapis roulant et deux évaluations de la fonction d'un de vos genoux lors de la marche. Ces rencontres auront lieu, à partir du mois d'août 2004, au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), Centre de recherche du CHUM, hôpital Notre-Dame. Elles seront administrées par deux personnes spécialisées (coordonnatrices de ce projet et kinésiologues de formation). Le détail de ces rencontres suit ci bas.

L'EXAMEN CLINIQUE (durée approximative de 30 minutes)

Cet examen permet de nous renseigner sur votre condition musculosquelettique et de nous assurer de votre éligibilité au projet. Il est administré par un Médecin physiatre (Dr André Roy) et se déroule au département de physiatrie de l'hôpital Notre-Dame.

PÉRIODE D'ADAPTATION AU TAPIS ROULANT (durée approximative de 30 minutes)

Après vous avoir introduit à l'instrumentation utilisée, vous aurez à marcher sur un tapis roulant pour une période de 10 à 15 minutes. Vous porterez durant cette période de marche, un harnais au genou qui sera utilisé lors des deux évaluations biomécaniques subséquentes. *Ceci est effectué à la fois pour évaluer votre capacité à participer au projet et pour vous familiariser avec l'instrumentation.*

ÉVALUATIONS BIOMÉCANIQUES (1h30 [séance 1] et 2h30 [séance 2])

Les séances d'évaluation consistent à prendre des mesures renseignant sur la fonction d'un de vos genoux lors de la marche sur le tapis roulant. Pour ce faire, (1) vous serez invité(e) à vous habiller en culotte courte et en t-shirt, (2) vous aurez également à porter des chaussures de type sandale qui vous seront fournies par le laboratoire et (3) vous serez aussi pesé(e) et mesuré(e) avant de débiter l'évaluation. La procédure d'évaluation suivant ces premières étapes se définit comme suit :

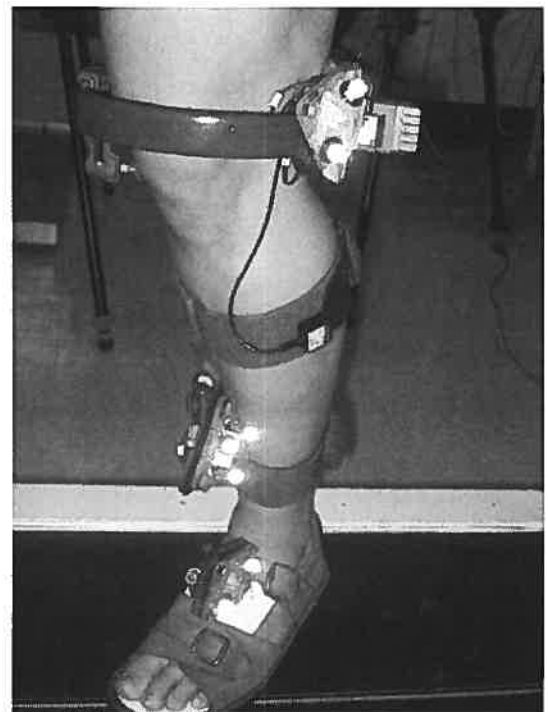
- Au début de l'évaluation, nous procéderons à l'installation de marqueurs réfléchissant qui seront collés sur votre peau (pied, cheville, genou, bassin), d'un système de marqueurs sur le pied, d'un harnais au niveau de votre genou, d'une ceinture au niveau de votre bassin et à l'ajustement de l'appareillage nécessaire à votre évaluation (voir images page suivante). Le harnais est maintenu sur votre

genou par trois points d'appui et par un système de velcro au niveau de votre cuisse et de votre jambe. Il sert d'instrument de mesure des mouvements en trois dimensions des os de votre cuisse et de votre jambe.

- Ensuite, une période de 10 minutes de marche sur le tapis roulant vous sera allouée afin de vous habituer de nouveau au port du harnais durant la marche.
- Par la suite, nous vous demanderons d'effectuer à six reprises un pas avant de la jambe évaluée avec un maintien en équilibre debout sur cette jambe durant 3 secondes.
- Finalement, vous serez invité(e) à marcher sur le tapis roulant à une vitesse donnée (votre vitesse confortable ou une vitesse plus rapide) sur une période de 2 à 3 minutes. Une deuxième période de marche de 2 à 3 minutes vous sera demandé(e) à la vitesse de marche non évaluée la première fois.

Lors de cette évaluation, plusieurs enregistrements du genou évalué seront effectués dans le but d'obtenir des mesures nous renseignant sur la fonction de votre genou en mouvement. Au cours de la deuxième séance d'évaluation, la procédure décrite ci haut est effectuée, avec votre accord, à deux reprises par des évaluateurs distincts de sorte à évaluer la fidélité de la mesure inter évaluateurs.

Avec une autorisation supplémentaire à celle requise pour votre participation à ce projet, nous pourrions aussi filmer vos hanches, cuisses, jambes et pieds lors de la marche sur le tapis roulant. Ceci serait réalisé dans le but d'observer votre démarche globale à des fins d'analyse.



Avantages découlant de la participation à ce projet

Vous bénéficiez d'un examen clinique en physiothérapie pour évaluer votre condition musculosquelettique. Cette évaluation vous permettra d'avoir une meilleure connaissance de votre état de santé. Vous aurez aussi la satisfaction d'avoir contribué à une recherche. La nouvelle approche d'évaluation que nous proposons pourrait éventuellement être utilisée pour évaluer l'efficacité de divers traitements du genou atteint d'arthrose.

Risques et inconforts pouvant découler de la participation

La participation à ce projet ne comporte aucun risque pouvant compromettre votre état de santé physique et psychologique. Les évaluations biomécaniques impliquent des méthodes de mesure non invasives ainsi que des tâches ne représentant aucun risque particulier. Il est néanmoins important de préciser qu'un léger inconfort dû au port du harnais au genou (serrement des appuis au niveau de la cuisse) peut survenir chez certaines personnes. Des rougeurs peuvent alors apparaître sur la peau. Ces dernières devraient disparaître dans les heures suivant l'évaluation.

Participation volontaire et retrait ou exclusion de l'étude

Votre participation est entièrement volontaire. Vous êtes libre de vous retirer en tout temps sans préjudice et sans devoir justifier votre décision. Si vous aviez de la difficulté à vous adapter au tapis roulant ou à tolérer le port du harnais vous pourriez ne pas être retenu pour prendre part à ce projet. De plus, si pour une raison quelconque votre état de santé changeait et que vous ne répondiez plus aux critères d'admissibilité, vous pourriez alors être retiré de ce projet.

Clause de responsabilité

Si une complication survient en cours d'étude, les soins médicaux d'urgence usuels vous seront fournis au Centre de Recherche du CHUM – hôpital Notre-Dame. Ceci n'altère en rien vos droits en cas de faute et vous ne renoncez à aucun de vos droits légaux en signant le présent formulaire ni ne libère les chercheurs ou l'hôpital de leurs responsabilités civiles et professionnelles.

Confidentialité

Toute information se rapportant à votre participation sera traitée sans compromettre la confidentialité de vos données. Ceci sera respecté grâce à l'utilisation d'un système codifié pour la conservation des renseignements personnels et des mesures collectées. Seuls les chercheurs autorisés auront accès aux informations cliniques et biomécaniques reliées au projet et pourront se les transmettre. Ces informations seront conservées sur les ordinateurs du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie et ceux du CHUM pour une durée maximale de 5 ans après la publication des résultats. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites.

De plus, avec une autorisation supplémentaire à celle requise pour votre participation à ce projet, les informations personnelles et les données collectées dans le cadre de ce projet

pourraient être utilisées pour des études futures et/ou projets connexes par d'autres chercheurs associés. Ces informations seront conservées pour une durée maximale de 5 ans après la publication des résultats. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites. Il est à noter que toute utilisation secondaire de ces données pour fin de recherche sera approuvée par un comité d'éthique à la recherche.

Indemnité

L'indemnité qui vous sera offerte est un montant maximum de 65 \$ (10 \$ vous sera remis après l'évaluation clinique, 10 \$ après la période d'adaptation à la marche sur le tapis roulant, 20 \$ après la première séance d'évaluation biomécanique et 20 ou 25 \$ après la deuxième séance, selon la participation ou non à l'évaluation inter observateurs). Cette somme vous est offerte pour vous dédommager des incon vénients liés à la participation à ce projet et au temps consacré aux sessions d'évaluation.

Personnes ressources

Si vous avez des questions au sujet de votre participation ou si vous décidez de vous retirez du projet, vous n'avez qu'à contacter Madame Francine Bujold, agente de recherche au (514) 527-4155 poste 243 et/ou Mesdames Katia Turcot et Karine Boivin, étudiantes coordonnatrices du projet au (514) 890-8000 poste 28723. Si vous avez des questions sur vos droits et recours, vous pouvez contacter :

Monsieur Jacques A. de Guise, chercheur responsable de cette étude.

Pour le rejoindre, téléphonez au (514) 890 8000 poste 28721

Madame Louise Brunelle, commissaire adjointe à la qualité des services,
Hôpital Notre-Dame du CHUM.

Pour la rejoindre, téléphonez au (514) 890-8000 poste 26047

Formulaire de consentement

Titre de l'étude

Validation de nouvelles méthodes biomécaniques pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou

Je, (nom en lettres moulées du participant)
déclare avoir pris connaissance du document ci-joint dont j'ai reçu copie, en avoir discuté
avec (nom de l'investigateur en lettres moulées) et compris
le but, les avantages, les risques et les inconvénients de l'étude en question.

Après réflexion et un délai raisonnable, je consens librement à prendre part à cette étude. Je
sais que je peux me retirer en tout temps sans préjudice.

Signature du participantDate.....

Autorisations supplémentaires :

J'accepte également que mes hanches, cuisses, jambes et pieds soient filmés au cours des
évaluations biomécaniques.

Signature du participantDate.....

J'accepte également que les données accumulées lors de cette étude soient réutilisées
pour des études futures et/ou projets connexes par d'autres chercheurs associés.

Signature du participantDate.....

Je, (nom en lettres moulées de l'investigateur) déclare
avoir expliqué le but, la nature, les avantages, les risques et les inconvénients de l'étude à
(nom en lettres moulées du participant)

Signature de l'investigateurDate.....

Témoin autre qu'un individu associé au projet

(nom en lettres moulées)

Signature du témoinDate.....

Annexe III. Formulaire de consentement des patients atteints d'arthrose



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT (Adressé aux patients atteints d'arthrose du genou)

TITRE DU PROJET

Validation de nouvelles méthodes biomécaniques pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou.

RESPONSABLES DU PROJET

Jacques A. de Guise, Professeur titulaire, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, Directeur du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

Rachid Aissaoui, Professeur, Département de génie de la production automatisée, ÉTS

Dr Michel Pelletier, Médecin physiatre

Dr Luc Fortin, Médecin physiatre

Nicola Hagemester, Professeur, Département de génie de la production automatisée, ÉTS

François Prince, Professeur, Département de kinésiologie, Université de Montréal

INVESTIGATEURS

Karine Boivin, Étudiante doctorante coordonnatrice du projet

Katia Turcot, Étudiante doctorante coordonnatrice du projet

Dr Viviane Khoury, Radiologue

Francine Bujold, Agente de recherche

Michèle Choquette, Physiothérapeute

Nous vous remercions de prendre un peu de votre temps pour prendre connaissance de ce texte vous définissant un projet de recherche visant aux développements de nouveaux outils cliniques pour un meilleur suivi des personnes atteintes d'arthrose du genou. La lecture de ce formulaire d'information est dans le but de vous permettre de connaître les modalités de participation à ce projet afin de considérer de manière éclairée votre participation.

BUT DU PROJET

Le but du présent projet est de valider, d'un point de vue clinique, une nouvelle méthode d'évaluation de la fonction du genou en mouvement. Cette nouvelle méthode est développée dans le but de fournir aux cliniciens des informations complémentaires et additionnelles aux outils actuels pour un meilleur suivi de patients atteints d'arthrose du

APPROUVÉ: Comité éthique de la recherche

CHUM, ce 2004/08/25

genou. La réalisation de ce projet nécessite un total de 60 personnes de plus de 50 ans qui sont invitées à y prendre part de façon volontaire, dont 30 personnes souffrant d'arthrose du genou et 30 personnes asymptomatiques. Vous êtes donc invité(e) à titre de personne atteinte d'arthrose au genou à collaborer à cette recherche.

PLAN DU PROJET

Votre participation à ce projet implique (1) trois visites médicales, (2) un traitement de physiothérapie de 12 semaines et (3) trois évaluations biomécaniques. Il est à noter que seules les évaluations biomécaniques s'ajoutent à votre suivi médical régulier.

- **TROIS VISITES MÉDICALES** pour l'évaluation clinique de l'état de votre genou atteint d'arthrose. Elles sont administrées par un physiatre spécialisé dans le domaine (Dr Michel Pelletier ou Dr Luc Fortin) et se dérouleront à l'hôpital Notre-Dame.
 - 1^e visite : cette visite comprend un examen clinique régulier avec un physiatre. Après cette visite, vous aurez (1) à compléter trois questionnaires évaluant : votre capacité fonctionnelle, votre douleur lors de la marche et vos habitudes d'activités physiques et vous devrez (2) marcher sur un tapis roulant pour une période de 10 à 15 minutes. Vous porterez durant cette période de marche, un harnais au genou qui sera utilisé lors des trois évaluations biomécaniques subséquentes. *Ceci est effectué à la fois pour évaluer votre capacité à participer au projet et pour vous familiariser avec l'instrumentation.*
 - 2^e visite (après 6 semaines de traitement en physiothérapie) : cette visite comprend un examen clinique régulier avec un physiatre.
 - 3^e visite (à la fin des traitements de physiothérapie) : cette visite comprend un examen clinique régulier avec un physiatre. Après cette visite, vous aurez de nouveau à compléter les trois questionnaires de la 1^{ère} visite. Cette visite médicale est la dernière en lien avec le projet, néanmoins votre suivi médical pourra se poursuivre en cas de besoin.

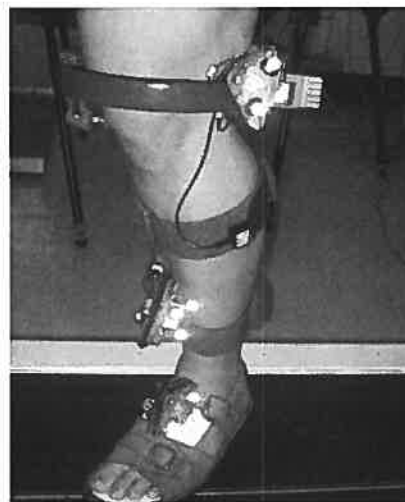
- **TRAITEMENT DE PHYSIOTHÉRAPIE**
 - Le traitement en physiothérapie est conforme à un programme de rééducation dans les cas d'arthrose du genou. Ce traitement sera adapté à vos besoins selon l'évolution de l'état de votre genou arthrosique. Pour ce faire, divers tests seront effectués afin de suivre l'évolution de votre genou arthrosique. Ce traitement s'étend sur une période de 12 semaines (2 traitements / semaine) pour un total de 24 traitements. Ces traitements seront administrés par une physiothérapeute d'expérience (Madame Michèle Choquette) et se dérouleront à l'hôpital St-Luc.

- **TROIS ÉVALUATIONS BIOMÉCANIQUES (durée de 1h30 à 2h00)**

Ces sessions d'évaluation consistent à prendre des mesures renseignant sur la fonction de votre genou arthrosique lors de la marche sur un tapis roulant. Pour ce faire, (1) vous serez invité(e) à vous habiller en culotte courte et en t-shirt, (2) vous aurez également à porter des chaussures de type sandale qui vous seront fournies par le laboratoire et (3) vous serez aussi pesé(e) et mesuré(e) avant de débiter l'évaluation. La procédure d'évaluation suivant ces premières étapes se définit comme suit :

- Au début de l'évaluation, nous procéderons à l'installation d'un harnais au niveau de votre genou arthrosique et à l'ajustement de l'appareillage nécessaire à votre évaluation (voir images à la page suivante). Ce harnais est maintenu sur votre genou par trois points d'appui et par un système de velcro au niveau de votre cuisse et de votre jambe. Il sert d'instrument de mesure des mouvements en trois dimensions des os de votre cuisse et de votre jambe.
- Ensuite, une période de 10 minutes de marche sur le tapis roulant vous sera allouée afin de vous habituer au port du harnais durant la marche.
- Par la suite, nous vous demanderons d'effectuer à six reprises un pas avant de la jambe atteinte d'arthrose avec un maintien en équilibre debout sur cette jambe durant 3 secondes.
- Finalement, vous serez invité(e) à marcher sur le tapis roulant à une vitesse donnée (votre vitesse confortable ou une vitesse plus rapide) sur une période de 2 à 3 minutes. Une deuxième période de marche de 2 à 3 minutes vous sera demandé(e) à la vitesse de marche non évaluée la première fois.

Lors de cette évaluation, plusieurs enregistrements du genou évalué seront effectués dans le but d'obtenir des mesures nous renseignant sur la fonction de votre genou en mouvement. Avec une autorisation supplémentaire à celle requise pour votre participation à ce projet, nous pourrions aussi filmer vos hanches, cuisses, jambes et pieds lors de la marche sur le tapis roulant. Ceci serait réalisé dans le but d'observer votre démarche globale à des fins d'analyse.



Avantages découlant de la participation à ce projet

Vous ne retirez aucun avantage direct à participer à ce projet. Vous aurez toutefois la satisfaction d'avoir contribué à une recherche. Cette nouvelle approche pourrait éventuellement être utilisée pour évaluer l'efficacité de divers traitements du genou atteint d'arthrose.

Risques et inconforts pouvant découler de la participation

La participation à ce projet ne comporte aucun risque pouvant compromettre votre état de santé physique et psychologique. Le suivi médical et en physiothérapie est conforme au suivi habituel de personnes atteintes d'arthrose du genou. De plus, les évaluations biomécaniques impliquent des méthodes de mesure non invasives ainsi que des tâches ne représentant aucun risque particulier. Il est néanmoins important de préciser qu'un léger inconfort dû au port du harnais au genou (serrement des appuis au niveau de la cuisse) peut survenir chez certaines personnes. Des rougeurs peuvent alors apparaître sur la peau. Ces dernières devraient disparaître dans les heures suivant l'évaluation.

Participation volontaire et retrait ou exclusion de l'étude

Votre participation est entièrement volontaire. Vous êtes libre de vous retirer en tout temps sans préjudice et sans devoir justifier votre décision. Si vous aviez de la difficulté à vous adapter au tapis roulant ou à tolérer le port du harnais vous pourriez ne pas être retenu pour prendre part à ce projet. De plus, si pour une raison quelconque votre état de santé changeait et que vous ne répondiez plus aux critères d'admissibilité, vous pourriez alors être retiré de ce projet. Toutefois, notez que votre retrait du projet n'affecterait d'aucune façon les soins requis pour votre arthrose du genou.

Clause de responsabilité

Si une complication survient en cours d'étude, les soins médicaux d'urgence usuels vous seront fournis au Centre de Recherche du CHUM – hôpital Notre-Dame et ou hôpital St-Luc. Ceci n'altère en rien vos droits en cas de faute et vous ne renoncez à aucun de vos droits légaux en signant le présent formulaire ni ne libère le chercheur ou l'hôpital de leurs responsabilités civiles et professionnelles.

Confidentialité

Toute information se rapportant à votre participation sera traitée sans compromettre la confidentialité de vos données. Ceci sera respecté grâce à l'utilisation d'un système codifié pour la conservation des renseignements personnels et des mesures collectées. Seuls les chercheurs autorisés auront accès aux informations cliniques et biomécaniques reliées au projet et pourront se les transmettre. Ces informations seront conservées sur les ordinateurs du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie et ceux du CHUM pour une durée maximale de 5 ans après la publication des résultats. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites.

De plus, avec une autorisation supplémentaire à celle requise pour votre participation à ce projet, les informations personnelles et les données collectées dans le cadre de ce projet

pourraient être utilisées pour des études futures et/ou projets connexes par d'autres chercheurs associés. Ces informations seront conservées pour une durée maximale de 5 ans après la publication des résultats. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites.

Il est à noter que toute utilisation secondaire de ces données pour fin de recherche sera approuvée par un comité d'éthique à la recherche.

Indemnité

L'indemnité qui vous sera offerte est un montant maximum de 75,00\$ (25\$ vous sera remis après chacune des évaluations biomécaniques) afin de vous dédommager des inconvénients liés à la participation à ce projet et au temps consacré aux trois sessions d'évaluation biomécanique.

Personnes ressources

Si vous avez des questions au sujet de votre participation ou si vous décidez de vous retirer du projet, vous n'avez qu'à contacter Madame Francine Bujold, agente de recherche au (514) 527-4155 poste 243 et/ou Mesdames Katia Turcot et Karine Boivin, étudiantes coordonnatrices du projet au (514) 890-8000 poste 28723. Si vous avez des questions sur vos droits et recours, vous pouvez contacter :

Monsieur Jacques A. de Guise, chercheur responsable de cette étude.

Pour le rejoindre, téléphonez au (514) 890 8000 poste 28721

Madame Louise Brunelle, commissaire adjointe à la qualité des services,
Hôpital Notre-Dame du CHUM.

Pour la rejoindre, téléphonez au (514) 890-8000 poste 26047

Formulaire de consentement**Titre de l'étude**

Validation de nouvelles méthodes biomécaniques pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou

Je, (nom en lettres moulées du participant)
 déclare avoir pris connaissance du document ci-joint dont j'ai reçu copie, en avoir discuté
 avec (nom de l'investigateur en lettres moulées) et compris
 le but, les avantages, les risques et les inconvénients de l'étude en question.

Après réflexion et un délai raisonnable, je consens librement à prendre part à cette étude. Je
 sais que je peux me retirer en tout temps sans préjudice.

Signature du participantDate.....

Autorisations supplémentaires :

J'accepte également que mes hanches, cuisses, jambes et pieds soient filmés au cours des
 évaluations biomécaniques.

Signature du participantDate.....

J'accepte également que les données accumulées lors de cette étude soient réutilisées
 pour des études futures et/ou projets connexes par d'autres chercheurs associés.

Signature du participantDate.....

Je, (nom en lettres moulées de l'investigateur) déclare
 avoir expliqué le but, la nature, les avantages, les risques et les inconvénients de l'étude à
 (nom en lettres moulées du participant)

Signature de l'investigateurDate.....

Témoin autre qu'un individu associé au projet

(nom en lettres moulées)

Signature du témoinDate.....

Annexe IV. Fiche d'évaluation clinique des participants asymptomatiques

ÉVALUATION CLINIQUE DES PARTICIPANTS ASYMPTOMATIQUES
- PROJET GONARTHROSE -

JUILLET 2005

Est-ce que M. ou Mme _____ a l'une ou l'autre des conditions suivantes pouvant interférer avec l'évaluation biomécanique¹ :

1. Souffre de douleurs aux genoux lors de la marche ou lors de la montée/descente d'escalier ou lors de la transition de la position assise à debout ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
2. Démontre des signes cliniques d'arthrose au genou selon les critères de l'ACR (Altman <i>et al.</i> 1986 ²) ? Précisez :	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
3. Démontre des signes cliniques d'arthrite rhumatoïde ou d'arthrose généralisée ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
4. N'est pas capable de marcher sur une période continue de 10 à 15 minutes ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
5. Utilise une aide technique (cane, béquille, marchette) lors de l'ensemble de ces déplacements ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
6. Souffre de claudication altérant sa démarche (douleur aux jambes à la marche) ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
7. A des déformations sévères au dos, à la hanche et/ou aux pieds affectant sa démarche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
8. Souffre de vertiges ou de problèmes d'équilibre ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
9. A eu une intervention chirurgicale (tronc et/ou membres inférieurs) pouvant altérer sa démarche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
10. A eu une blessure (déchirure méniscale, ligamentaire) et/ou traumatisme (fracture,...) aux membres inférieurs ou au tronc pouvant altérer sa démarche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
11. A un problème cardiaque non contrôlé (pression artérielle fluctuante, hypertension, angine, arythmie,...), nécessitant un contrôle médical régulier ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
12. A un problème pulmonaire limitant un exercice de marche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
13. Est susceptible à faire des plaies aux membres inférieurs (ex : diabétique)?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
14. A un problème neurologique (parkinson, épilepsie, ACV, ...) ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
15. A toute autre contre-indication médicale pouvant interférer avec sa participation au présent protocole ? Précisez :	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>

Je suis en accord pour que M. ou Mme _____ participe au projet de recherche intitulé « Validation d'une nouvelle approche biomécanique pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou ».

Je suis en désaccord pour que M. ou Mme _____ participe au projet de recherche intitulé « Validation d'une nouvelle approche biomécanique pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou ».

Commentaires _____

Signature du médecin : _____ Date : _____

Merci de votre collaboration !

¹ Pour être admissible au projet, toutes les cases doivent être cochées NON

² Douleur au genou + au moins 3 critères parmi les suivants: âge > 50, raideur < 30 minutes, crépitements osseux, douleur à la palpation osseuse, gonflement, chaleur (Altman *et al.* 1986).