

Université de Montréal

**Analyse cinématique de la marche de travailleurs exposés  
à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-  
tibiale (AF-T)**

Par

Enrique Villalobos

Sciences biomédicales, Université de Montréal

Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de maîtrise en sciences biomédicales  
Option Musculo-squelettique

Août, 2011

© Enrique Villalobos, 2011

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

Analyse cinématique de la marche de travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur  
l'articulation fémoro-tibiale (AF-T)

Présenté par :  
Enrique Villalobos

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Lajeunesse, président-rapporteur  
Jacques A. De Guise, directeur de recherche  
Alain-Steve Comtois, co-directeur  
Jean Boucher, membre du jury

## Résumé

De nombreuses études concluent que la charge mécanique supportée par le genou, qu'elle soit reliée à l'obésité, aux sports intenses, à une altération biomécanique des structures de l'articulation ou à une exposition à des charges lourdes durant les activités occupationnelles, est considérée comme un facteur de risque important au développement de la gonarthrose.

La gonarthrose reliée au travail a été le sujet de nombreuses études et plusieurs d'entre elles ont rapporté une prévalence accrue de la gonarthrose chez les travailleurs de certains domaines en particulier, comme la construction, la pose de plancher, la peinture, l'exploitation minière, l'agriculture et le travail en atelier et en milieu de la santé. Les personnes qui travaillent dans ces métiers sont exposées à des positions ou des activités nuisibles, comme travailler à genoux ou accroupi, monter des escaliers ou des échelles, transporter des charges lourdes et marcher de façon prolongée. Ces gestes surchargent l'articulation du genou, ce qui cause des modifications aux structures de l'articulation du genou ou aux adaptations neuromusculaires de patron de mouvement du genou. Ces modifications structurelles et adaptations neuromusculaires peuvent apporter des changements cinématiques à la marche qui peuvent initier la gonarthrose ou contribuer à sa progression.

L'objectif principal de la présente étude était d'analyser l'effet d'une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) subie au travail lors d'une tâche de marche et comparer le patron cinématique de l'articulation fémoro-tibiale des travailleurs exposés à une surcharge mécanique à celui des travailleurs non exposés.

Vingt-quatre travailleurs exposés à une surcharge mécanique et neuf travailleurs non exposés ont participé à l'étude. Les données cinématiques de la marche ont été enregistrées au niveau du genou dans des conditions cliniques en utilisant un système de suivi du mouvement électromagnétique. Les paramètres suivants ont été extraits et utilisés pour la comparaison des groupes : l'angle maximum lors du contact initial, l'angle

maximum de flexion durant la réponse à la charge, l'angle minimum au moment de l'appui unipodal et l'étendue max-min du cycle.

La comparaison des groupes pour les variables cliniques et cinématiques a été effectuée par l'utilisation de tests-t bilatéraux (« *Student-t tests* ») et de tests ANCOVA utilisant le poids et la vitesse comme covariables.

Les travailleurs exposés à une surcharge mécanique présentaient un plus grand angle de flexion de l'articulation fémoro-tibiale au contact initial, durant la réponse au chargement et à la phase unipodale et ils ont démontré une étendue d'angle moindre que les travailleurs non exposés. Nous croyons que les données cinématiques de la marche peuvent donner des idées sur les facteurs biomécaniques qui pourraient prédisposer les travailleurs au développement ou à la progression de la gonarthrose. Une meilleure compréhension de ces facteurs pourrait être un premier pas vers le développement d'une intervention plus efficace pour cette population.

**Mots-clés :** Arthrose, gonarthrose, facteurs biomécaniques, travailleurs, cinématique du genou, analyse de la marche.

## **Abstract**

Many studies agree that mechanical knee loading, either related to obesity, intense sports, biomechanical alteration of the knee or exposition to heavy load occupational activities, is an important factor in knee OA development. Work related knee OA has been the focus of numerous studies, many of them reporting increased knee OA prevalence in workers involved in particular occupational fields such as construction, floor layer, painting, mining, agriculture, shop assistant and health care employees. Persons working in these occupations are exposed to noxious positions or activities such as kneeling, squatting, climbing stairs or ladders, carrying heavy load and prolonged walking. These gestures overload the knee joint, resulting in modifications of the knee joint structures or in neuromuscular adaptations of the knee movement pattern. These structural modifications and neuromuscular adaptations can bring about gait kinematic changes that can either initiate knee OA or contribute to its progression.

The main objective of this study was to analyze the effect of mechanical overloading on the tibial-femoral joint suffered during walking tasks at work and compare the kinematics gait tibial femoral joint of workers exposed to knee overloading (KO workers) to that of non-knee overloaded workers (non-KO workers).

Twenty four KO workers and 9 non-KO workers participated to the study. Gait kinematic data were recorded at the knee in a clinical setting using an electromagnetic motion tracking system. The following parameters were extracted and used for group comparison: knee angle at initial contact, peak knee flexion angle during loading response and angle range. Group comparison for clinical and kinematic variables of interest was performed with Student-*t* and ANCOVA tests.

KO workers had greater knee flexion angle at initial contact, during loading response and single limb support, and they demonstrated a lower angle range than non-KO workers.

We believe that gait kinematic data can suggest biomechanical factors that could predispose workers to the development or progression of knee OA. A better understanding of these factors could be a first step toward more efficient intervention within the population.

**Keywords:** Osteoarthritis, biomechanical factors, workers, knee kinematics, gait analysis

## Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	iii
Liste des tableaux.....	viii
Liste des figures.....	x
Remerciements.....	xiv
Chapitre 1 : Introduction.....	1
1.1. Épidémiologie.....	1
1.2. Coût et conséquences sociales.....	2
Chapitre 2 : Recension des écrits.....	3
2.1. Caractéristiques anatomiques de l'articulation fémoro-tibiale.....	3
2.2. Caractéristiques biomécaniques de la marche normale.....	5
2.2.1. Paramètres spatio-temporels de la marche.....	8
2.2.2. Analyse cinématique de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) durant la marche.....	10
2.2.3. Mouvements de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) dans le plan sagittal.....	11
2.2.4. Mouvements de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) dans le plan frontal et transverse.....	12
2.2.5. Analyse cinétique de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) pendant la marche.....	14
2.3. Étiologie de l'arthrose.....	22
2.4. Arthrose du genou ou gonarthrose.....	25
2.4.1. Physiopathologie de l'arthrose du genou.....	26
2.4.2. Symptômes de la gonarthrose.....	26
2.5. Facteurs de risques associés à la gonarthrose.....	28
2.5.1. Facteurs systémiques.....	29
2.5.2. Environnement articulaire.....	29
2.5.3. Facteurs biomécaniques.....	30
2.6. Relation entre les emplois et la gonarthrose.....	31
2.6.1. Facteurs de risques de la gonarthrose reliée à l'emploi.....	32

2.6.1.1. Blessures reliées aux emplois et gonarthrose.....	35
2.6.1.2. Marche prolongée, ascension ou descente d'escaliers.....	38
2.6.1.3. Positions de flexion extrême (agenouillée, accroupie).....	40
2.6.1.4. Position agenouillée ( <i>kneeling</i> ).....	41
2.6.1.5. Position accroupie ( <i>squatting</i> ).....	43
2.6.1.6. Manutention et transport de charge ( <i>Lifting and carrying heavy loads</i> ).....	45
Chapitre 3 : Problématique et objectif de l'étude.....	47
3.1. Problématique.....	47
3.2. Évaluation clinique chez les travailleurs.....	48
3.1.1. Échelles fonctionnelles et questionnaires d'évaluation d'activité physique en milieu clinique.....	49
3.1.1.1. Échelle fonctionnelle de <i>Lysholm-Tegner</i> .....	49
3.1.1.2. Questionnaire de <i>Baecke</i> sur l'activité physique au travail et durant les loisirs.....	50
3.1.2. Tests de flexibilités et d'amplitudes articulaires.....	51
3.1.2.1 Test de <i>Thomas</i> .....	51
3.1.2.2. Test <i>Active-Knee-Extension (AKE)</i> .....	52
3.3. Caractéristiques biomécaniques de la marche chez les personnes gonarthrosiques .	54
3.4. Résultats sans consensus des différentes études sur la marche chez les personnes gonarthrosiques.....	57
3.5. Objectifs de l'étude.....	59
Chapitre 4 : Méthodologie.....	60
4.1. Description des groupes de participants.....	61
4.1.1. Population cible.....	61
4.1.2. Échantillon.....	61
4.2. Critères de participation à l'étude.....	62
4.3. Caractéristiques des participants.....	64
4.4. Considérations éthiques et d'information.....	68
4.5. Évaluations clinique et biomécanique.....	68



4.5.1. Lieu de l'expérimentation .....	69
4.5.2. Évaluation clinique.....	69
4.5.2.1. Procédure de l'évaluation clinique.....	69
4.5.3. Évaluation biomécanique .....	70
4.5.3.1. Procédures expérimentales.....	70
4.5.3.2. Calibrage des axes articulaires .....	71
4.5.3.3. Acquisition des variables cinématiques .....	76
4.5.3.4. Acquisition des données de plateforme de force.....	78
4.6. Analyse statistique .....	81
Chapitre 5 : Résultats .....	82
5.1. Résultats cliniques.....	82
5.2. Résultats paramètres spatio-temporels .....	86
5.3. Résultats cinématiques .....	87
5.3.1. Plan sagittal .....	87
5.3.2. Plan frontal .....	90
5.3.3. Plan transverse .....	92
5.3.4. Alignement fonctionnel.....	93
Chapitre 6 : Discussion .....	94
6.1. Limitations de l'étude .....	98
6.2. Conclusion et perspectives.....	99
Bibliographie.....	100
Annexe I : Formulaire d'information et de consentement des participants travailleurs .....	I
Annexe II : Protocole expérimental - Projet REPAR-IRSSST .....	VIII

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1.</b> Causes mécaniques et biologiques de l'arthrose secondaire. Tiré et traduit de Buckwalter et al. [38].	24
<b>Tableau 2.</b> Critères cliniques de classification de la gonarthrose. Adapté de Ravaud et al. [52].	27
<b>Tableau 3.</b> Facteurs de risques extrinsèques associés à la gonarthrose. Tiré et traduit de Reid et al. [91].	34
<b>Tableau 4.</b> Critères d'inclusion et d'exclusion.	63
<b>Tableau 5.</b> Caractéristiques des participants travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'AF-T.	65
<b>Tableau 6.</b> Caractéristiques des participants du groupe non exposé à une surcharge.	66
<b>Tableau 7.</b> Caractéristiques de l'emploi des travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'AF-T.	67
<b>Tableau 8.</b> Paramètres cinématiques analysés	76
<b>Tableau 9.</b> Résultats des caractéristiques anthropométriques des participants exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).	83
<b>Tableau 10.</b> Résultats des questionnaires cliniques des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).	84
<b>Tableau 11.</b> Résultats des tests cliniques des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).	85
<b>Tableau 12.</b> Résultats des paramètres spatio-temporels des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).	86
<b>Tableau 13.</b> Résultats cinématiques : <i>Student-t tests</i> et ANCOVA du plan sagittal (flexion/extension) des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) lors d'un cycle de marche.	89
<b>Tableau 14.</b> Résultats cinématiques du plan frontal (adduction/abduction) des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) lors du cycle de marche.	91

<b>Tableau 15.</b> Résultats cinématiques du plan transverse (rotation externe-interne) des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) lors du cycle de marche. ....	92
<b>Tableau 16.</b> Résultats de l'alignement fonctionnel des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T). ....	93

## Liste des figures

<b>Figure 1.</b> Différentes vues de l'articulation fémoro-tibiale et ses composants. Adaptée de Stéphane Tanguy. Département STAPS – Université d'Avignon et des pays de Vaucluse [10]. <a href="http://www.staps.univ-avignon.fr/S3/UE2/Anatomie/Support_genou_jambe_pied.pdf">http://www.staps.univ-avignon.fr/S3/UE2/Anatomie/Support_genou_jambe_pied.pdf</a> .....	4
<b>Figure 2.</b> Phase d'appui et d'oscillation du cycle de marche. Tirée et traduite de Perry [12]. .....	7
<b>Figure 3.</b> Les paramètres spatiaux-temporels de la marche. Tirée de Beauchet et al. [14]...	9
<b>Figure 4.</b> Mouvements de rotation du genou sur un système d'axes. Tirée de Maly et al. [19]. .....	10
<b>Figure 5.</b> Mouvement de flexion-extension dans le plan sagittal. Tirée de Perry [12]. .....	12
<b>Figure 6.</b> À gauche, mouvements dans le plan frontal (adduction/abduction) et à droite, dans le plan transverse (rotation interne/externe) de l'articulation fémoro-tibiale. Tirée de Lafortune et al. [17]. .....	14
<b>Figure 7.</b> À gauche, tapis roulant ADAL (France) instrumenté de deux plates-formes de force; à droite, dimensions du tapis roulant avec quatre capteurs de force (triaxial Kistler) par courroie. Tirée de Lee et al. [22]. .....	15
<b>Figure 8.</b> Les forces de réaction produites sur l'axe A) proximo-distal, B) médio-latérale et C) antéro-postérieure. Tirée du travail d'Olivier Rémy-Néris sur <i>la mesure de la marche et du mouvement</i> . [23]. <a href="http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/Marche_DES_DIU_2011.pdf">www.cofemer.fr/UserFiles/File/Marche_DES_DIU_2011.pdf</a> .....	17
<b>Figure 9.</b> Représentation du cycle de marche. Adaptée et traduite de Hughes et al. [13]...	20
<b>Figure 10.</b> Moments de forces du genou dans le plan frontal (gauche) et transverse (droite). Tirée de Winter et al. [25]. .....	21
<b>Figure 11.</b> Prévalence de l'arthrose chez les femmes et les hommes. Adaptée de Rossignol [2]. .....	23
<b>Figure 12.</b> Gonarthrose partie médiale du genou. Tirée, adaptée et traduite de D. Felson [40]. .....	25

<b>Figure 13.</b> Modèle des facteurs contribuant à la gonarthrose. Adaptée et traduite de Felson et al. [28]. .....	28
<b>Figure 14.</b> À gauche, utilisation du marteau ( <i>knee kicker</i> ); à droite, un poseur en train de presser le tapis. Tirée de Tanaka et al. [108].....	37
<b>Figure 15.</b> Positions profondes du genou (a) position accroupie et (b) position agenouillée. Tirée de Zelle et al. [117]......	40
<b>Figure 16.</b> Posture du genou selon les tâches de travail du poseur de tapis. Adaptée et traduite de Jorma Kivimaki et al. [103]. .....	41
<b>Figure 17.</b> Poseurs de plancher, remplissage traditionnel. Tirée de Jensen et al. [121].....	42
<b>Figure 18.</b> À gauche, traite d'une vache dans une étable traditionnelle; à droite, salle de traite automatisée. Tirée et traduite de Nonnenmann et al. [122]. .....	44
<b>Figure 19.</b> Déchargement de sacs de grains d'un camion. Tirée de Pradhan et al. [127]. ...	46
<b>Figure 20.</b> Procédure du test de Thomas modifié. Tirée de Clapis et al. [144].....	52
<b>Figure 21.</b> Procédure du test <i>Active-knee-Extension (AKE)</i> . Tirée de Norris et al. [149]...	53
<b>Figure 22.</b> Mouvements de flexion et d'extension de trois groupes de participants. Les amplitudes maximales de flexion-extension des deux groupes arthrosiques sont réduites comparativement au groupe asymptomatique (sévéres, ligne pointillée, modéré, ligne à tirets). Tirée d'Asstephen et al. [129]. .....	55
<b>Figure 23.</b> À gauche, moment externe de flexion-extension, à droite, moment externe d'adduction des patients gonarthrosiques (sévéres, ligne pointillée, modéré, ligne à tirets). Tirée d'Asstephen et al. [129]. .....	57
<b>Figure 24.</b> Étapes de la méthodologie .....	60
<b>Figure 25.</b> Marche d'un participant travailleur sur tapis roulant <i>ADAL</i> , sans (A) et avec le système <i>KneeKG</i> <sup>TM</sup> (cercle rouge) (B), participant portant une ceinture pelvienne (flèche rouge) (C) et source électromagnétique <i>Fastrak</i> (cercle rouge) (D). Images Centre du genou, <i>Emovi Inc.</i> .....	71
<b>Figure 26.</b> Mouvement de circumduction de la jambe pour définir le centre de la tête fémorale. ....	72
<b>Figure 27.</b> Mouvements de flexion-extension pour la définition d'un axe moyen. ....	73

- Figure 28.** Identification des malléoles (A) droite et (B) gauche (cercle rouge) pour définir le centre de la cheville..... 74
- Figure 29.** Mouvements type de flexion-extension du genou en degré (°) d'un travailleur (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) pendant la marche sur tapis roulant. La zone grise correspond à un mouvement typique du genou [11]. ..... 77
- Figure 30.** Mouvements d'abduction-adduction du genou en degré (°) d'un travailleur (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) pendant la marche sur tapis roulant. .... 77
- Figure 31.** Mouvements de rotation interne-externe du genou en degré (°) d'un travailleur (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) pendant la marche sur tapis roulant. .... 78
- Figure 32.** Forces exercées par un travailleur pendant la marche sur tapis roulant. La ligne bleue représente le genou gauche et la ligne rouge le genou droit, (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) A) Verticales, B) médio-latérales et C) antéro-postérieures. La zone grise correspond à un mouvement typique du genou [11]. ..... 79
- Figure 33.** Moyenne en degré (°) et écart-type du patron de marche en flexion-extension des travailleurs à une surcharge (ligne rouge) et des travailleurs non exposés (ligne bleu) à une surcharge sur l'articulation fémoro-tibiale. L'astérisque représente les différences significatives des deux groupes lors des phases du cycle de marche (CI : contact initial, max; PC : phase de chargement, max; PSA : phase de simple appui, min; étendu, max-min). ..... 90
- Figure 34.** Moyenne en degré (°) et écart-type du patron de marche en adduction-abduction des travailleurs exposés à une surcharge (ligne rouge) et des travailleurs non exposés (ligne bleu). (CI : contact initial, max; PC : phase de chargement, max; min; étendu, max-min). ..... 91
- Figure 35.** Moyenne en degré (°) et écart-type du patron de marche en rotation externe-interne des travailleurs exposés à une surcharge (ligne rouge) et des travailleurs non exposés (ligne bleu). (CI : contact initial, max; PC : phase de chargement, max; étendu, max-min). .... 92

*L'expérience, c'est le nom que chacun donne  
à ses erreurs.*

*Oscar Wilde*

## Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de maîtrise Jacques de Guise pour m'avoir donné la possibilité de faire mon projet au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) ainsi que pour son aide et sa confiance après les difficultés rencontrés au cours du projet. Ensuite, j'aimerais remercier Nathaly Gaudreault pour m'avoir accueilli au sein de son projet de recherche.

J'aimerais remercier le personnel du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) et le personnel du Centre du genou Emovi, pour leur disponibilité et leur assistance, spécialement Gérald Parent.

J'aimerais aussi remercier Étienne Turcotte pour sa précieuse collaboration lors de la collecte des données. Son entregent envers les participants au projet a contribué à une atmosphère de travail très agréable.

J'aimerais remercier Lucien Dick pour ses sages conseils au niveau technique et personnel.

J'aimerais remercier Nathaly Jourdain du programme Mentor de l'Hôpital Ste-Justine pour sa confiance et ses encouragements depuis le début.

J'aimerais remercier Alain Comtois pour avoir accepté de me codiriger pour l'étape finale de mon projet.

J'aimerais spécialement remercier ma femme Catherine pour son appui constant, ses encouragements, son amitié et son amour, tout au long du projet. Grâce à elle, j'ai réussi à surmonter les moments difficiles que j'ai vécus lors de cette étape de ma vie.

J'aimerais remercier mes enfants Marcel et Julianne, qui m'ont alimenté de leur énergie positive et qui me faisaient oublier mes soucis avec leurs rêves d'enfants.

Finalement, j'aimerais remercier ma belle-famille, ainsi que mes parents et frère et sœurs, qui demeurent toujours à mes côtés, prêts à aider.



# Chapitre 1 : Introduction

Ce chapitre présente l'arthrose selon des statistiques canadiennes et mondiales, et les coûts qui y sont reliés.

## 1.1. Épidémiologie

Selon l'Institut de recherche en santé du Canada, trois millions de Canadiens seraient atteints d'arthrose, soit 10 % de la population [1]. Au Québec, parmi les personnes qui disent souffrir d'arthrose, 53,2 % rapporte la présence de symptômes au genou [2]. L'arthrose est considérée comme la source d'incapacité musculo-squelettique la plus fréquente au niveau des limitations dans la vie quotidienne des adultes dans les pays industrialisés [3, 4].

L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), dans son rapport annuel « *Des millions de personnes souffrent de pathologies de l'appareil locomoteur* » paru le 27 octobre 2003, classe l'arthrose parmi les dix principales maladies les plus invalidantes dans les pays développés et elle estime qu'au niveau mondial 9,6 % des hommes et 18 % des femmes âgés de plus de 60 ans souffrent de cette maladie [4]. Ces statistiques démontrent que l'arthrose touche une bonne proportion de la population active. Au Québec, l'arthrose affecte 10 % des travailleurs pendant leur vie professionnelle active et est la principale cause d'incapacité physique des personnes âgées de plus de 65 ans. L'incidence de l'arthrose risque d'augmenter au cours des prochaines années en raison du vieillissement de la population [5].

## 1.2. Coût et conséquences sociales

Le fardeau économique de l'arthrose au Canada est évalué selon une perspective individuelle et sociétale. Les coûts directs estimés de cette maladie sont de l'ordre de cinq milliards de dollars par année au Canada [6,7].

Selon Gupta et al. [7], les coûts totaux indirects reliés à l'arthrose du genou et de la hanche, estimés selon la perspective des patients, s'élèvent à près de 12 000 \$ par individu et l'absentéisme au travail de même que la perte de productivité compteraient pour la moitié de ces coûts.

De plus, Leigh et al. [6] estiment que près de 15 % des coûts sociaux liés à l'arthrose seraient attribuables à la présence d'arthrose chez les travailleurs, rendant cette maladie plus coûteuse que les maladies respiratoires ou les maladies neurologiques.

Longtemps perçue comme une maladie bénigne liée au processus normal du vieillissement, l'arthrose du genou est maintenant conceptualisée comme une pathologie dynamique mettant plusieurs facteurs en interaction. Dans le contexte économique actuel, la réduction des coûts en santé est devenue un enjeu sociétal important. L'élaboration de mesures de prévention de la gonarthrose en milieu de travail présente donc un intérêt économique considérable. Les évidences scientifiques rapportent une augmentation de la prévalence de la gonarthrose dans certains secteurs d'emploi. Selon Rossignol et al. [5], l'incidence de gonarthrose est deux fois plus élevée chez les travailleurs qui occupent un emploi de nature physique que chez les travailleurs qui ont un emploi sédentaire.

## **Chapitre 2 : Recension des écrits**

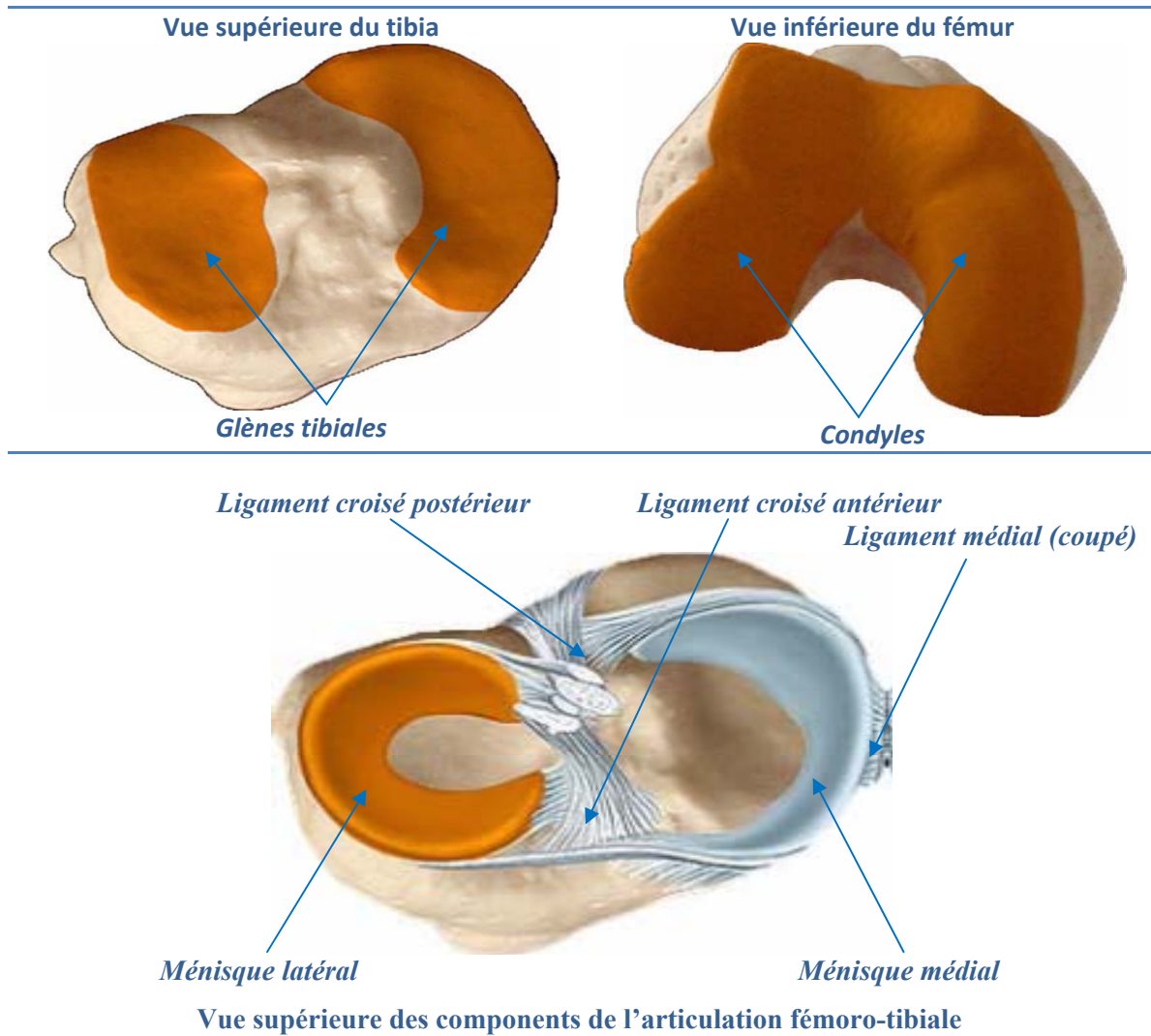
Ce chapitre présente le contexte théorique du projet. Tout d'abord, nous explorerons les composantes de l'articulation fémoro-tibiale ainsi que les caractéristiques de la marche normale. Ensuite, nous verrons l'évolution de l'arthrose en général, puis, plus précisément, le développement de la gonarthrose, avec les facteurs de risque associés. Nous terminerons avec la relation entre la gonarthrose et les emplois qui soumettent l'articulation fémoro-tibiale à différentes contraintes.

### **2.1. Caractéristiques anatomiques de l'articulation fémoro-tibiale**

L'objectif principal de la présente étude requiert l'analyse des composantes du genou et ses mouvements lors d'une tâche de marche. Les deux systèmes articulaires qui composent la structure du genou sont les articulations fémoro-patellaire et fémoro-tibiale. Ces deux articulations sont soumises à des forces de traction très élevées et à des pressions considérables lors de la marche normale [8]. Aux fins de ce projet, nous analyserons seulement l'articulation fémoro-tibiale (figure 1).

L'articulation fémoro-tibiale est composée de deux condyles; ces structures sont placées sur la partie postéro-inférieure du fémur et articulées sur les glènes tibiales et les ménisques. Le complexe fémoro-tibial est formé de deux cavités : interne et externe. La cavité interne favorise la stabilité tandis que la cavité externe favorise la mobilité. L'articulation fémoro-tibiale est aussi constituée des structures fibro-cartilagineuses nommées ménisques médial et latéral. Les ménisques se déplacent en suivant les condyles fémoraux. Ils se déplacent vers l'arrière lors de la flexion et vers l'avant lors de l'extension. La fonction des ménisques consiste à aider l'emboîtement des condyles sur les glènes du tibia et à améliorer la stabilité du genou. Ils sont situés entre les condyles et les glènes du tibia; cette position permet de distribuer les contraintes de pression sur une meilleure surface et répartir le liquide synovial dans l'articulation. Ces actions aident la lubrification

et réduisent le coefficient de friction. Les surfaces articulaires du complexe fémoro-tibial sont maintenues ensemble par la capsule articulaire, les ligaments latéraux interne et externe et les ligaments croisés [8, 9].



**Figure 1.** Différentes vues de l'articulation fémoro-tibiale et ses composants. Adaptée de Stéphane Tanguy. Département STAPS – Université d'Avignon et des pays de Vaucluse [10]. [http://www.staps.univ-avignon.fr/S3/UE2/Anatomie/Support\\_genou\\_jambe\\_pied.pdf](http://www.staps.univ-avignon.fr/S3/UE2/Anatomie/Support_genou_jambe_pied.pdf)

## 2.2. Caractéristiques biomécaniques de la marche normale

Avant de commencer l'analyse cinématique tridimensionnelle (3D) de l'articulation fémoro-tibiale, il serait pertinent d'expliquer en quoi consiste la marche humaine. La marche est considérée comme étant le plus commun de tous les mouvements humains. Selon Winter [11] « *La marche humaine est l'une des plus difficile tâches de déplacement à apprendre, mais une fois apprise, elle devient presque inconsciente* ».

Dr. Jacquelin Perry, qui est considéré comme étant une autorité mondiale sur l'analyse biomécanique de la marche, décrit la marche comme une séquence répétitive de mouvements des membres pour déplacer le corps vers l'avant. Chaque séquence comprend un enchaînement entre les membres supérieurs et inférieurs du corps. À mesure que le corps avance, le poids du corps est supporté alternativement par chaque membre, c'est-à-dire, un membre sert de support tandis que l'autre membre avance. Pour le déplacement du poids d'un membre à l'autre, les deux pieds sont en contact avec le sol et les séquences d'évènements alternent d'un pied à l'autre. Une seule séquence par un membre est appelée un cycle de marche [12].

De façon générale, le cycle de la marche est composé d'une phase d'appui qui dure approximativement 60 % de la séquence et d'une phase d'envol de 40 %. L'appui est la phase durant laquelle le pied est sur le sol et l'oscillation est le temps où le pied est en l'air pour l'avancement du membre. Un cycle dure approximativement une seconde. La durée est affectée soit par la vitesse, soit par un patron pathologique de marche [12,13].

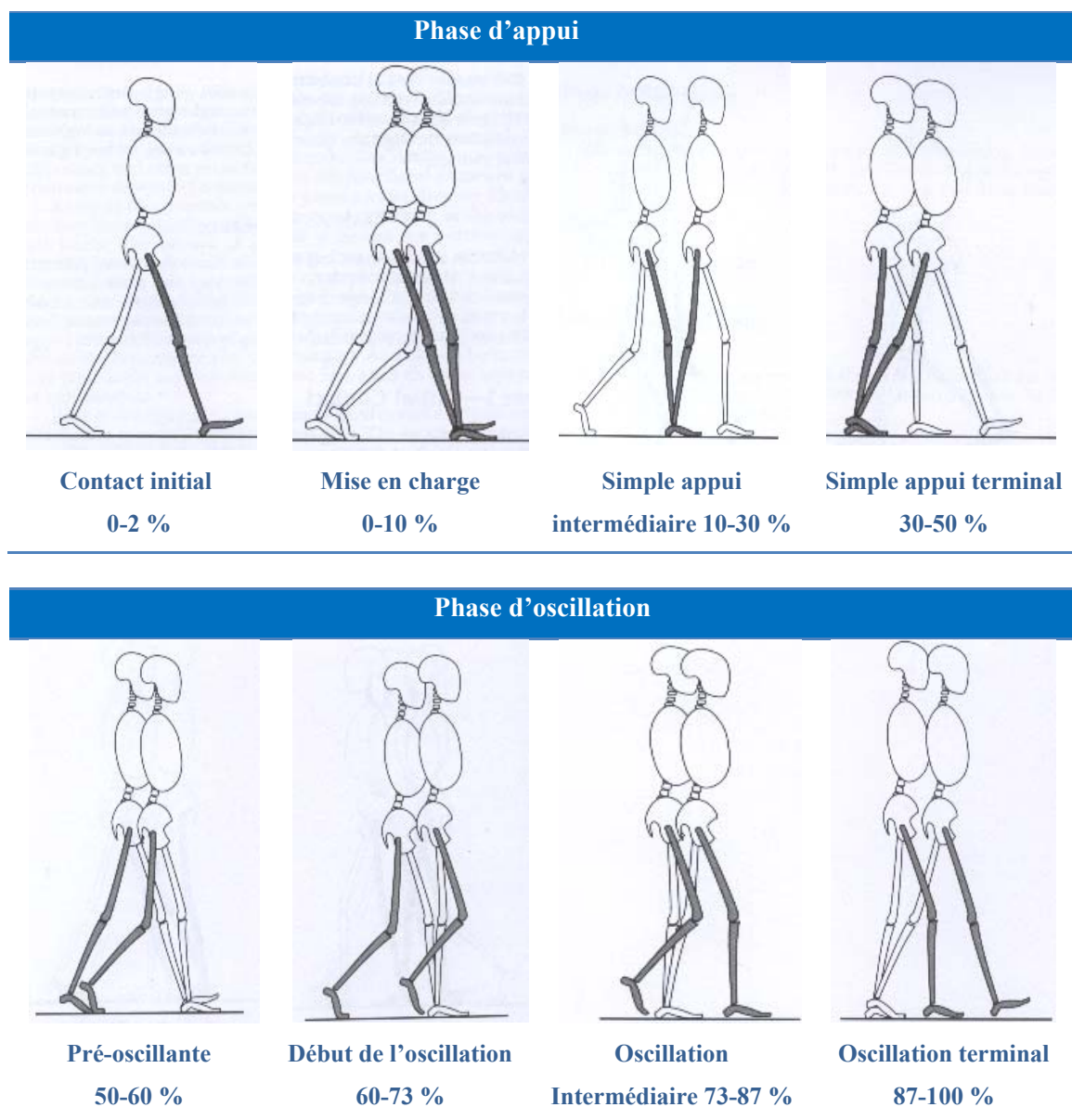
Voici les évènements du cycle de la marche selon Perry (figure 2) [12] :

**Phase d'appui (60 % cycle de marche)**

- **Contact initial 0-2 %** : c'est le moment où le pied entre en contact avec le sol (impact du talon).
- **Mise en charge 0-10 %** : ceci est le premier de deux doubles appuis du cycle. La mise en charge assure une bonne absorption du choc lors de l'impact initial du pied, une meilleure stabilité pour supporter le poids du membre et une bonne progression du mouvement.
- **Simple appui intermédiaire 10-30 %** : ceci est le début de l'appui unipodal, c'est-à-dire, le support du poids par un seul membre. Cette sous-phase de l'appui commence lorsque l'autre membre est soulevé du sol et le membre d'appui reste en extension presque complète.
- **Simple appui terminal 30-50 %** : c'est la partie finale de l'appui unipodal. Elle commence avec l'élévation du talon et continue jusqu'à ce que l'autre pied touche le sol.
- **Pré-oscillante 50-60 %** : c'est le deuxième double appui du cycle. Ceci est le moment de la poussée des orteils du sol. Cette action permet au membre inférieur de se placer pour commencer la phase d'oscillation.

**Phase d'oscillation (40 % cycle de marche)**

- **Début de l'oscillation 60-73 %** : elle commence lorsque le pied est déplacé au dessus du sol.
- **Oscillation Intermédiaire 73-87%** : cette période permet l'avancement du membre.
- **Oscillation terminale 87-100 %** : lors de cette sous-phase finale, le membre est décéléré et préparé pour la phase suivante d'appui [12].



**Figure 2.** Phase d'appui et d'oscillation du cycle de marche. Tirée et traduite de Perry [12].

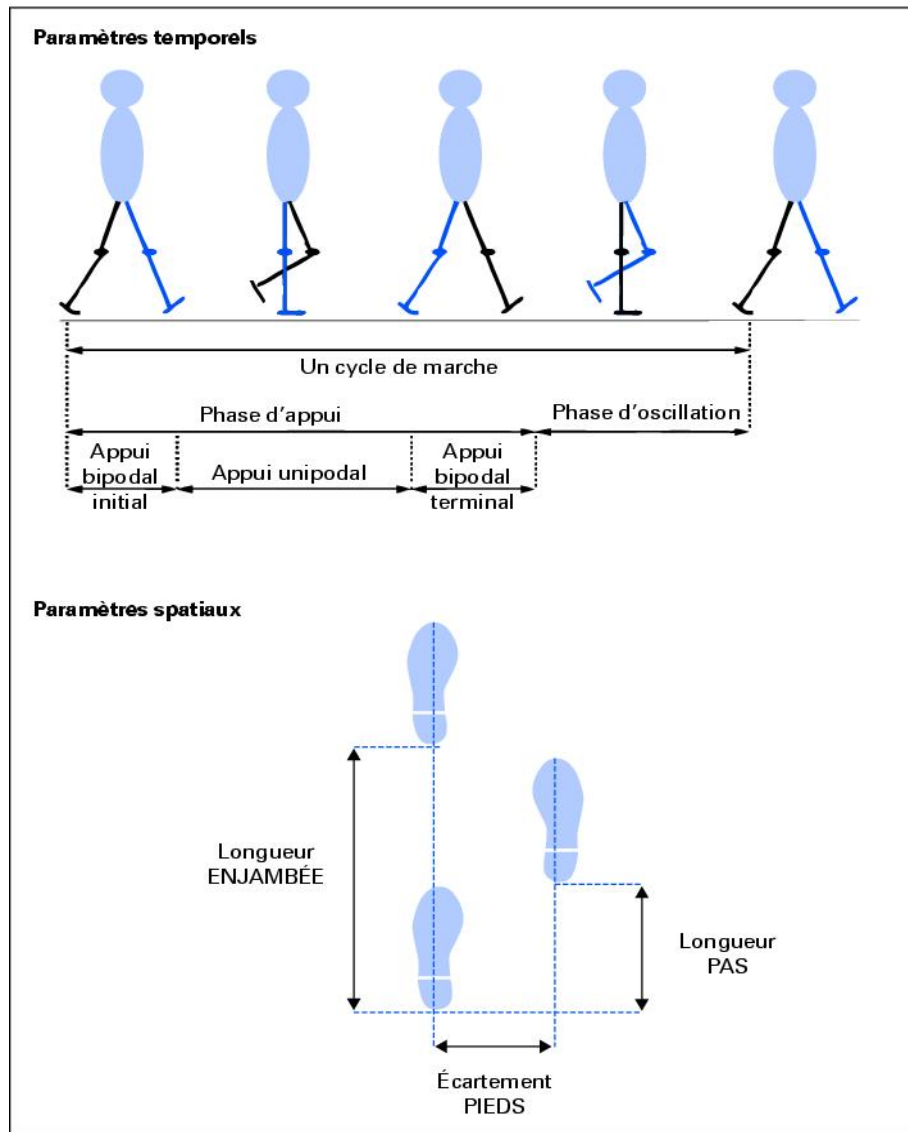
### 2.2.1. Paramètres spatio-temporels de la marche

La marche est caractérisée par des paramètres qui décrivent les déplacements des membres du corps dans l'espace et le temps. Ces paramètres sont appelés spatio-temporels et sont utilisés pour évaluer le développement de la marche chez les enfants ainsi que la marche normale et pathologique chez les adultes [16]. Les paramètres spatio-temporels sont obtenus à partir des données cinématiques, cinétiques et électromyographiques (EMG).

Les paramètres spatio-temporels de la marche (figure 3) sont définis comme suit :

- **Longueur du pas** : il s'agit de la distance entre le contact d'un pied (talon) et le contact suivant de l'autre pied avec le sol.
- **Cadence** : c'est le nombre de pas par minute lors de la marche naturelle. Chez l'adulte, la cadence est établie entre 100 et 120 pas/min et varie selon une augmentation de la longueur du pas ou une augmentation de la vitesse.
- **Vitesse de marche** : Elle est exprimée en mètres par seconde et s'obtient en multipliant la longueur du pas par la cadence. La vitesse moyenne est approximativement de 1,2 à 1,5 m/s pour une marche naturelle chez un adulte.
- **Durée de l'appui unipodal** : la durée de l'appui est d'environ 0,58 seconde, soit environ 60 % du cycle de marche.
- **Largeur du pas (écartement pieds)** : c'est la distance de l'écartement des pieds (talons) lors de la marche. La largeur s'obtient en mesurant la distance entre les deux talons. Pour les adultes, cette distance est d'environ de 9 cm. [11, 14, 15].





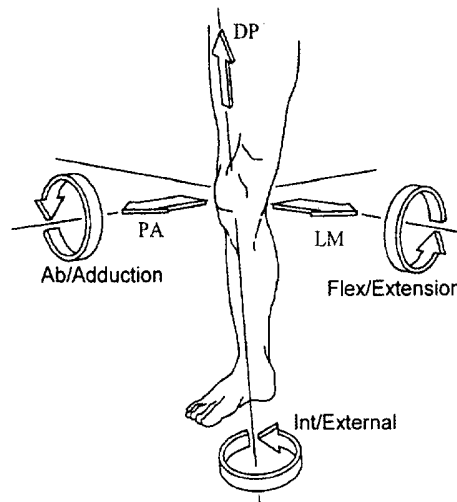
**Figure 3.** Les paramètres spatiaux-temporels de la marche. Tirée de Beauchet et al. [14].

### 2.2.2. Analyse cinématique de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) durant la marche

La cinématique décrit les déplacements, les vitesses et les accélérations d'un corps, sans tenir compte des forces qui les provoquent [11].

L'articulation fémoro-tibiale (AF-T) est caractérisée par trois mouvements angulaires : flexion-extension, abduction-adduction, rotation interne-externe; et trois mouvements de translation : antéro-postérieur, médio-latéral et compression.

Les mouvements angulaires se réalisent dans trois plans anatomiques : sagittal, frontal et transverse, tandis que les mouvements de translation se réalisent selon trois axes : antéropostérieur, médio-latéral et proximo-distal. La figure 4 illustre les mouvements d'adduction /abduction sur l'axe antéro-postérieur, de flexion/extension sur l'axe médio-latéral et de rotation interne /externe sur l'axe proximo-distal. Ce système d'axes est utilisé pour calculer les angles relatifs du tibia par rapport au fémur [17,18, 19,20].

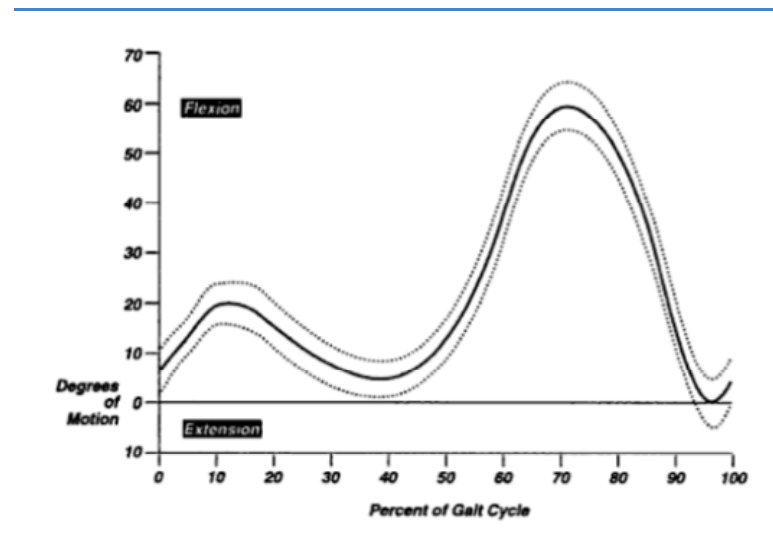


**Figure 4.** Mouvements de rotation du genou sur un système d'axes. Tirée de Maly et al. [19].

### **2.2.3. Mouvements de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) dans le plan sagittal**

L'articulation fémoro-tibiale exécute des mouvements de flexion et d'extension de façon alternative à l'intérieur du cycle de marche. Les différences des mouvements dans le plan sagittal dépendent de la vitesse de marche, des caractéristiques individuelles et des points de repère anatomiques choisis pour l'analyse cinématique.

Tout d'abord, lors du contact initial du pied (talon) avec le sol, l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) est en légère flexion, c'est-à-dire, approximativement  $5^{\circ}$ . Suite à l'impact initial du pied, l'AF-T continue de fléchir jusqu'à un angle de  $15^{\circ}$  à  $20^{\circ}$ , entre 15 % à 20 % de la phase de chargement. Ensuite, au début de l'appui unipodal, l'AF-T commence à s'étendre pour arriver à une flexion minimale d'environ  $1^{\circ}$  à  $3^{\circ}$ , à 40 % du cycle. À la fin de l'appui, entre 50 % et 60 % du cycle de marche, l'AF-T commence à fléchir de nouveau. Cette action est réalisée par la poussée des orteils contre le sol pour initier la phase d'oscillation. Au début de l'oscillation initiale, l'AF-T atteint une flexion d'environ  $35^{\circ}$  à  $40^{\circ}$ . L'angle d'amplitude maximale de la flexion de l'AF-T durant le cycle de marche est d'environ  $60^{\circ}$ ; cette amplitude maximale se produit durant l'oscillation intermédiaire. Postérieurement, l'AF-T commence à s'étendre aussi rapidement qu'il a fléchi durant les phases précédentes pour atteindre une extension maximale de  $3^{\circ}$  avant la fin de phase d'envol à 97 % du cycle de marche [12, 17, 18, 20]. La figure 5 de la page suivante illustre le mouvement de flexion-extension du genou dans le plan sagittal.



**Figure 5.** Mouvement de flexion-extension dans le plan sagittal. Tirée de Perry [12].

#### **2.2.4. Mouvements de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) dans le plan frontal et transverse**

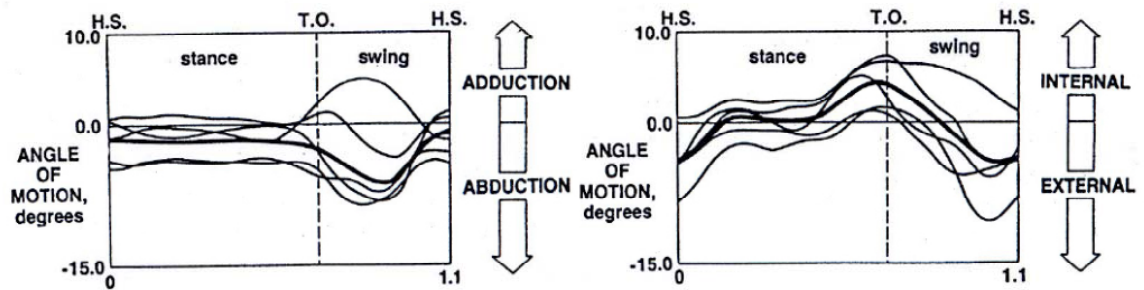
Les mouvements de rotation dans le plan frontal et transverse de l'articulation fémoro-tibiale sont bien documentés et illustrés par Lafortune et al. [17]. Peu d'auteurs dans la littérature ont investigué le mouvement dans les plans nommés précédemment; la plupart des recherches se sont concentrées sur le phénomène qui se produit sur le plan sagittal. Lafortune et al. notent que les résultats de ces études démontrent de nombreuses dissimilitudes sur le mouvement d'abduction/adduction et de rotation interne/externe dans le plan frontal et transverse respectivement et ils les attribuent aux différents systèmes d'acquisition de mouvements utilisés.

Lafortune et al. ont employé, pour l'acquisition des variables cinématiques dans le plan frontal et transverse pendant la marche (figure 6), des tiges intra-corticales qui ont été implantées sur le tibia et le fémur des participants. Dans le plan frontal, les résultats de l'étude ont démontré que pendant la phase d'appui, l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) exécute des mouvements de petites amplitudes d'abduction et d'adduction, en moyenne

de  $5^{\circ}$ . Lors du contact initial au sol du talon, l'AF-T fait un mouvement d'abduction d'environ  $1,2^{\circ}$ . Au chargement et l'appui unipodal, l'AF-T continue en abduction de presque  $3^{\circ}$ . Durant la phase d'envol, l'AF-T exécute une amplitude maximale en abduction entre  $6^{\circ}$  et  $8^{\circ}$ . En général, le tibia reste en adduction par rapport au fémur tout au long du cycle de marche.

Kettelkamp et al. [21] ont, pour leur part, mesuré les mouvements dans le plan frontal durant la marche et ont noté une abduction maximale durant l'extension du genou lors du contact du talon au sol et au début de la phase d'appui. Par ailleurs, l'adduction maximale a été notée durant la flexion du genou durant la phase d'envol. Des mouvements maximaux de  $11^{\circ}$  ont été enregistrés.

Dans le plan transverse, Lafortune et al. [17] ont trouvé que, au contact initial, le fémur fait une légère rotation externe par rapport au tibia. Durant la phase de chargement, le tibia commence à accélérer en rotation interne et le fémur suit, mais à un taux légèrement plus lent. Pendant l'appui intermédiaire, lorsque l'AF-T est en extension complète dans le plan sagittal, la rotation est pratiquement nulle ( $0^{\circ}$ ). Lors de la poussée des orteils, le tibia effectue une rotation interne de  $5^{\circ}$  par rapport au fémur. À la fin du cycle de marche, au moment de la phase d'oscillation, le tibia commence à réaliser une rotation externe de  $9,4^{\circ}$ . Ensuite le tibia recommence à revenir en position de rotation interne pour commencer le nouveau cycle de marche.

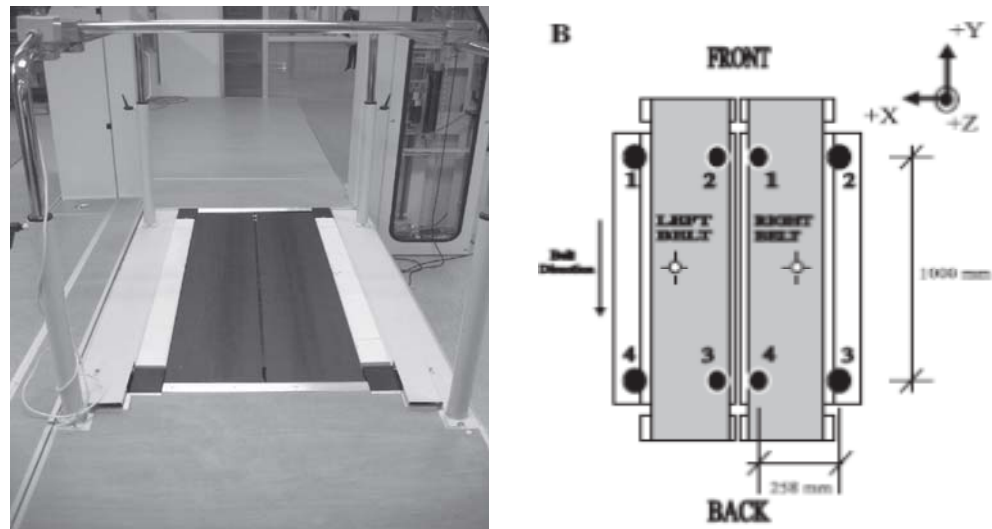


**Figure 6.** À gauche, mouvements dans le plan frontal (adduction/abduction) et à droite, dans le plan transverse (rotation interne/externe) de l'articulation fémoro-tibiale. Tirée de Lafortune et al. [17].

### 2.2.5. Analyse cinétique de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) pendant la marche

La cinétique est l'étude des forces ou des moments qui génèrent ou modifient un mouvement [11].

L'acquisition et la quantification des données des forces générées par les membres inférieurs durant le cycle de marche peuvent être mesurées par une plateforme de force indépendante ou adaptée à un tapis roulant (figure 7), comme dans le cas du présent projet de recherche. Les plates-formes ont donc comme objectif de mesurer les forces de réaction au sol subies par l'AF-T.



**Figure 7.** À gauche, tapis roulant ADAL (France) instrumenté de deux plates-formes de force; à droite, dimensions du tapis roulant avec quatre capteurs de force (triaxial Kistler) par courroie. Tirée de Lee et al. [22].

Lors du contact initial, le talon exerce une force d'action externe en touchant le sol; instantanément, le sol génère une autre force de réaction semblable dans la direction opposée. Les forces de réaction se génèrent dans trois axes du mouvement : proximo-distal ( $F_{PD}$ ), médio-latérale ( $F_{ML}$ ) et antéro-postérieures ( $F_{AP}$ ).

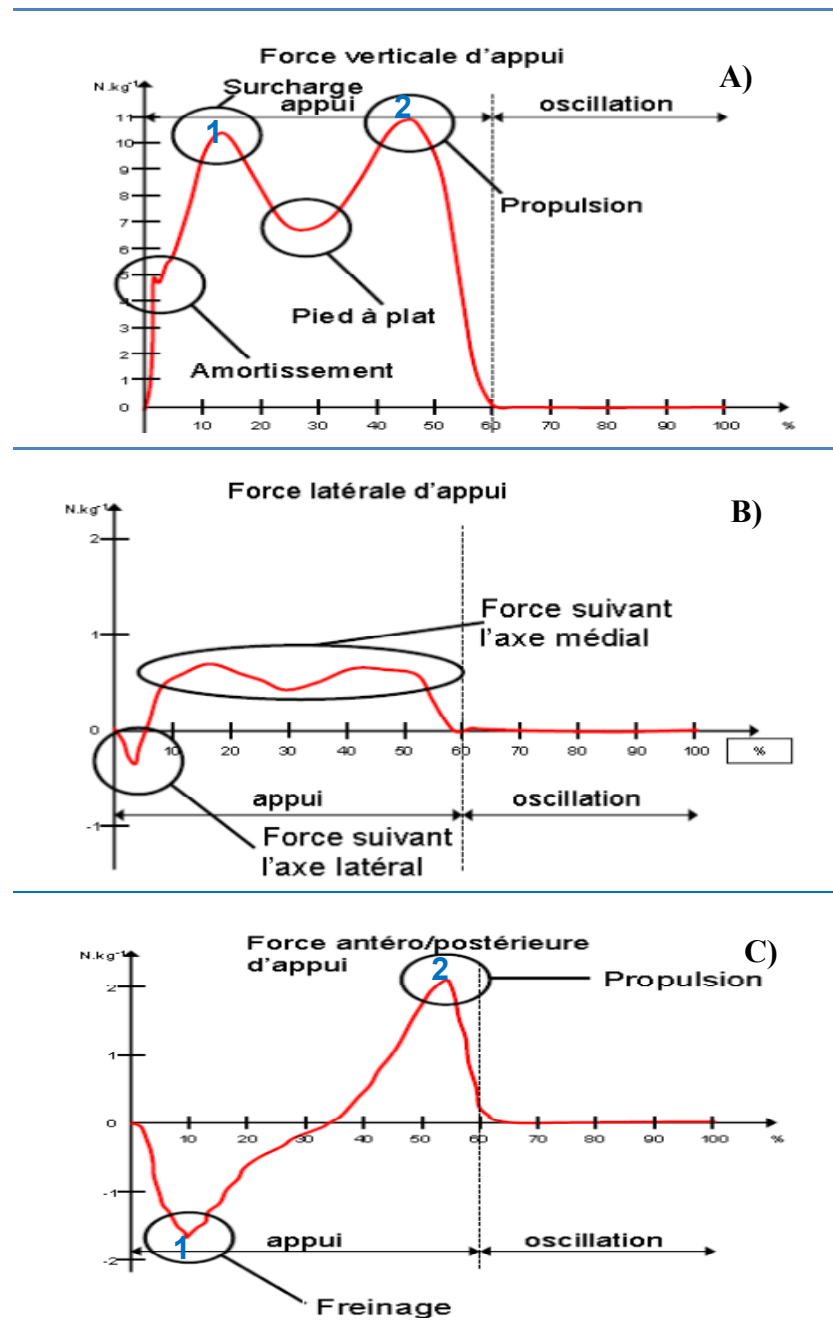
La figure 8-A présente les deux pics de forces qui se produisent dans l'axe proximo-distal. Le premier pic (1) se produit lors du contact au sol ou de la réception (amortissement) entre 0 et 15 % du cycle (surcharge d'appui) et le deuxième pic (2) se produit lors de la poussée ou de la propulsion entre 40 et 50 % du cycle. Les pics représentent deux accélérations verticales ascendantes du corps. Le creux situé entre les deux pics représente la réaction minimale ou une accélération vers le bas où le centre de gravité du corps est le plus élevé (pied à plat). La force verticale maximale atteint, surtout durant la réception, une fois et demie le poids du corps.

Selon l'axe médio-latéral (figure 8-B), il se produit une force qui est négligeable au contact au sol; le pied se dirige vers l'axe médial générant une force de réaction latérale

mais qui augmente progressivement suivant l'axe médial lors de la phase de simple appui et de la poussée. Les forces médio-latérales représentent entre 20 % à 30 % du poids du corps. Ces forces permettent de maintenir l'équilibre lors du contact du pied avec le sol.

Selon l'axe antéro-postérieur (figure 8-C), il se génère une force qui présente deux pics inversés. Au contact au sol, la force est considérée comme négative et correspond au freinage ou décélération (1) de la masse corporelle et l'autre force est considérée comme positive et correspond à l'accélération lors de la poussée (2) [11].





**Figure 8.** Les forces de réaction produites sur l'axe A) proximo-distal, B) médio-latérale et C) antéro-postérieure. Tirée du travail d'Olivier Rémy-Néris sur *la mesure de la marche et du mouvement*. [23]. [www.cofemer.fr/UserFiles/File/Marche\\_DES\\_DIU\\_2011.pdf](http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/Marche_DES_DIU_2011.pdf)

Par ailleurs, les forces de réaction et les moments sont obtenus en appliquant le principe de la dynamique inverse. Ce principe emploie l'équation de Newton – Euler afin de calculer les forces de réaction et les moments nets agissant autour d'une articulation par rapport à la cinématique [24].

Les forces et moments externes sont identiques (amplitude) et opposés (direction) aux moments internes générés par les éléments contractiles ou élastiques du muscle. Dans le plan sagittal, le vecteur vertical de la force de réaction au sol génère une séquence de moments articulaires externes de flexion-extension à mesure que le membre se déplace durant la phase d'appui [12].

Hughes et al. [13] présentent un diagramme complexe du cycle de marche dans le plan sagittal en mettant l'accent sur les forces d'action-réaction du genou lors de la phase d'appui. Ils se concentrent davantage sur la phase d'appui parce qu'ils considèrent que c'est le moment où se produit l'action principale du cycle de marche. Ils négligent l'effet de la masse et de l'inertie du membre lors de la phase d'envol, bien que l'on voie toutes les phases sur le diagramme (figure 9). De plus, ils décrivent les activités musculaires et les mouvements de chaque articulation (hanche, genou, cheville) du membre inférieur sollicité. Tel que mentionné auparavant, nous allons nous concentrer sur l'articulation du genou. De plus, nous ajouterons à l'analyse de Hughes [13], la relation entre le vecteur de la force de réaction verticale au sol (FRVS) dans le plan sagittal et le moment articulaire externe de flexion/extension de Perry [12]. Voir la figure 9.

La phase d'appui se subdivise en six phases :

1) Talon au sol; le genou est en extension complète. L'extension est produite par les muscles ischio-jambiers. Ces muscles contrôlent l'extension et initient la flexion du genou. Dans l'image 1, le vecteur de la force réaction verticale au sol (FRVS) est devant le centre du genou conduisant le genou en extension (moment extenseur).

2) Peu après le contact du talon; le genou est en flexion de 5°. Le mouvement de flexion est réalisé par les muscles du quadriceps. Dans l'image 2, le vecteur de la FRVS s'aligne derrière le centre articulaire du genou, commençant ainsi à produire un petit moment externe de flexion.

3) Pieds plat au sol; le pied est complètement posé au sol. Le genou atteint une flexion d'environ  $15^\circ$  à  $20^\circ$ . Les quadriceps sont sollicités pour contrôler l'angle de la flexion. Dans l'image 3, le vecteur de la FRVS continue à se déplacer derrière le centre du genou ce qui donne comme résultat un moment externe de flexion du genou.

4) Appui intermédiaire; le genou commence à s'étendre et reste en flexion d'environ  $10^\circ$ . Les muscles quadriceps diminuent leurs travaux et les muscles soléaires sont activés. Dans l'image 4, le vecteur de la FRVS se dirige vers le centre du genou et le moment est nul.

5) Décollement du talon; le genou est fléchi d'environ  $2^\circ$ . C'est le moment où le genou est en extension maximale. Les muscles gastrocnémiens sont activés pour contrôler l'extension du genou. Dans l'image 5, le vecteur de la FRVS revient de nouveau devant le centre du genou, générant un moment extenseur externe.

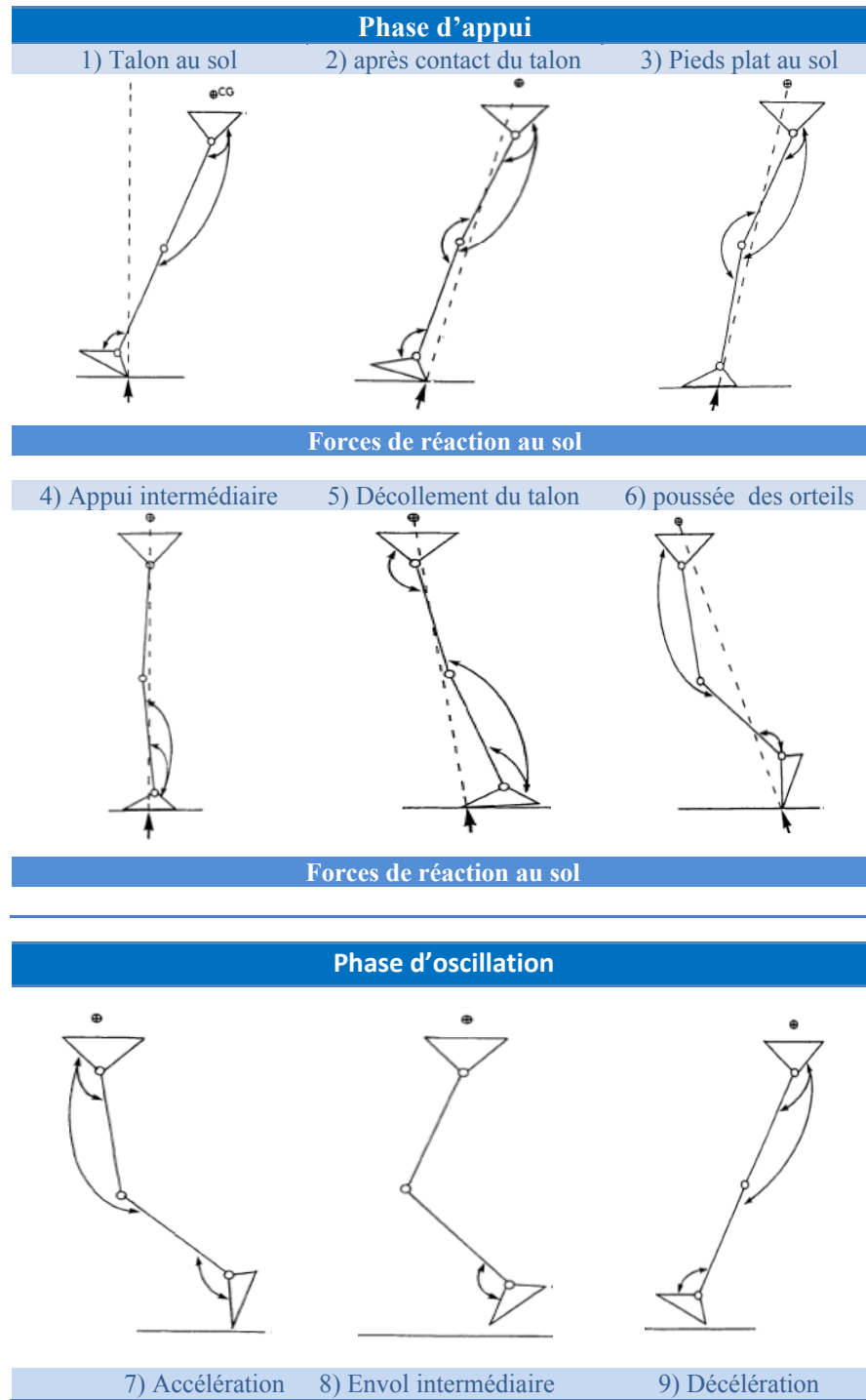
6) Décollement des orteils; le genou est fléchi d'environ  $40^\circ$ . Lors de la poussée des orteils contre le sol, le genou continue à fléchir. Dans l'image 6, le vecteur de la FRVS est positionné postérieur au centre du genou résultant en un léger moment externe de flexion.

La phase d'oscillation se subdivise en trois phases :

7) Accélération; le genou continue de fléchir à cause de l'accélération du membre.

8) Envol intermédiaire; le genou atteint une flexion d'environ  $60^\circ$  et ensuite, commence à s'étendre.

9) Décélération; le genou est presque en extension maximale. Les muscles ischio-jambiers sont activés pour freiner le mouvement du genou [13].

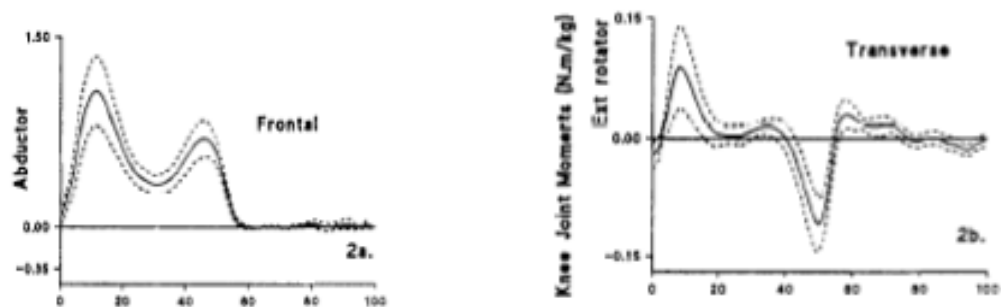


**Figure 9.** Représentation du cycle de marche. Adaptée et traduite de Hughes et al. [13].

Eng et Winter [25], pour leur part, ont analysé les moments de forces externes et la puissance des membres inférieurs durant la marche normale (figure 10). Aux fins de continuer la présente partie sur les moments de forces, nous allons nous concentrer sur les moments générés par l'articulation du genou dans le plan frontal et transverse, car les moments de forces externes produits dans le plan sagittal ont été mentionnés ci-dessus par Hughes et al. [13].

Dans le plan frontal (figure 10 à gauche), tout au long de la phase d'appui, on peut observer un moment abducteur. Ce moment est produit via la bande iliotibiale, le tenseur fascia latae et les forces passives des ligaments, pour contrer un mouvement adducteur réalisé par le poids du corps [25].

Dans le plan transverse (figure 10 à droite), le profil du genou est caractérisé durant la première moitié de la phase d'appui par un moment rotateur externe et par un moment rotateur interne à la fin de la seconde moitié. Ces moments sont causés par les ligaments du genou qui réagissent à la rotation transverse générée par les moments actifs de la hanche [25].



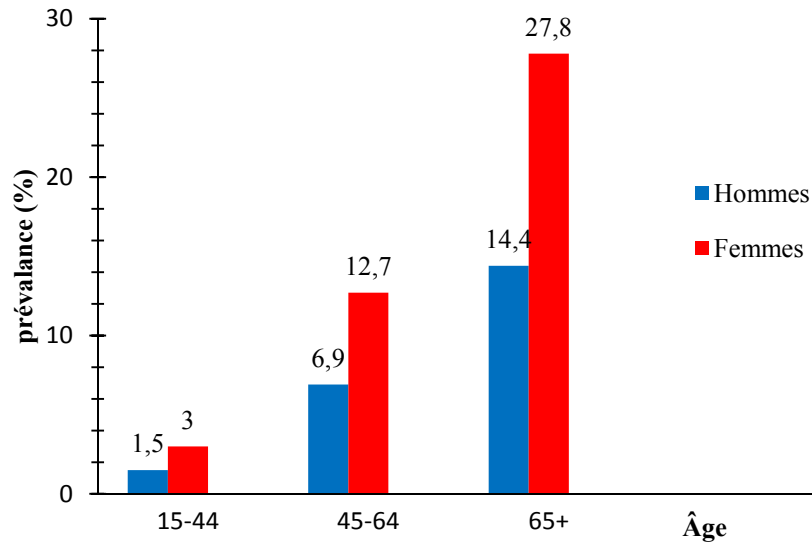
**Figure 10.** Moments de forces du genou dans le plan frontal (gauche) et transverse (droite). Tirée de Winter et al. [25].

### 2.3. Étiologie de l'arthrose

L'arthrose représente un processus activement dégénératif d'une articulation synoviale; elle se caractérise par une altération localisée du cartilage articulaire, une réaction hypertrophique de l'os sous-chondral qui se traduit par un épaissement anormal de l'os et une formation d'excroissances osseuses nommées ostéophytes dans la zone périphérique de l'articulation atteinte [26, 27,28].

L'arthrose est la conséquence de plusieurs causes, par exemple, un traumatisme articulaire, une surcharge biomécanique, une anomalie congénitale ou acquise de la structure articulaire, une anomalie génétique d'une ou plusieurs protéines de la matrice du cartilage ou un déséquilibre de l'homéostasie synoviale [26].

Généralement, cette maladie se développe chez les hommes avant 50 ans et chez les femmes après 50 ans [28]. L'enquête « Société et santé » menée par l'institut de la statistique du Québec en 1998 a démontré que les femmes étaient davantage atteintes d'arthrose comparativement aux hommes. La figure 11 démontre que la prévalence de l'arthrose chez les femmes de tout âge est environ le double que chez les hommes [2]. Par contre, une étude de Das et al. [29] en Indonésie démontre le contraire. La prévalence de l'arthrose était plus grande chez les hommes (15,5 %) comparativement aux femmes (12,7 %). Il semble cependant que la majorité des personnes âgée de 70 ans et plus souffrent de la pathologie. De plus, de 40 à 60 % des consultations rhumatologiques sont dus à l'arthrose. [30].



**Figure 11.** Prévalence de l’arthrose chez les femmes et les hommes. Adaptée de Rossignol [2].

L’arthrose se retrouve sous deux formes : une asymptomatique primaire [31, 32] et une symptomatique secondaire durant laquelle apparaissent les premiers symptômes [33, 34]. L’arthrose primaire est d’origine inconnue mais l’hérédité pourrait être responsable de cette forme d’arthrose [34]. L’âge, l’ethnicité et les personnes de sexe féminin sont vulnérables à développer l’arthrose. [28].

L’arthrose de type secondaire est associée à plusieurs facteurs mécaniques locaux et biologiques subis par les articulations, par exemple, une malformation préexistante, un mauvais alignement de jambes en varus (segment de membre dévié vers l’axe médial du corps) ou en valgus (segment de membre dévié vers l’axe latéral du corps) [35], ou une faiblesse musculaire [36].

L’arthrose secondaire peut également être déclenchée par des changements anormaux tels que des dommages au ménisque et une rupture des ligaments qui facilitent la

progression de la pathologie ou par des problèmes de traumatismes ou des microtraumatismes répétitifs intenses réalisés dans des activités sportives de haut niveau et certaines activités professionnelles [28]. De plus, des facteurs biologiques, comme l'obésité et les changements de composition du cartilage réduisant sa capacité à dissiper la charge, la friction et la congruence articulaire, pourraient affecter la mise en charge subie par l'articulation du genou et sont en cause pour augmenter la progression de l'arthrose [35, 36, 37]. Le tableau 1 résume les principales causes et les mécanismes probables de l'arthrose secondaire [38].

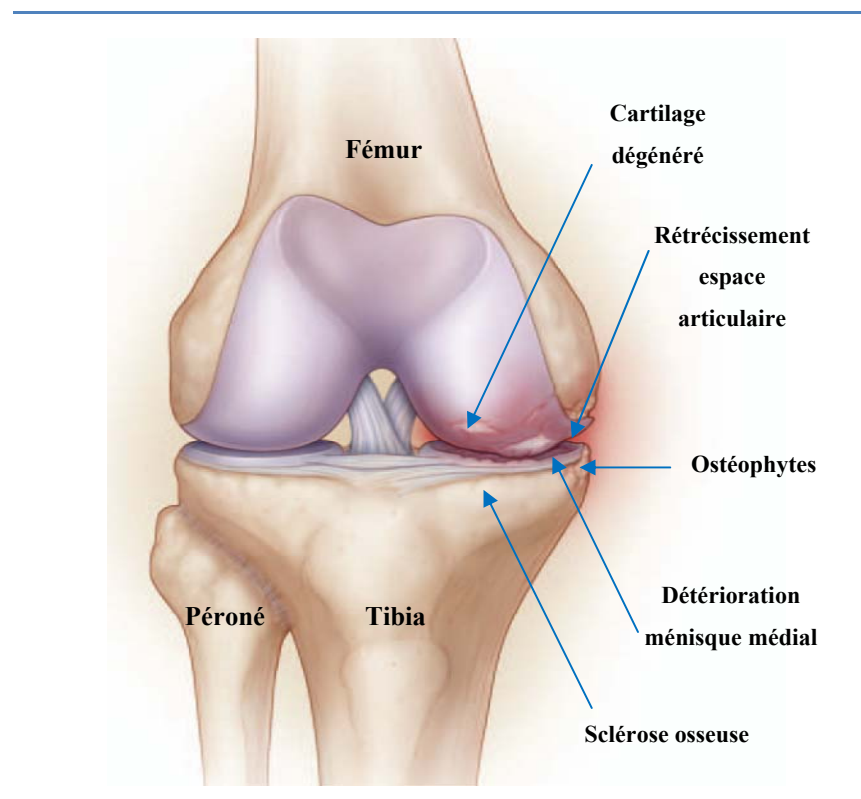
**Tableau 1.** Causes mécaniques et biologiques de l'arthrose secondaire. Tiré et traduit de Buckwalter et al. [38].

<b>Principales causes de l'arthrose secondaires</b>	
<b>Causes</b>	<b>Mécanisme probable</b>
Obésité	Surcharge articulaire chronique
Fracture intra-articulaires	Domage au cartilage, incongruité articulaire
Traumatisme en mise en charge	Domage au cartilage et à l'os sous-chondral
Blessures ligamentaires	Instabilités articulaire (forces de cisaillement)
Arthropathies inflammatoires	Destruction du cartilage
Arthropathies cristallines	Cristaux intra-articulaires
Infection	Destruction du cartilage articulaire
Dysplasies	Géométrie articulaire et/ ou cartilage anormal
Nécrose aseptique	Collapsus et incongruité articulaire
Maladies de Paget	Remodelage osseux et incongruité
Hémophilie	Hémorragies articulaires multiples
Hémochromatose	Mécanisme inconnu
Arthropathies neuropathiques	Instabilité associé aux pertes sensibles



## 2.4. Arthrose du genou ou gonarthrose

Le genou est considéré comme étant une des articulations les plus communes affectées par l'arthrose [39]. Des études menées par divers groupes de recherche indiquent que la gonarthrose se développe chez une proportion importante de personnes âgées de plus de 50 ans et que la progression de la maladie varie considérablement entre les personnes. Selon D. Felson [40], la gonarthrose augmente avec l'âge et affecte une proportion plus grande de femmes. La gonarthrose affecte le cartilage articulaire mais également toutes les structures de l'articulation (figure 12) [40, 41, 42, 43, 44].



**Figure 12.** Gonarthrose partie médiale du genou. Tirée, adaptée et traduite de D. Felson [40].

### **2.4.1. Physiopathologie de l'arthrose du genou**

L'arthrose du genou ou la gonarthrose est définie comme une érosion sévère du cartilage qui s'étend jusqu'à l'os [45]. Le cartilage articulaire est composé des chondrocytes (types de cellules) qui ont la fonction de synthétiser une matrice composée de fibres de collagènes et de protéoglycanes (PGS, type de protéines). Les fibres de collagènes ont des propriétés élastiques qui permettent au cartilage de résister aux forces de traction et les protéoglycanes permettent un meilleur glissement des surfaces articulaires. Lorsque les chondrocytes détectent une perturbation, ils répondent en augmentant la synthèse et la dégradation des composants de la matrice. Les réactions de chondrocytes aident à réparer et à maintenir le tissu qui a été altéré et aussi à augmenter le volume du cartilage. [46, 47,48].

La gonarthrose débute lorsqu'il y a un déséquilibre entre la synthèse et la dégradation des composants de la matrice du cartilage articulaire. Ce déséquilibre amène des changements pathologiques qui causent la destruction du cartilage et implique également la membrane synoviale et l'os sous-chondral. Le processus dégénératif commence lorsque la matrice du cartilage est perturbée par des chargements mécaniques répétitifs avec une augmentation de la concentration d'eau. Les chondrocytes au repos réagissent aux signaux induits par des stress répétitifs. L'insuffisance des chondrocytes pour maintenir le tissu amène une perte de la matrice du cartilage articulaire et à la formation d'ostéophytes. Cette perte de la matrice du cartilage articulaire conduit également à une prolifération et à une hypertrophie des chondrocytes causant la calcification du cartilage. La dégradation du cartilage articulaire réduit la capacité d'absorption des impacts et augmente la friction entre les surfaces articulaires [46, 47, 48,49].

### **2.4.2. Symptômes de la gonarthrose**

La gonarthrose cause des incapacités et une diminution de la qualité de vie pour une grande partie de la population [40]. La gonarthrose se caractérise par une douleur, une limitation de mouvements en flexion, une raideur matinale ou instabilité articulaire et un

crépitement de structures osseuses [38]. *L'American College of Rheumatology* a élaboré des critères pour classifier les patients atteints d'une gonarthrose. Ces critères sont indiqués au tableau 2 [50].

Les personnes atteintes ressentent une douleur intermittente ou continue, surtout lors d'une activité physique (la marche, l'ascension ou la descente d'escaliers). La douleur est considérée comme le symptôme le plus révélateur de la gonarthrose.

Une raideur articulaire qui apparaît le matin peut durer environ 30 minutes. La raideur articulaire est causée par des longues périodes d'inactivité de l'articulation. Les personnes gonarthrosiques ressentent également une instabilité de l'articulation. L'instabilité articulaire peut s'expliquer par une déchirure du ménisque ou du ligament croisé antérieur ou par une faiblesse musculaire. Le crépitement des structures osseuses est provoqué par la friction entre les surfaces articulaires du fémur et du tibia lors du mouvement du genou [50, 51,52].

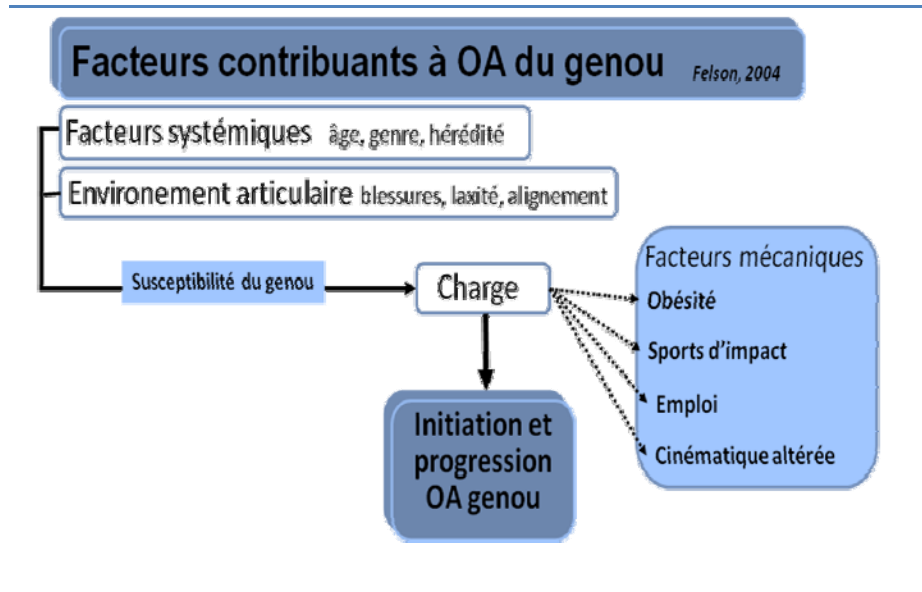
Les cliniciens se servent de plusieurs outils pour évaluer la sévérité de la pathologie. L'indice algo-fonctionnel de Lequesne permet d'estimer la douleur au repos ou à la marche et l'échelle Kellgren-Lawrence est utilisée pour déterminer la prévalence et la sévérité de la gonarthrose [52].

**Tableau 2.** Critères cliniques de classification de la gonarthrose. Adapté de Ravaud et al. [52].

Critères clinique de classification de la gonarthrose de <i>l'American College of Rheumatology</i>
• Âgé > 50 ans
• Raideur matinal < 30 minutes
• Crépitement
• Douleur osseuse péri-articulaire à l'examen
• Hypertrophie osseuse péri-articulaire
• Absence de chaleur locale à la palpation

## 2.5. Facteurs de risques associés à la gonarthrose

Dans le but de mieux comprendre les facteurs de risques associés à la gonarthrose, plusieurs groupes de recherche ont étudié l'interrelation entre les facteurs systémiques et biomécaniques impliqués dans le développement et la progression de cette pathologie (Andriacchi et al. [41], Felson [53], Shakoor et al. [54]). Felson et al. [28] proposent un modèle dans lequel les facteurs systémiques tels que l'âge, le genre et la génétique créent une prédisposition à l'arthrose. Quant aux facteurs biomécaniques, qu'ils soient liés à l'environnement local de l'articulation, comme la laxité ligamentaire, la faiblesse musculaire ou la déformation articulaire, ou associés au chargement comme dans les cas d'obésité ou d'activité physiques néfastes, leurs influences seraient plus en regard de la localisation et de la sévérité de la pathologie. La section suivante approfondira chacun des facteurs qui contribuent au développement de l'arthrose du genou selon le modèle de Felson et al. [28] présenté dans la figure 13).



**Figure 13.** Modèle des facteurs contribuant à la gonarthrose. Adaptée et traduite de Felson et al. [28].

### **2.5.1. Facteurs systémiques**

Les facteurs systémiques tels que l'âge, le genre et l'hérédité jouent un rôle prépondérant dans l'évolution de la gonarthrose [28]. Felson et Zhang [45] considèrent l'âge comme un facteur important au développement de l'arthrose du genou. La gonarthrose touche davantage les hommes avant l'âge de 50 ans tandis que la prévalence chez les femmes est plus élevée après 50 ans. L'évolution de la maladie peut s'expliquer par des changements biologiques au niveau de la réparation des tissus, ce qui pousse un accroissement de la laxité des ligaments et une diminution de la stabilité articulaire [55, 56]. La capacité d'absorption diminue et les contraintes augmentent, ce qui provoque une calcification du cartilage [53].

Dans le cas des femmes, la prévalence élevée après 50 ans s'explique par des changements hormonaux lors de l'étape de la ménopause. L'étude de Ding et al. [57] démontre que la réduction du cartilage articulaire chez les femmes ménopausées est une des conséquences de la diminution des hormones sexuelles (œstrogènes, progestérone, testostérone et l'estradiol-17  $\beta$ ). Cette réduction peut être ralentie par un traitement hormonal, car ces hormones stimulent la synthèse des cellules du cartilage (chondrocytes) [57, 58, 59].

Selon Holderbaum et al. [59], le risque de développer l'arthrose est de 2 à 3 fois plus élevé chez les personnes ayant un parent souffrant de cette maladie (transmission génétique) comparativement à la population générale [59, 60]. Par contre, l'articulation du genou est moins touchée génétiquement que celle de la hanche ou de la main [61].

### **2.5.2. Environnement articulaire**

Une blessure antérieure au genou augmente les risques de développer la gonarthrose [62]. Une atteinte à la structure de l'articulation, comme une fracture d'un os ou une déchirure d'un ligament ou du ménisque, peut causer un dommage permanent à l'articulation [28]. Ainsi, une blessure au ligament croisé antérieur (LCA) est souvent la conséquence d'une instabilité articulaire, d'une déchirure du ménisque, d'un

affaiblissement musculaire du quadriceps [63, 65] ou des charges subies par l'articulation, ayant ensuite comme résultat le développement de la gonarthrose [51].

La stabilité est considérée un élément indispensable de la mécanique du genou. Par exemple, un déplacement anormal du tibia par rapport au fémur peut occasionner une laxité des ligaments ce qui rend l'articulation du genou vulnérable aux forces externes [64]. L'alignement est reconnu comme étant un facteur important pour prédire la progression de la maladie chez les personnes gonarthrosiques [66, 67, 68]. La partie médiale du genou supporte de 60 à 70 % du poids lors de la phase de chargement (2 à 12 %) du cycle de marche. Un mauvais alignement en varus et en valgus augmente les risques de développer la gonarthrose sur les compartiments médial et latéral de l'articulation fémoro-tibiale du genou [68].

### **2.5.3. Facteurs biomécaniques**

La progression de la gonarthrose est souvent déterminée par les forces biomécaniques qui conduisent à une détérioration ou à une réduction fonctionnelle de l'articulation. Les risques élevés de développer la gonarthrose après une blessure causée par une force mécanique démontrent l'importance des facteurs biomécaniques sur l'initiation et la progression de la gonarthrose.

Le surpoids est considéré comme un facteur mécanique important dans l'évolution de l'arthrose sur l'articulation fémoro-tibiale [53, 69, 70, 71, 72]. L'effet du poids sur le chargement subi par les genoux est de trois à six fois les kilos en surplus [40]. Le risque accru de développer la gonarthrose chez les personnes obèses est plus remarqué chez les femmes que chez les hommes. Le risque de développer la gonarthrose augmente d'environ 15 % par  $\text{kg/m}^2$  de l'indice de masse corporelle (IMC) des femmes lorsque celui-ci est supérieur à 27 [70]. Par ailleurs, les résultats d'une étude de Felson et al. [72] ont démontré que les femmes qui avaient perdu environ 5 kg réduisaient de 50 % les symptômes de la gonarthrose.

Les blessures subies par les genoux lors d'activités sportives accentuent le risque de déclencher le processus de la gonarthrose. Une activité physique pratiquée de façon intense et répétitive pendant une longue période de temps, comme par les joueurs élités de soccer, les coureurs, les haltérophiles et les joueurs de tennis, serait le principal mécanisme du déclenchement de la gonarthrose dans les sports [73, 74]. Par contre, une activité physique modérée est associée à une diminution du risque de la gonarthrose [75].

## 2.6. Relation entre les emplois et la gonarthrose

Les troubles musculo-squelettiques sont les raisons les plus fréquentes d'absence du travail dans le monde occidental. En Allemagne (2007), l'incapacité de travailler comme conséquence de maladies ou de problèmes au système musculo-squelettique a causé 103,6 millions de jours d'absences (23,7 % de toutes les journées d'absences). Ceci a occasionné une perte au produit intérieur brut de 17,3 milliard d'Euros [76]. Par ailleurs, le « *Office of U.S. Labor Statistics* » (2006) a rapporté 29 390 jours de travail perdus associés aux troubles musculo-squelettiques des membres inférieurs et que 19 070 de ces cas étaient reliés à l'articulation du genou [77].

Merlino et al. [78] ont établi la prévalence des symptômes musculo-squelettiques chez les travailleurs de la construction (quatre groupes de travailleurs : tôliers, électriciens, plombiers et mécaniciens). Les travailleurs participant à l'étude ont répondu à un questionnaire démographique basé sur les tâches réalisées, les heures de travail par semaine, les semaines travaillées par année et les emplois antérieurs [79]. Ils ont aussi répondu à un questionnaire sur la fréquence des symptômes de troubles musculo-squelettiques [80]. Sur 996 participants, 382 présentaient des symptômes au genou. Les auteurs de l'étude ont identifié trois facteurs qui contribuaient au développement des problèmes musculo-squelettiques chez les travailleurs : 1) travailler dans la même position pour de longues périodes; 2) se pencher de façon inconfortable; et 3) travailler dans une position exigüe ou inconfortable. Les résultats de l'étude ont démontré que les tôliers et les

plombiers présentaient plus de risques de développer un problème musculo-squelettique au genou que les autres métiers [78].

Un des problèmes habituels causant une incapacité du système musculo-squelettique est la gonarthrose. L'Allemagne et le Danemark ont introduit la gonarthrose dans la liste de maladies professionnelles [76, 81, 82]. En Allemagne, la gonarthrose est considérée comme une blessure professionnelle lorsque la charge de travail a cumulé un minimum de 13 000 heures de position à genoux et au moins une heure par quart de travail [82].

Une recherche réalisée en Suède à partir des dossiers d'un centre hospitalier a démontré que les pompiers et les ouvriers de la construction (de sexe masculin), les préposées à l'entretien (de sexe féminin) et les travailleurs agricoles (hommes et femmes) présentaient aussi un risque accru de développer la gonarthrose [83].

L'étude menée par B Järvholm, et al. [84] conclut que la charge mécanique subie par l'articulation du genou lors d'une activité physique liée au travail doit être considérée comme un facteur de risque important du développement de la pathologie.

### **2.6.1. Facteurs de risques de la gonarthrose liée à l'emploi**

Après d'avoir identifié et étudié les facteurs de risques systématiques et mécaniques de la gonarthrose, les recherches se sont ensuite dirigées vers les activités physiques liées aux emplois. [85].

De nombreuses études s'accordent pour dire que la charge mécanique supportée par le genou suite à des activités occupationnelles comprenant des charges lourdes est un facteur important de développement de la gonarthrose [86, 87, 88]. Diverses recherches se sont concentrées sur la gonarthrose liée au travail et beaucoup d'entre elles ont rapportés une augmentation de la prévalence de la gonarthrose parmi les travailleurs dans certains domaines occupationnels spécifiques. En France, on a identifié les emplois suivants comme sollicitant davantage les genoux : mineurs, travailleurs forestiers, tôleurs, mécaniciens, travailleurs de la construction (mineur, maçon, bétonneur, terrassier, charpentier, étanchéiste, poseur de revêtement de sol, carreleur, parqueteur, plombier, chauffagiste,



électricien, peintre-décorateur, menuisier, serrurier, cuisiniste, etc.)[85]. Les personnes qui travaillent dans ces métiers sont exposées à des positions ou des activités effectuées à genoux ou accroupies, à monter des escaliers ou des échelles, à transporter des charges lourdes et à faire de la marche prolongée [85, 86, 87, 88, 89, 90].

Felson et al. [86] ont démontré que les hommes dans la quarantaine occupant un emploi qui demandait de transporter des charges ainsi que de s'agenouiller ou de s'accroupir avaient deux fois le risque de développer la gonarthrose comparé aux hommes effectuant un travail sédentaire qui ne comportaient pas de telles activités physiques. Également, de 15 % à 30 % de la gonarthrose chez les hommes pourrait être causée, en partie, par des métiers qui nécessitent de se pencher, s'accroupir ou ramper, en plus de transporter des charges lourdes. Par contre, Caubet, A. [85] indique que les mouvements et les positions nocives pour les genoux des travailleurs sont parfois inévitables dans certains emplois.

Reid et al. [91] présentent un aperçu sur les positions et activités qui sont considérées comme des facteurs de risque extrinsèques de la gonarthrose avec leurs sources (tableau 3). Plusieurs études (Jensen [120], Kivimaki [103], Coggon [88], Cooper [115], Manninen [116], D'Souza [125]) mentionnent les positions agenouillée et accroupie; par conséquent, ces positions peuvent être considérées comme étant les facteurs de risque de la gonarthrose les plus importants à rechercher dans un lieu de travail.

**Tableau 3.** Facteurs de risques extrinsèques associés à la gonarthrose. Tiré et traduit de Reid et al. [91].

Types de positions et activités	Exposition (Quantités)	Source
Accroupie	>30 min/jour	Cooper (1994)
Accroupie	>1 h/jour	Coggon (2000)
Agenouillée	>30 min/jour	Cooper (1994)
Agenouillée	>1 h/jour	Coggon (2000)
Agenouillée (hommes)	>14 % (1,12 h)/jour	D' Souza (2008)
Agenouillée ou accroupie (femmes)	≥2 h/jour	Manninen (2002)
Se lever d'une position agenouillée ou accroupie	>30 fois/jour	Cooper (2000)
Montée d'escaliers	≥10 étages/jour	Cooper (2000)
Montée d'escaliers (femmes)	≥15 étages/jour	Lau (2000)
Montée d'escaliers/échelles (hommes)	>30 étages/jour	Coggon (2000)
Manutention de charge (hommes)	≥22 lbs 10 fois/semaine	Lau (2000)
Manutention de charge (femmes)	≥22 lbs 10 fois/semaine	Coggon (2000)
Manutention de charge (hommes)	>22 lbs 20 % (1,6 h)/jour	D' Souza (2008)
Manutention de charge	>55 lbs 10 fois/semaine	Coggon (2000)
Manutention de charge combinée avec une position agenouillée ou accroupie, ou montée d'escaliers	>55 lbs/objet	Cooper (1994)
Manutention et transport de charge combinée avec une position agenouillée ou accroupie, ou montée d'escaliers	≥25–50 lbs /objet	Felson (1991)
Manutention de charge combinée avec une position agenouillée ou accroupie	>55 lbs/objet	Coggon (2000)
Marche (femmes)	>2 miles/jour	Coggon (2000)

Il existe des preuves appuyant que ces positions ou activités peuvent surcharger les structures d'articulation du genou, comme les ligaments et le cartilage, ce qui contribue à une vulnérabilité du genou qui pourrait mener au développement de la gonarthrose [92, 93]. Une flexion du genou soutenue, telle qu'observée chez les travailleurs de la construction et ceux qui posent des planchers, peut augmenter le stress sur les ligaments responsables de la stabilité de l'articulation [92].

Kajaks [94] a rapporté que lorsque les profils du genou cinématique et cinétique de la marche sont enregistrés immédiatement après l'exposition à une position de flexion profonde du genou, on observe des changements aux moments maximums de l'adduction et flexion du genou et aux angles maximums de flexion du genou. Les charpentiers

transportent souvent des charges lourdes et ceci peut augmenter les forces de compression sur le cartilage. La marche génère une charge significative sur les surfaces articulaires fémoro-tibiales. Lorsque cette charge est localisée sur du cartilage non-adapté, la marche peut compromettre l'homéostasie et mener à une dégénération du cartilage [95]. La plupart du temps, les modifications structurales mentionnées précédemment sont asymptomatiques. Cependant, elles peuvent induire des adaptations neuromusculaires, ce qui résulte en des changements biomécaniques observables de la marche [95, 96, 97].

La prochaine section traitera de trois types de blessures reliés à l'emploi ainsi que les activités et positions à risque pour le développement de la gonarthrose.

#### **2.6.1.1. Blessures reliées aux emplois et gonarthrose**

Aux États-Unis, les blessures reliées à l'emploi causent des problèmes importants pour les employés et les employeurs au coût de plus de 150\$ milliards par année. [98]. Par exemple, chez les travailleurs de l'industrie des services d'électricité, les blessures au genou sont responsables de longues absences au travail avec une moyenne d'absence de 14 jours [99].

Cooper et al. [100] soutiennent que les emplois qui se caractérisent par de longues périodes en position agenouillée ou accroupie augmentent les risques de dommages sur les structures méniscales et ligamentaires de l'articulation du genou. Reid et al. [91] mentionnent que les déchirures des ménisques ne sont pas seulement reliées aux activités sportives, mais surviennent aussi dans des milieux occupationnels.

Les ménisques latéral et médial assurent la stabilité du genou et fournissent également un amortissement et réduisent la friction entre deux surfaces articulaires discordantes. Lorsqu'une lésion méniscale se produit, on ressent une douleur et une raideur, suivi par un blocage, une inflammation et une laxité du genou [52]. De même, les chirurgies ou les blessures au ménisque prédisposent le genou blessé au développement de changements dégénératifs caractéristiques de la gonarthrose [101, 102].

En Finlande, une recherche au sein de 168 poseurs de tapis et de plancher a démontré un taux de 10 % de déchirure du ménisque confirmée par un médecin, comparativement à un taux de 5 % pour un groupe contrôle de 146 peintres [103].

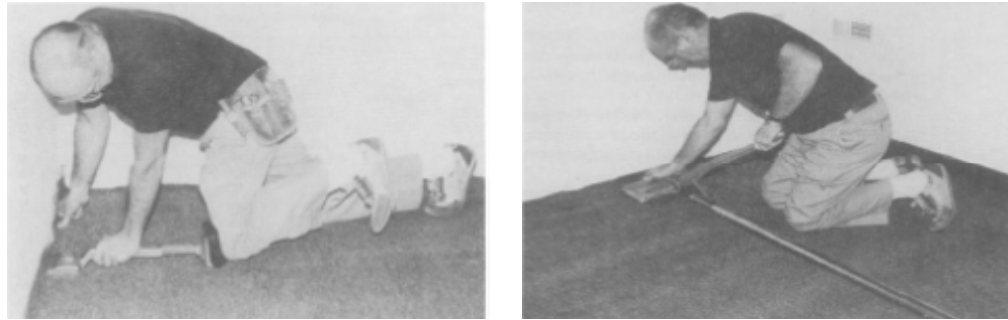
Par ailleurs, un autre emploi qui exige d'être à genoux ou accroupi fréquemment pour de longues périodes est celui de mineur. La dégénération du cartilage du genou et les déchirures de ménisques sont communes chez les mineurs. Ce métier est réalisé sous la terre et la plupart du temps, les mineurs demeurent en position inconfortable avec les genoux fléchis ou semi-fléchi. Les cartilages et les ménisques sont particulièrement à risque de blessures lorsqu'une tension de rotation ou d'abduction soudaine est imposée sur l'articulation. Une prévalence de ménisectomie a été observée chez des mineurs britanniques. D'ailleurs, les mineurs britanniques victimes d'une blessure du genou suite à un accident de travail se qualifient généralement pour une compensation gouvernementale [104].

En 1990, l'Union européenne a recommandé que les blessures méniscales causées par des longues périodes de travail dans une position à genoux ou accroupies soient incluses dans la liste européenne des maladies professionnelles [105]. L'étude de Baker et al. [106] a confirmé une relation entre les emplois où les travailleurs doivent être en position agenouillée ou accroupie de façon prolongée ou répétitive et les blessures dégénératives des ménisques.

Un autre type de blessure au genou récurrent chez les travailleurs est la bursite. La bursite est une inflammation d'une bourse séreuse qui sécrète le liquide synoviale et permet le glissement des tendons de l'articulation. L'inflammation de la bourse est commune dans les métiers qui exigent des positions inconfortables ou des mouvements répétitifs du genou [107].

Aux États-Unis, les poseurs de tapis utilisent un marteau (*knee kicker*) d'environ deux kg pour étirer et presser le tapis et donnent des coups sur l'outil en utilisant la zone patellaire du genou (figure 14). Ces forces d'impacts dépassent en moyenne 3 000 Newtons (N) en raison de 140 fois par heure [108]. Les résultats d'une étude de Thun et al. [109] ont

démontré que les poseurs de tapis qui utilisent cet outil ont une prévalence élevée de développer une bursite.



**Figure 14.** À gauche, utilisation du marteau (*knee kicker*); à droite, un poseur en train de presser le tapis. Tirée de Tanaka et al. [108].

Les ligaments sont des bandes de tissus conjonctifs fibreux et élastiques très résistants qui servent à unir deux pièces osseuses d'une articulation. Les ligaments sont exposés à des contraintes de façon continue (fluage). Par exemple, les blessures au ligament croisé antérieur sont parmi les troubles musculo-squelettiques les plus fréquents qui affectent des hommes et des femmes physiquement actifs. Chaque année, aux États-Unis, plus de 100 000 nouveaux cas de blessures au ligament croisé antérieur sont rapportées et qu'environ 50 000 à 75 000 reconstructions du ligament croisé antérieur sont effectuées [110].

Dans l'article de Reid et al. [91] sur les activités occupationnelles, ils mentionnent que Sharrard et Atkins ont trouvé, dans les années 1950-60, qu'au fil du temps, le ligament croisé antérieur s'étire ou subit des micros déchirures. Il est probable que cela arrive suite à des épisodes fréquents et prolongés d'activité agenouillée ou accroupie. Ces activités soumettent les genoux à des rotations internes ou externes constantes ou à des mouvements saccadés qui pourraient se produire durant les activités du travail.

Par conséquent, les tâches occupationnelles qui requièrent un mouvement répétitif à une vitesse élevée induisent un « fluage » plus grand aux ligaments des travailleurs, surtout lors d'une session de travail intense, dans la même journée et d'une journée à l'autre. Ce type de contrainte augmente la laxité de l'articulation à mesure que le travail avance. Un tel dommage de la fonction des ligaments pourrait provoquer une exposition accrue aux blessures [91, 92].

Ainsi, tel que mentionné auparavant, les blessures ou lésions reliées à l'emploi, subies par l'articulation du genou, amènent une possibilité plus grande de déclenchement de la gonarthrose.

#### **2.6.1.2. Marche prolongée, ascension ou descente d'escaliers**

La marche est l'activité locomotrice la plus prédominante chez l'être humain [111]. L'environnement mécanique du genou pendant la marche a une influence importante sur la sévérité et la progression de la gonarthrose. De plus, les chargements répétitifs élevés qui se produisent sur le genou durant la marche seraient associés avec la gonarthrose. Ainsi, les changements de l'épaisseur du cartilage sont associés aux chargements subis par le genou pendant la marche. [95]. Par exemple, en position debout, le poids sur un genou correspond à 40 % du poids total du corps. Durant la marche normale, la compression sur les genoux augmentent de 2 à 4 fois le poids du corps et jusqu'à 6 fois lorsque l'on monte des marches [112]. Coggon et al. [88] indiquent que la marche de plus de 3,2 km par jour de travail (2 milles) est associée à la gonarthrose, surtout chez les femmes.

Peu d'études se sont concentrées sur la marche prolongée seule; la plupart des études ont combinées la marche prolongée avec un transport de charge lourde, ce qui sera discuté dans la section 2.6.1.6.

Par ailleurs, l'ascension d'escaliers comporte deux phases comme dans la marche à niveau, c'est-à-dire, la phase d'appui et celle de l'oscillation. La phase d'appui représente environ 65 % du cycle. Les sous-phases de l'appui comprennent (pourcentage du cycle en parenthèse): le contact du pied (0-2 %); l'acceptation du poids (0-17 %); la poussée

verticale (2-37 %); le support du membre unique (17-48 %) ; la continuité vers l'avant (37-51 %) et le double support (48-65 %). La phase d'oscillation comprend le dégagement du pied (passer le dessus de la prochaine marche) et le placement du pied.

Durant la descente d'escaliers, la phase d'appui représente 68 % du cycle. Elle est sous-divisée en acceptation du poids (0-14 %), continuité vers l'avant (14-34 %) et descente contrôlée (34-68 %). La phase d'oscillation comprend le 32 % restant de la descente. Elle inclut le soulèvement de la jambe (68-84 %) et le placement du pied (84-100 %) [113].

Le stress sur l'articulation fémoro-tibiale augmente d'environ 50 % lorsque l'on passe de la marche à l'ascension et la descente d'escaliers [92].

Cooper et al. [61] associent la gonarthrose avec l'ascension fréquente d'escaliers ou d'échelle au travail, mais seulement chez les hommes. L'absence d'une association chez les femmes pourrait être expliquée par une exposition différente (par ex., relativement moins d'utilisation d'une échelle que celle rapportée par les hommes). Les auteurs indiquent également que les travailleurs qui montent plus de 10 étages d'escaliers par jour sont à risque de développer la gonarthrose.

Dans l'étude de Coggon et al. [88], le risque le plus élevé était pour ceux qui montaient 30 étages ou plus par jour moyen de travail.

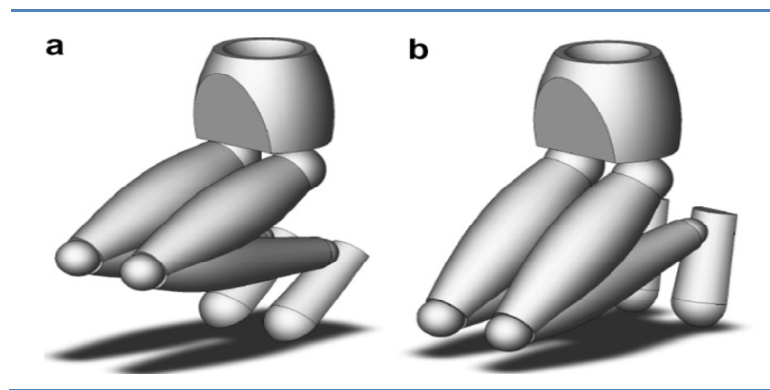
Dans son analyse sur les activités occupationnelles, Jensen [89], indique que cinq études ont recherché l'association entre la gonarthrose et l'ascension d'escaliers (escaliers ou échelles) et quatre des études ont montré une augmentation significative du risque entre l'ascension d'escaliers et le développement de la gonarthrose chez les hommes et seulement une étude a trouvé un risque plus élevé chez les femmes. Les mesures de l'exposition étaient différentes dans les études, passant de l'ascension d'escaliers 30 min/jour à 30 fois/par jour ou 15 étages/jour. L'auteur signale que peu d'études ont investigué l'association entre l'ascension d'escaliers et le développement de la gonarthrose, et bien que celles-ci aient démontré une relation positive, les preuves sont considérées limitées pour l'ascension d'escaliers et insuffisantes pour l'ascension d'échelles, à cause, entre autres, du petit nombre d'études et des différentes mesures utilisées.

### 2.6.1.3. Positions de flexion extrême (agenouillée, accroupie)

Les emplois qui se caractérisent par de longues périodes en position agenouillée ou accroupie augmenteraient les risques d'endommager les structures du genou. Ces types de blessures sont reconnus comme des facteurs de risques importants dans l'évolution de la gonarthrose [87, 115]. Manninen et al. [116] ont établi une relation entre le risque accru de la gonarthrose et les emplois qui demandent une tâche physique (position agenouillée ou accroupie); cela a été confirmé par d'autres études.

La force subie par le genou lors d'un mouvement d'accroupissement (flexion profonde) est d'environ de 4,7 et 5,6 fois le poids du corps en direction verticale et de 2,9 à 3,5 fois le poids en direction horizontale [101].

À partir d'un mouvement de flexion profonde du genou, le stress maximum est plus de 80 % plus important que celui de la marche. La distribution des forces entre les compartiments médial et latéral est différente et varie selon l'angle de flexion. Lorsque l'angle de flexion est d'environ 90°, la force de chargement est plus grande sur le compartiment médial que dans le compartiment latéral [86]. La figure 15 illustre les différentes positions de flexion extrême [117].

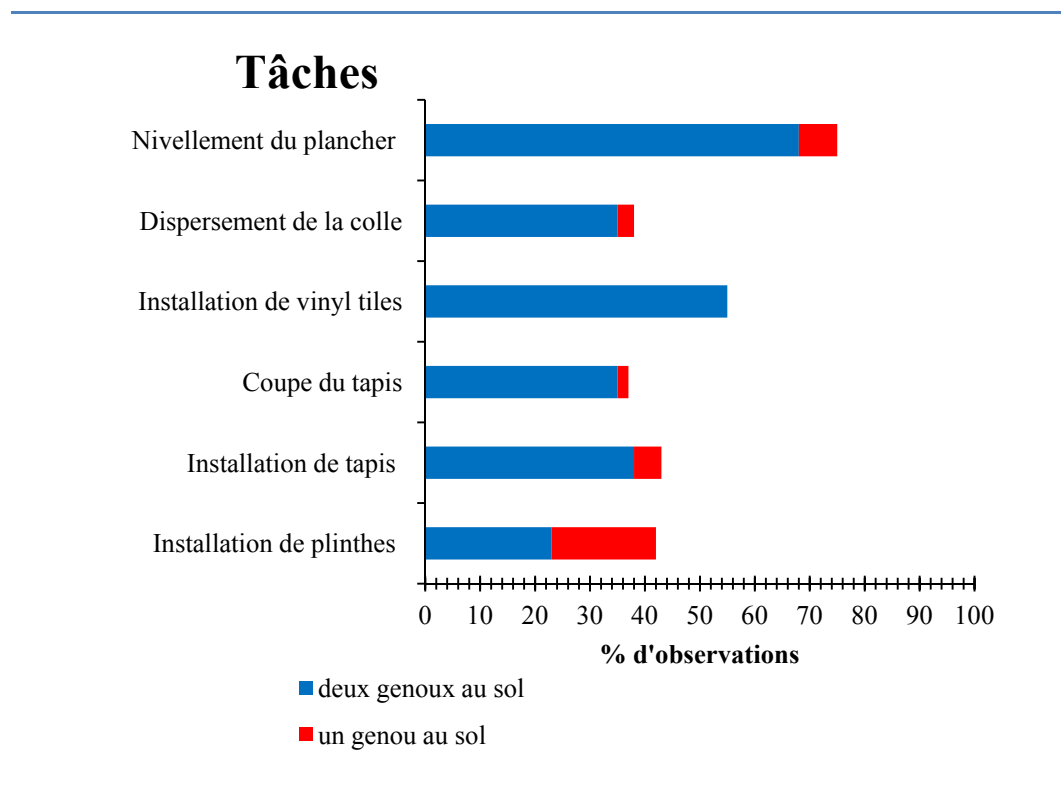


**Figure 15.** Positions profondes du genou (a) position accroupie et (b) position agenouillée. Tirée de Zelle et al. [117].



#### 2.6.1.4. Position agenouillée (*kneeling*)

De nombreuses études se sont concentrées sur les emplois qui demandent une position agenouillée et la gonarthrose. L'étude de Cooper et al. [115] a démontré que les travaux qui demandent une position à genoux d'une durée de plus de 30 minutes par jour augmenteraient les risques de développer la gonarthrose. Par exemple, les tâches des poseurs de tapis (*Carpet layers*) (figure 16) augmentent les risques de développer un problème musculo-squelettique au genou [103].



**Figure 16.** Posture du genou selon les tâches de travail du poseur de tapis. Adaptée et traduite de Jorma Kivimaki et al. [103].

Une étude de Kivimaki et al. (1992) a prouvé que les poseurs de tapis passent en moyenne 42 % du temps de travail à genoux. Les résultats de la même étude signalent que

les travaux répétitifs agenouillés occasionnent des blessures au genou et, par la suite, favorisent le développement de la gonarthrose [103].

Un autre emploi qui soumet les genoux à un stress important est celui de poseurs de plancher (*floor layers*). Parmi leurs tâches, les poseurs de planchers installent du linoléum, du tapis, des planchers en vinyle, retirent des vieux plancher, préparent la surface, sablent, collent, soudent et montent les plinthes [118]. Il a été démontré que les poseurs de plancher ont une prévalence élevée de développer la gonarthrose. De plus, Jensen et al. [114] ont constaté que ceux-ci changent de profession plus souvent que les autres travailleurs de la construction à cause de douleurs aux genoux. Les genoux des poseurs de planchers sont continuellement exposés à des périodes prolongées et répétitives et il existe peu d'emplois qui ont le même niveau d'exigences. Les poseurs de planchers passent en moyenne la moitié du temps à genoux [119]. Plus concrètement, une étude de Jensen et al. (2009) a trouvé que les poseurs de planchers, lorsqu'ils doivent être à genoux, le sont sur les deux genoux presque 91 % du temps (figure 17). La même étude a calculé que ces travailleurs se trouvent en position rampante 10 % du temps, approximativement 65 % du temps dans une position de travail pour coller, alors que le reste du temps, ils sont à genoux assis sur les talons, à genoux tronc droit et sur un genou [120]. Les forces externes subies par les genoux lorsque les tâches du travail comprennent une telle pression dynamique sont élevées [120,121].



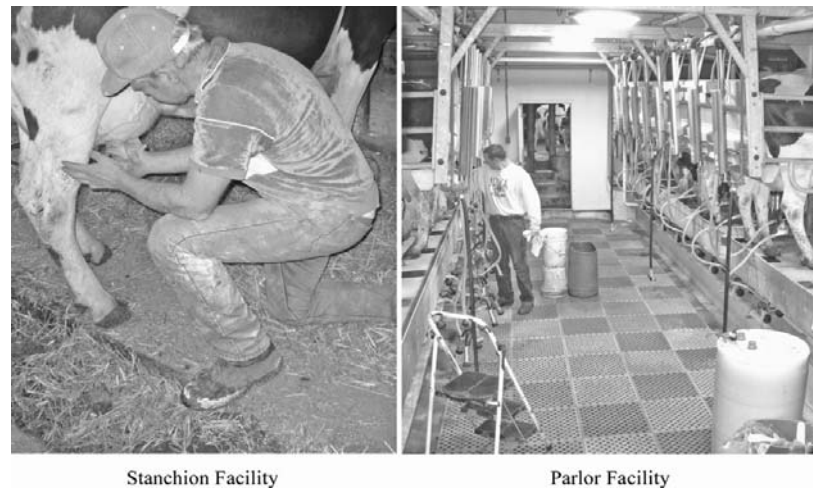
**Figure 17.** Poseurs de plancher, remplissage traditionnel. Tirée de Jensen et al. [121].

### **2.6.1.5. Position accroupie (*squatting*)**

Certaines activités physiques reliées aux emplois qui demandent une flexion du genou d'environ 90° pourraient être nuisible au cartilage et plus précisément, de l'articulation fémoro-tibiale [87]. Les positions accroupies sont considérées comme des facteurs de risques occupationnels. Les travailleurs qui sont en position accroupie (*squatting*) pour plus de 30 minutes à 1 heure par jour sont à risque élevé de développer la gonarthrose [88, 115].

Les travailleurs agricoles, spécifiquement ceux qui travaillent sur une ferme laitière, sont à risque de développer la gonarthrose à cause de leurs mauvaises postures exigeantes sur les genoux lors de positions accroupies extrêmes. Nonnenmann et al. [122] ont analysé et quantifié l'exposition du genou de travailleurs dans une ferme laitière. Les tâches quotidiennes évaluées étaient de nourrir le cheptel et de traire les vaches.

Il existe deux types d'installations pour la production laitière : l'étable traditionnelle avec carcan et les salles de traite automatisées. Normalement, l'étable traditionnelle avec carcan demande davantage de techniques de traite manuelle et de postures inconfortables du genou pour les travailleurs comparativement aux installations modernes de salles de traite (figure 18).



**Figure 18.** À gauche, traite d'une vache dans une étable traditionnelle; à droite, salle de traite automatisée. Tirée et traduite de Nonnenmann et al. [122].

Nonnenmann et al. [122] ont mesuré et standardisé les mouvements de flexion du genou des travailleurs agricole à  $\geq 70^\circ$  et  $\geq 110^\circ$ . Ces angles de mouvements ont été identifiés comme ayant des moments et des forces maximales de compressions de genou. La flexion à  $\geq 70^\circ$  a été choisie pour reproduire le mouvement type de se lever d'une chaise. Ce mouvement a été pris comme point de référence pour mesurer les forces de compression subie par les genoux, étant donné que se lever d'une chaise est une activité normale effectuée quotidiennement. La flexion à  $\geq 110^\circ$  a été sélectionnée pour évaluer le moment de force générée sur le genou durant une position accroupie.

Les résultats démontrent que les travailleurs qui trayaient les vaches dans une étable traditionnelle fléchissaient leur genou à  $\geq 70^\circ$  22 % du temps et à  $\geq 110^\circ$  18 % du temps, comparativement aux travailleurs en salle de traite qui passent 0,05 % du temps entre les deux paramètres analysés. Pour ce qui est de nourrir le cheptel, les travailleurs des salles de traite automatisée passaient plus de temps en flexion du genou à  $\geq 70^\circ$  que les travailleurs dans les étables traditionnelles.

En se basant sur des études antérieures, les auteurs ont conclu que les expositions chroniques du genou à des moments et des forces de compression élevés durant la flexion du genou, telles qu'observées chez les travailleurs dans les installations traditionnelles avec carcans, pourrait contribuer au développement de la gonarthrose. L'autre point important que les auteurs ont observé durant la tâche de traite dans une étable traditionnelle avec carcans était que les travailleurs devaient se déplacer d'une position debout à accroupie et ensuite revenir debout au moins trois fois durant le moment de l'acquisition des données [122, 123].

#### **2.6.1.6. Manutention et transport de charge (*Lifting and carrying heavy loads*)**

L'association entre la manutention et le transport de charges lourdes a été investiguée par de nombreuses études qui ont démontré une relation entre ces types de tâches et la gonarthrose. Ces études ont classifié les différents types de charge selon le poids à soulever et l'ont associé avec la gonarthrose. Par exemple, une charge est considérée « sédentaire » lorsqu'un travail comprend soulever des objets de 10 lbs ou moins et qu'il y a peu de marche ou de position debout. Une charge de travail « légère » augmente le poids maximum à soulever à 20 lbs par objet ou s'il y a des soulèvements répétitifs. Une charge de travail « moyenne » a un maximum de 50 lbs par objet à soulever et 25 lbs pour les soulèvements répétitifs. Une charge de travail « lourde » a un maximum de 100 lbs par objet et 50 lbs pour les soulèvements répétitifs. La dernière catégorie, une charge de travail « très lourde » comprend des objets qui dépassent les limites pour la charge de travail « lourde » (maximum 100 lbs; répétitifs 50 lbs) [88, 89, 115, 124, 125].

Les charges transportées par les travailleurs de la construction varient énormément en termes de type d'objet et d'outil, de grosseur et de poids. Une étude de Tak et al. [126] a constaté que les travailleurs transportent des charges durant 16 % de la journée de travail.

En Inde, 20 000 travailleurs sont engagés par diverses corporations alimentaires pour l'entreposage des grains alimentaires. La manutention des charges, c'est-à-dire, soulever et transporter des lourds sacs remplis de grains est l'élément principal de l'emploi de ces travailleurs. En effet, ceux-ci transportent sur leurs épaules des sacs allant de 50 à

75 kg. De plus, pour charger les camions, ils doivent monter des marches ou des rampes (figure 19). La durée totale du quart de travail moyen est de huit heures. La tâche de chargement et déchargement du camion prend environ 45 minutes par camion, dont 25 minutes est le temps estimé de transport et de manutention de charges lourdes.

L'étude de Pradhan et al. [127] comprenait un échantillon de 99 travailleurs. Les résultats ont démontré que 59 % des travailleurs rapportaient des douleurs au genou lors du chargement des sacs et lors du transport de charges lourdes dans des positions inconfortables. Tel que mentionné dans la section 2.4.2 sur les symptômes de la gonarthrose, la douleur est considérée comme le symptôme le plus révélateur de la pathologie. Par conséquent, les travailleurs qui réalisent ce type d'emploi sont à risque élevé de développer la gonarthrose.



**Figure 19.** Déchargement de sacs de grains d'un camion. Tirée de Pradhan et al. [127].

## Chapitre 3 : Problématique et objectif de l'étude

### 3.1. Problématique

Comme il a été constaté dans la revue de littérature du chapitre 2, les facteurs biomécaniques occupent une place importante dans le cycle du développement de l'arthrose. Felson et al. [86] indiquaient que les perturbations articulaires mécaniques présentes lors de certaines activités physiques reliées à l'emploi seraient responsables de la dégénérescence du cartilage et du développement de l'arthrose. En effet, la relation entre le développement de la gonarthrose et les emplois a été établie par différentes études (Lindberg et Montgomery [128], Felson et al. [86], Jensen et Eenberg [90]). Toutefois, ces études reposent sur des devis qualitatifs et elles ne donnent pas d'information quantitative sur l'état fonctionnel du genou du travailleur à risque. Nous savons que les genoux de patients pré-gonarthrosiques et gonarthrosiques, lorsqu'ils sont comparés à des genoux asymptomatiques, présentent des changements pour certains paramètres biomécaniques lors d'une tâche de marche (Astephen et al. [129], Baulinas et al. [130], Kaufman et al. [131], Radin et al. [132], Turcot et al. [133]). Ceci laisse donc supposer qu'un genou gonarthrosique présente une signature biomécanique qui lui est propre. Cette signature peut caractériser l'altération de facteurs biomécaniques qui conduiraient à l'arthrose. Ainsi, l'observation de cette signature chez un travailleur qui occupe un emploi imposant une surcharge mécanique au genou permettrait de faciliter l'identification de ce travailleur comme étant à risque de développer la pathologie.

Comme il existe souvent une période de latence entre le moment de l'exposition à la surcharge mécanique imposée aux genoux et la manifestation des premiers signes et symptômes de la maladie, l'identification des travailleurs à risque représente un défi majeur. L'établissement de mesures préventives efficaces devient ainsi difficile. Il semble effectivement que la relation entre les emplois qui soumettent le genou à des mouvements répétitifs, à une position de flexion extrême ou encore, qui nécessitent la manutention de charges lourdes et la prévalence de gonarthrose ait été clairement établie. Ces données

proviennent principalement d'études épidémiologiques. À notre connaissance, l'association entre le développement de la gonarthrose et l'emploi a été peu étudiée selon une perspective biomécanique. Ainsi, nous croyons qu'une évaluation cinématique tridimensionnelle (3D) du genou, réalisable en contexte clinique, permettrait d'identifier des facteurs biomécaniques qui sont déterminants de l'évolution de la gonarthrose. Il sera possible de reconnaître, de façon quantitative et non invasive, les travailleurs qui présentent un risque de développer cette pathologie et, éventuellement, de proposer des mesures préventives à ces travailleurs. Ceci souligne l'importance de mieux identifier les personnes à risque de développer la gonarthrose afin d'intervenir auprès des facteurs de risque modifiables. Nous croyons que la cinématique de la marche en contexte clinique pourrait être un outil utile et valide.

Dans la section suivante, nous présenterons les outils d'évaluation cliniques réalisés dans le cadre du présent projet de maîtrise et l'analyse biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale lors de la marche pathologique, ainsi que les contradictions relevées dans la littérature sur l'analyse de la marche chez les personnes gonarthrosiques.

### **3.2. Évaluation clinique chez les travailleurs**

Il y a plusieurs façons d'évaluer les résultats cliniques d'un traitement chirurgical et non-chirurgical d'une blessure au genou [134]. Les méthodes utilisées pour une telle évaluation comprennent les tests suivants : la dynamométrie manuelle ou avec des appareils isocinétiques, les tests de forces musculaires, de flexibilité, d'amplitudes articulaires, de proprioception spécifique à la pathologie, ainsi que des questionnaires fonctionnels spécifiques et/ou un score fonctionnel à la pathologie.

En général, les mêmes tests sont utilisés pour l'évaluation clinique des déficiences ou de l'état fonctionnel du genou pour toutes les clientèles, y compris les travailleurs, les sportifs ou autres.



### **3.1.1. Échelles fonctionnelles et questionnaires d'évaluation d'activité physique en milieu clinique.**

Les échelles de score d'évaluation clinique ont connu un développement important comme outil visant à mesurer des résultats fonctionnels du point de vue du patient [135]. Notamment, les échelles sont administrées afin d'évaluer la qualité de vie reliée à la santé des patients. Selon Tegner [136], « *les effets d'une blessure ou d'une maladie peuvent être évalués en termes d'effets sur la qualité de vie reliée à la santé ou sur l'incapacité ou le handicap* ». Différentes raisons justifient l'utilisation d'une échelle de score de genou spécifique lors de l'évaluation du résultat clinique après un programme de réhabilitation du genou [134]. Dans le cas de l'articulation complexe du genou, les résultats des échelles de score sont un bon moyen pour mesurer et apprécier l'état fonctionnel de l'articulation suite à une chirurgie ou à un programme de réhabilitation et ainsi, évaluer la progression et l'amélioration des patients [137].

Par ailleurs, les questionnaires d'évaluation clinique sont relativement faciles à administrer et représentent une des méthodes les plus appropriées pour estimer le niveau d'activité physique de la population. La différence entre les questionnaires est au niveau des critères mesurés, par exemple, l'élément à évaluer, la population cible, la justification, le format, l'interprétation, etc. [138].

#### **3.1.1.1. Échelle fonctionnelle de *Lysholm-Tegner***

L'échelle de Lysholm a été décrite pour une première fois dans la littérature orthopédique en 1982 [138]. Puis, en 1985, Tegner a apporté des modifications à l'échelle de Lysholm en ajoutant une échelle d'activité sportive antérieure et professionnelle à celle de Lysholm [139]. L'échelle *Lysholm-Tegner* a d'abord été créée pour l'évaluation du ligament croisé antérieur, mais elle est maintenant utilisée pour évaluer d'autres pathologies du genou, telles que les blessures aux ménisques, qui sont considérées comme un facteur mécanique important pour le développement de la gonarthrose [139].

L'échelle de *Lysholm-Tegner* permet de quantifier l'état fonctionnel du genou lors de certaines activités. L'échelle comprend huit items pour un total de 100 points [2]. Elle est divisée en : 1) boiterie, cinq points, 2) support d'aide à la marche, cinq points, 3) accroupissement, cinq points, 4) montée et descente des escaliers, dix points, 5) œdème, dix points, 6) blocage et accrochage du genou, 15 points, 7) stabilité, 25 points, et 8) douleur, 25 points. Un score total de 95 ou plus est considéré comme un résultat très bon, un score compris entre 84 et 100 points est considéré comme bon, un score entre 65 et 83 points est considéré comme moyen, et un total de moins de 65 points est considéré mauvais [140].

Par ailleurs, l'objectif de l'étude de K. Chaory et al. [140] était d'effectuer une synthèse des échelles d'évaluation clinique du ligament antérieur du genou et d'étudier leurs qualités métrologiques (reproductibilité, validité et sensibilité). Sur 39 échelles existantes, quatre ont été utilisées pour l'analyse, dont celle de *Lysholm-Tegner*. L'étude confirme que 84 % des essais cliniques utilisaient l'échelle de *Lysholm-Tegner*. De plus, cette échelle semble fournir des résultats valides, car reproductibles lors d'un test re-test. Par contre, les auteurs de l'étude recommandent de confirmer sa validité et sa sensibilité au changement par d'autres tests.

### **3.1.1.2. Questionnaire de *Baecke* sur l'activité physique au travail et durant les loisirs**

Le questionnaire de *Baecke* a été créé en 1982 et permet de quantifier et de déterminer le niveau d'activité physique des travailleurs pendant leur travail et durant les activités de loisirs [141].

Le questionnaire de *Baecke* comprend 16 questions regroupées en trois scores : 1) activité physique au travail (huit questions), 2) activité sportive durant les loisirs (quatre questions), 3) activité physique durant les loisirs excluant les sports (quatre questions). L'index de l'activité totale est la somme des trois précédents indices. Le questionnaire *Baecke* est également reconnu pour sa fiabilité [141, 142].

### 3.1.2. Tests de flexibilités et d'amplitudes articulaires

Pour vérifier et quantifier les amplitudes articulaires des patients, des tests, qui permettent également d'examiner la flexibilité, les raideurs ou les contractures des muscles des membres évalués, sont utilisés.

#### 3.1.2.1 Test de *Thomas*

Le test *Thomas* est ainsi nommé pour le chirurgien orthopédique britannique Dr. Hugh Owen Thomas (1834-1891) [143]. Au départ, le test de Thomas était utilisé pour évaluer la flexibilité et identifier des contractures du muscle psoas-iliaque de la hanche [144]. Ce test est similaire au test de *Thomas* modifié avec comme seule différence que le membre évalué est suspendu au bout de la table, ce qui permet à l'examineur d'observer l'angle du genou en plus de celui de la hanche [145].

La figure 20 représente la procédure du test de *Thomas* modifié [144]. Le participant positionne le membre inférieur non évalué dans une position correspondant à 120° de flexion à la hanche alors que le membre inférieur du côté évalué est au repos. Le dos du participant reste à plat sur la table d'évaluation. Ensuite, l'amplitude de la hanche du membre en repos est mesurée avec l'aide d'un goniomètre. Une mesure d'amplitude articulaire en flexion indique la présence d'une contracture du membre [146].



**Figure 20.** Procédure du test de *Thomas* modifié. Tirée de Clapis et al. [144].

### 3.1.2.2. Test *Active-Knee-Extension (AKE)*

Le test *Active-knee-Extension (AKE)* a été créé par Gajdosik and Lusin en 1983 [147, 148]. Cette méthode a été conçue pour éliminer certains problèmes que présentait le test *Straight leg raise (SLR)*, comme par exemple, la rotation pelvienne considérable qui se produit durant le test *SLR* et son effet sur la validité du test [149]. Le test *AKE* a été utilisé pour mesurer la raideur des muscles ischio-jambiers lors d'une évaluation clinique, avec les valeurs normales du mouvement du genou rapportées à l'intérieur de  $20^\circ$  d'une extension complète [149]. La figure 21 illustre la procédure du test *AKE*. Le spécialiste utilise un goniomètre universel et une table d'évaluation. Le patient positionne son dos sur la table avec la hanche et le genou dans un angle de  $90^\circ$ , afin que la cuisse soit verticale et la jambe horizontale. Puis, le participant doit amener la jambe évaluée en extension, l'angle de la flexion du genou représente la raideur des ischio-jambiers [148, 149].



**Figure 21.** Procédure du test *Active-knee-Extension (AKE)*. Tirée de Norris et al. [149].

Le test *AKE* est un test dynamique et la position finale dépend de la tension développée par les muscles du quadriceps du patient. Les données du test sont donc mesurables; par contre, elles sont également limitées parce que le test se fie à la perception du mouvement d'extension du genou ressentie par le patient [149].

En général, bien que les outils cliniques d'évaluation décrits précédemment donnent un bon aperçu de l'état fonctionnel du genou, ils demeurent des outils qui fournissent des données quantifiable mais subjectives, étant donné que l'on se fie à l'opinion du patient. Par conséquent, il serait intéressant de mesurer de façon quantitative et non invasive le fonctionnement de l'articulation du genou par une évaluation biomécanique tridimensionnelle (3D), ce qui offrirait un aperçu en contexte dynamique et permettrait ainsi d'identifier des critères biomécaniques qui sont déterminants dans l'évolution d'une pathologie du genou.

### **3.3. Caractéristiques biomécaniques de la marche chez les personnes gonarthrosiques**

Les personnes atteintes de gonarthrose ont de la difficulté à réaliser des gestes dynamiques effectués normalement dans la vie quotidienne. La marche est l'activité la plus commune associée à la gonarthrose [150]. Par exemple, le patron de marche est affecté par les symptômes ou les signes de la pathologie (douleur, raideur, perte de mobilité, etc.) ce qui limite le fonctionnement indépendant chez les gonarthrosiques [131]. Les caractéristiques et les causes biomécaniques qui restreignent la marche chez les personnes qui souffrent de la gonarthrose seront maintenant présentées.

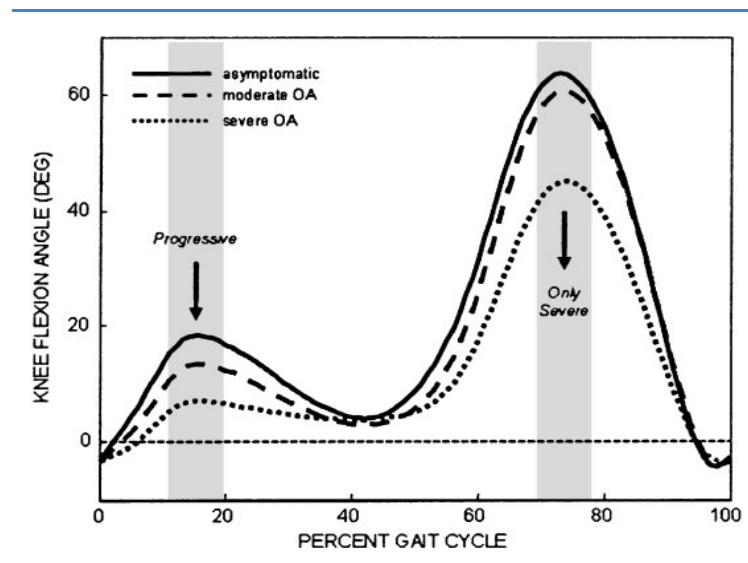
Il a été prouvé que les personnes atteintes de gonarthrose marchent à une vitesse et à une cadence plus lentes et réduisent la longueur des pas. De plus, la durée du pas et de la phase d'appui en double support sont augmentés. [131, 151, 152].

Selon Andriacchi et al. [153], la réduction de la vitesse et longueur du pas était un mécanisme de défense contre la douleur pendant le moment de flexion. Cette réduction permettrait aux patients gonarthrosiques de diminuer le chargement au genou. Par contre, l'étude de Baliunas et al. [130] conclut à une absence de différence entre les participants atteints de gonarthrose et les participants sains sur la vitesse de marche. De plus, les résultats des paramètres spatio-temporels de l'étude de Huang et al. [154] ne démontreraient pas non plus de différences significatives entre les patients et les participants sains. Selon eux, les patients gonarthrosiques adoptaient des stratégies compensatoires pour maintenir la vitesse et la longueur de foulée de la marche normale. Ces stratégies compensatoires étaient utilisées lorsque l'articulation subissait des changements mécaniques importants.

Par ailleurs, les études de Zeni [155] et Otsuky [156] ont démontré que les patients gonarthrosiques passent plus de temps dans la phase d'appui du cycle de marche que les participants sains spécifiquement dans l'appui intermédiaire. Comme il a été mentionné antérieurement, ces modifications seraient en partie dues à la réduction de la vitesse de marche et la réduction de l'amplitude du chargement du genou [115], mais l'étude d'Al-Zahrani et al. [151] a démontré que l'augmentation de la phase d'appui est due à une

réponse pour stabiliser le genou lors du transfert de poids surtout lors de la phase de chargement.

Les paramètres cinématiques du cycle de marche aussi sont affectés. D'après les résultats des études d'Assteph [129] et de Gök [157], dans le plan sagittal, l'angle de flexion au contact initial est plus prolongé. Les amplitudes de mouvements de flexion des patients symptomatiques (modérés, sévères) sont réduites comparativement à celles des patients asymptomatiques au chargement et à l'envol (figure 22) L'amplitude d'extension pendant l'appui unipodal est plus grande pour les deux groupes symptomatiques.



**Figure 22.** Mouvements de flexion et d'extension de trois groupes de participants. Les amplitudes maximales de flexion-extension des deux groupes arthrosiques sont réduites comparativement au groupe asymptotique (sévéres, ligne pointillée, modéré, ligne à tirets). Tirée d'Assteph et al. [129].

Des données scientifiques sur le plan frontal et transverse sont plutôt inhabituelles et sont essentiellement issues des études sur le développement de l'arthrose du genou suite à une blessure du ligament croisé antérieur. Une étude de Saari et al. [158] rapporte que des patients qui souffrent de gonarthrose du compartiment médial après une rupture du

ligament croisé antérieur développent une amplitude réduite ou une absence de la rotation interne du tibia par rapport au fémur.

Le patron cinétique de la marche chez les personnes gonarthrosiques diffère de celui des personnes asymptomatiques. En effet, l'amplitude du vecteur de la force verticale de réaction au sol (FRVS) est réduite chez les gonarthrosiques [156]. Cette diminution du vecteur vertical de la force de réaction serait causée par un réflexe de protection contre la douleur au moment du contact du pied avec le sol. Par contre, les résultats de Radin et al. [132] divergent avec les résultats précédents. L'amplitude du vecteur de la FRVS serait plus importante chez les participants pré-gonarthrosiques. L'impact de l'attaque du talon du groupe pathologique est fort et bref. Cette action impulsive serait causée par un dysfonctionnement neuromusculaire.

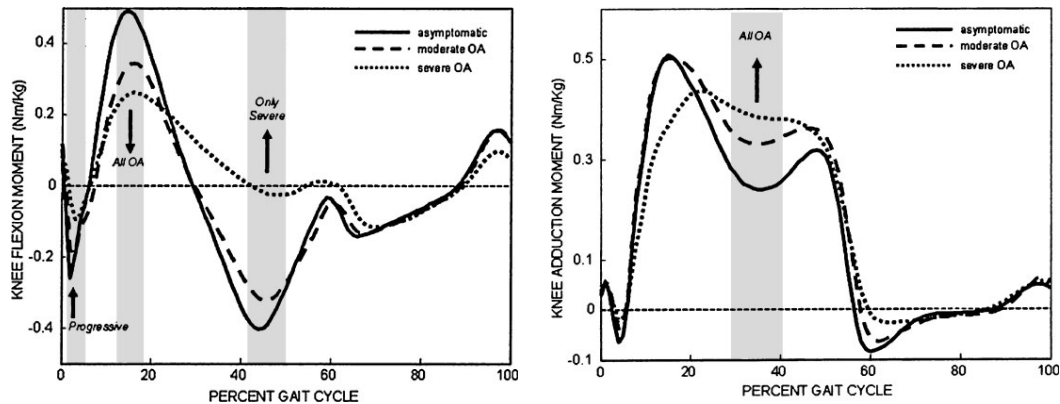
En ce qui concerne les moments de forces articulaires, le moment d'extension et de flexion du genou pathologique est réduit et plus long au début de la mise charge (figure 23 à gauche). Selon Astephen [129], la réduction des moments externes dans le plan sagittal est causée par une diminution de la vitesse de marche; cette action est un mécanisme de protection contre la douleur et la diminution d'amplitude des mouvements chez les gonarthrosiques est causée par le dysfonctionnement associé à la dégénération articulaire.

Plusieurs études ont consacré leurs efforts sur les changements mécaniques subis par l'articulation fémoro-tibiale sur le plan frontal. Ces changements sont régulièrement associés aux déformations axiales en varus ou valgus du genou [159, 160, 161]. Sharma et al. [160] ont démontré la relation entre la déformation mécanique en varus et valgus et la progression de la gonarthrose sur l'articulation fémoro-tibiale.

Les forces subies par l'articulation fémoro-tibiale ne sont pas réparties de façon équitable entre les compartiments médial et latéral. Le compartiment médial est le plus atteint et il est associé à un grand moment externe d'adduction [68, 160]. Le moment externe d'adduction agit autour de l'articulation tout au long de la phase d'appui; le tibia tend à tourner médialement par rapport au fémur dans l'axe médio-latéral (figure 23 à droite) [159, 160, 161, 162]. Par contre, Kaufman et al. [131] ont démontré que le moment adducteur mesuré chez des patients gonarthrosiques était inférieur comparativement à celui



du groupe asymptomatique. Selon eux, plusieurs raisons peuvent expliquer cette différence : le degré de la dégénération de la structure du genou, l'indice de masse corporelle (IMC) élevé, la vitesse de marche ou le système d'acquisition biomécanique utilisé.



**Figure 23.** À gauche, moment externe de flexion-extension, à droite, moment externe d'adduction des patients gonarthrosiques (sévères, ligne pointillée, modéré, ligne à tirets). Tirée d'Astephen et al. [129].

### 3.4. Résultats sans consensus des différentes études sur la marche chez les personnes gonarthrosiques

Les différentes études effectuées sur la marche chez les personnes gonarthrosiques n'ont pas apportées de consensus sur les variables analysées. Par exemple sur les paramètres spatio-temporels, Kaufman et al. [131] rapportent une réduction de la vitesse de marche chez les participants gonarthrosiques tandis que Baliunas et al. [130] concluent à une absence de différence entre les participants atteints de gonarthrose et les participants sains sur ce paramètre.

Les études sur la cinétique de la marche démontrent aussi une divergence des résultats entre le groupe symptomatique et asymptomatique. Selon Radin et al. [132],

l'amplitude du vecteur vertical de la force de réaction du sol serait plus importante chez les participants gonarthrosiques, mais Otsuki et al. [156] ont démontré des résultats contraires. Une plus grande intensité du moment externe d'adduction au genou est rapportée chez des participants gonarthrosiques par Goh et al. [157], mais l'étude de Kaufman et al. [131]) montre, encore une fois, des résultats contradictoires. La divergence dans les résultats peut être expliquée en partie par la diversité des approches méthodologiques proposées. En raison de l'utilisation de marqueurs collés directement sur la peau, les outils généralement utilisés pour mesurer la cinématique 3D du genou ne permettent pas un enregistrement précis des mouvements osseux de faible amplitude qui se produisent dans les plans frontal et transverse (abduction/adduction et rotation interne/rotation externe) (Cappozzo et al. [163]; Ganjikia et al. [164]. La quantification de ces mouvements s'avère essentielle à la compréhension du développement de la gonarthrose. Cependant, ces artéfacts de mouvement peuvent être aujourd'hui contrôlés par un système de fixation de type « exosquelette », tel que celui proposé par Ganjikia et al. [165]. Cet outil est conçu pour diminuer les mouvements artéfacts causés par les marqueurs collés sur la peau. Le système d'attache (exosquelette) des capteurs permet également de suivre avec grande précision les déplacements des os sous la peau.

### 3.5. Objectifs de l'étude

Les éléments qui appuient l'association entre les activités professionnelles et la gonarthrose sont surtout fondés sur des recherches épidémiologiques. À la connaissance des auteurs, cette association a rarement été étudiée du point de vue biomécanique. Voici les objectifs et l'hypothèse du projet.

**Objectif général :** Étudier l'effet d'une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) subie au travail lors d'une tâche de marche et comparer le patron cinématique de l'articulation fémoro-tibiale des travailleurs exposés à une surcharge mécanique à celui des travailleurs non exposés.

**Objectif secondaire :** Discuter le potentiel clinique de l'utilisation d'une évaluation cinématique en 3D de la marche et ainsi identifier les travailleurs qui pourraient être à risque de développer la gonarthrose.

**Hypothèse de recherche :** Nous pensons que les travailleurs exposés à une surcharge mécanique présenteront un patron cinématique de l'articulation fémoro-tibiale différent à celui des travailleurs non exposés.

Le potentiel clinique de l'utilisation des paramètres cinématiques de la marche pour identifier les travailleurs qui pourraient être à risque de développer la gonarthrose sera discuté en référence avec la cinématique des personnes gonarthrosiques de la marche rapportée dans la littérature.

## Chapitre 4 : Méthodologie

Dans le présent chapitre, les différentes étapes utilisées pour l'acquisition et le traitement des données (figure 24) seront décrites en détail. Dans un premier temps, les caractéristiques des participants et de leur emploi, le mode de recrutement et les critères de participation à l'étude seront présentés, suivi des procédures utilisées pour l'acquisition des données cliniques et biomécaniques. En dernier lieu, la procédure permettant de traiter et d'analyser les données de la présente étude sera décrite.

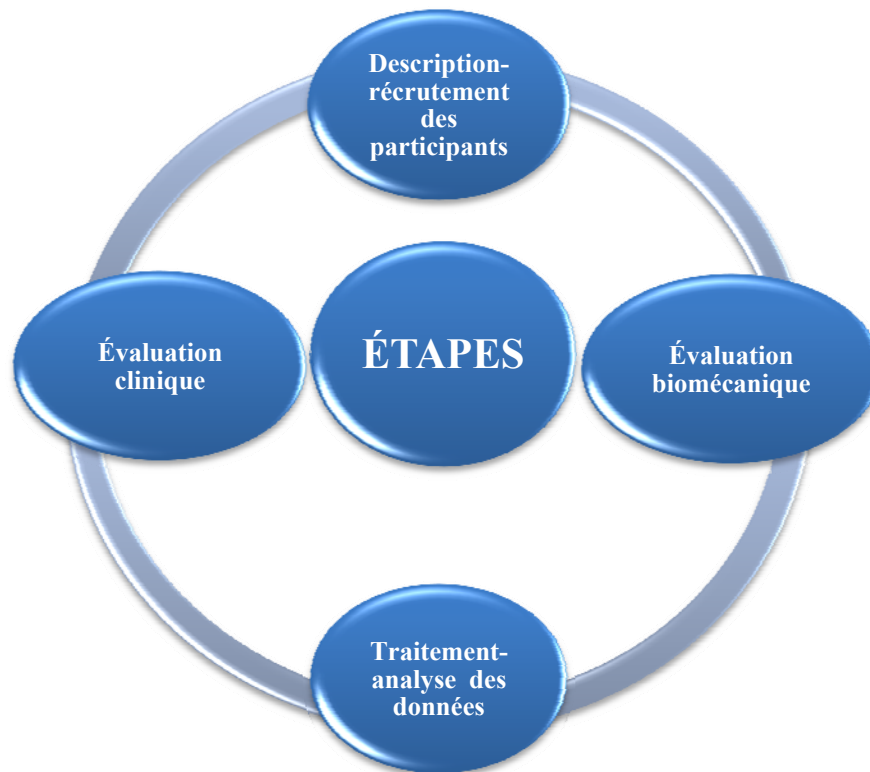


Figure 24. Étapes de la méthodologie

## **4.1. Description des groupes de participants**

La présente section décrit la population cible, l'échantillonnage, la procédure de recrutement et les critères de participation à l'étude.

### **4.1.1. Population cible**

La population à l'étude est représentée par des travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T), âgés entre 35 et 65 ans. Nous nous sommes basés sur des études antérieures (Lindberg et Montgomery [128], Felson et al. [86], Jensen et Eenberg [90]) afin d'établir les types d'emplois à risque qui comprennent les tâches ou les positions suivantes :

- une position debout prolongée (>3h) ou une position accroupie et / ou en flexion des genoux (ex. couvreur de plancher);
- la manutention de charges (ex. menuisier);
- les genoux soumis à des mouvements de torsion (ex. infirmière);
- les genoux soumis à des forces d'impacts répétitifs (ex. travailleur journalier de la construction).

### **4.1.2. Échantillon**

L'échantillon non-probabiliste est composé d'hommes et de femmes travaillant dans des emplois qui sollicitent ou imposent une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T), par ex., ouvriers dans des chantiers de construction, journaliers dans des usines, etc. Le recrutement s'est fait par l'intermédiaire d'annonces dans des journaux et d'affiches qui ont été apposées dans des sites d'intérêt ou qui ont été distribuées dans l'entourage du coordonnateur du projet. Le premier contact s'est fait par téléphone en utilisant un questionnaire qui nous a permis de valider les critères d'inclusion et d'exclusion pour la participation à l'étude. Ces critères sont énoncés à la partie suivante.

## **4.2. Critères de participation à l'étude**

Les participants travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) et ceux du groupe non exposé devaient répondre aux critères d'inclusion et d'exclusion pour prendre part à l'étude. Des critères ont été établis afin d'obtenir des résultats fiables. Ces critères tiennent compte de l'âge, de la nature de l'emploi, des habiletés linguistiques, cognitives et de l'état de santé physique des participants. Les participants qui ne répondaient pas aux critères mentionnés n'étaient pas admissibles à l'étude. Les critères d'inclusion et d'exclusion sont mentionnés dans le tableau 4. Les conditions énumérées dans la liste des critères d'exclusion ont toutes été identifiées comme des conditions pouvant affecter les capacités fonctionnelles.

**Tableau 4.** Critères d'inclusion et d'exclusion

Critères d'inclusion
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Être âgé de 35 à 65 ans, sans diagnostic confirmé de gonarthrose;</li> <li>• Occuper un emploi qui impose une surcharge mécanique aux genoux; par exemple : marcher quatre h/ jour, maintenir une position de flexion de plus de 30 minutes/jour, transporter de charge de plus de 25 kg. /jour;</li> <li>• Avoir les habilités linguistiques et cognitives requises pour compléter les questionnaires d'évaluation en français et donner un consentement éclairé à participer à l'étude.</li> </ul>
Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avoir un diagnostic d'arthrose confirmé;</li> <li>• Douleur &gt; à 3/10 sur échelle visuelle analogue;</li> <li>• Claudication vasculaire ou neurologique;</li> <li>• Problème cardiaque important ou porter un pacemaker;</li> <li>• Plaie aux membres inférieurs;</li> <li>• Histoire de blessures ou de chirurgie récente aux membres inférieurs;</li> <li>• Déficits proprioceptifs ou des problèmes d'équilibre;</li> <li>• Ceux qui, au moment de l'étude, suivent un programme d'entraînement ou de réadaptation spécifique au genou;</li> <li>• Ceux présentant une condition pouvant interférer avec l'évaluation (dont la capacité à s'adapter à une tâche de marche sur tapis roulant);</li> <li>• Pour des raisons d'instrumentation, nous nous sommes limités à des patients non obèses présentant un indice de masse corporelle (<math>IMC \leq 30\text{kg/m}^2</math>).</li> </ul>

### **4.3. Caractéristiques des participants**

Le nombre total de participants qui ont pris part à cette étude était de 33, soit 24 travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) (cinq femmes et 19 hommes) ainsi que 9 travailleurs non exposés. L'âge et les données anthropométriques telles que la taille en cm, le poids en lbs et en kg et l'IMC (indice de masse corporel) ont été prises. De plus, les participants ont indiqué s'ils portaient des semelles orthopédiques ainsi que la pointure de leurs souliers, afin d'évaluer si cela avait une incidence sur les résultats. Les caractéristiques des participants travailleurs exposés et des travailleurs non exposés sont présentés dans les tableaux 5 et 6. De plus, le tableau 7 démontre les caractéristiques de l'emploi de chaque participant travailleur exposé à une surcharge mécaniques sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).



**Tableau 5.** Caractéristiques des participants travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'AF-T.

Code	Occupation	Sexe	Age	Poids		Taille	IMC	Semelles	Pointure
TRAV.		H/F	ans	lbs	kg	cm	kg/cm <sup>2</sup>	O/N	
001	<b>Facteur</b>	H	57	178	81	165	29	N	9.5
*002	<b>Peintre</b>	H	51	220	100	168	36	N	9
003	<b>Technicien électronique</b>	H	57	175	80	178	25	N	10.5
004	<b>Préposé service à la clientèle</b>	H	50	165	75	170	26	N	8
005	<b>Opérateur de machines</b>	H	54	198	90	172	30	N	8.5
006	<b>Entretien-peintre</b>	H	47	173	79	180	24	N	10.5
007	<b>Serveur</b>	H	46	180	82	178	26	N	10
008	<b>Journalier chaîne production</b>	F	52	125	57	162	22	N	8
009	<b>journalier imprimerie</b>	H	54	205	93	185	27	N	12
010	<b>journalier chaîne production</b>	H	57	167	76	180	24	N	12
011	<b>Journalier chaîne production</b>	F	49	125	57	160	22	N	8
012	<b>Éducatrice</b>	F	40	110	50	160	20	N	7.5
013	<b>Infirmière</b>	F	44	130	59	153	25	N	5.5
014	<b>Ouvrier construction</b>	H	44	165	75	175	24	N	9.5
015	<b>systèmes intérieur construction</b>	H	44	165	75	179	24	N	9.5
016	<b>Éducatrice (professeur)</b>	F	41	130	59	165	22	N	7
017	<b>système intérieur construction</b>	H	44	172	78	174	26	N	9
018	<b>Ouvrier construction</b>	H	50	145	66	162	25	N	7.5
019	<b>Déménageur</b>	H	41	206	94	189	26	N	12
020	<b>Ouvrier construction</b>	H	56	150	68	159	27	O	7
021	<b>Ouvrier construction</b>	H	40	167	76	163	29	N	9
022	<b>Ouvrier construction</b>	H	42	176	80	168	28	N	9
023	<b>Nettoyeur machine</b>	H	44	192	87	179	27	N	11
024	<b>Proposé entretien</b>	H	41	176	80	172	27	N	9
<b>Moyenne</b>		5F-19H	47.7	166.5	75.7	170.67	25.88	N/A	9.10
<b>Écart-type</b>		N/A	5.92	28.15	12.8	9.23	3.26	N/A	1.68

\* travailleur présentant un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 30kg/m<sup>2</sup> (voir explications au chapitre 5. Résultats)

**Tableau 6.** Caractéristiques des participants du groupe non exposé à une surcharge.

Code	Occupation	Sexe	Age	Poids		Taille	IMC	Semelles	Pointure
Trav. non exposés		H/F	ans	lbs	kg	cm	kg/cm <sup>2</sup>	O/N	
001	Musicien	H	46	168	76	174	25	N	8.5
002	Travail bureau	F	40	170	72	167	30	N	8
003	Avocate	F	36	108	49	155	20	N	5
004	Directeur école	H	60	152	69	173	23	N	9.5
005	Graphiste	F	36	125	57	166	21	N	8
006	Travail bureau	H	54	138	63	165	23	N	8
007	Femme au foyer	F	38	120	55	164	20	N	6.5
008	Comptable	H	38	170	77	168	27	N	8
009	Professeur français	F	62	123	56	160	22	N	6.5
<b>Moyenne</b>		4F-5H	43.8	146	66	167.7	23.6	N/A	7.9
<b>Écart-type</b>		N/A	11.3	27.1	11.9	8.25	3.2	N/A	1.7

**Tableau 7.** Caractéristiques de l'emploi des travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'AF-T.

Code TRAV.	Occupation	Caractéristiques de la surcharge			
		Position en flexion (> 30 min/jour)		Marche prolongée (>4h/jour)	Manutention charge (>25 kg)
		Position agenouillée ( <i>kneeling</i> )	Position accroupie ( <i>squatting</i> )		
001	Facteur	N	N	O	O
002	Peintre	O	O	O	N
003	Technicien électronique	O	O	N	N
004	Préposé service à la clientèle	N	N	O	N
005	Opérateur de machines	N	N	O	N
006	Entretien-peintre	O	N	O	N
007	Serveur	O	N	O	N
008	Journalier chaîne production	N	O	N	N
009	journalier imprimerie	O	O	O	O
010	journalier chaîne production	O	O	O	O
011	Journalier chaîne production	N	O	N	N
012	Éducatrice	O	O	N	N
013	Infirmière	N	N	O	N
014	Ouvrier construction	O	O	O	O
015	Poser systèmes intérieur construction	O	O	O	O
016	Éducatrice (professeur)	O	O	N	N
017	système intérieur construction	O	O	O	O
018	Ouvrier construction	O	O	O	O
019	Déménageur	O	O	O	O
020	Ouvrier construction	O	O	O	O
021	Ouvrier construction	O	N	O	O
022	Ouvrier construction	O	N	O	O
023	Nettoyeur machine	O	O	O	N
024	Proposé entretien	O	N	O	O

O= Oui N= Non

#### **4.4. Considérations éthiques et d'information**

Le présent projet de recherche a été approuvé par le comité d'éthique à la recherche du centre hospitalier de l'université de Montréal (CRHUM) et de l'École de technologie supérieure (ÉTS) (*Annexe I*).

Les modalités de participation au projet ont été expliquées aux participants à leur arrivée au lieu d'expérimentation. Le but de l'étude, les organismes subventionnaires, le déroulement et la durée de participation, la participation facultative à une banque de données, les avantages, les risques et inconforts, la participation volontaire et les possibilités de retrait, le formulaire et la procédure de compensation et la confidentialité du projet ont été décrits de façon détaillée et vulgarisée pour la compréhension des participants. Tous les participants ont signé un formulaire de consentement de manière éclairée et étaient libres de quitter l'étude à n'importe quel moment (*Annexe I*).

Finalement, des informations concernant les caractéristiques de l'emploi ont été recueillies. Afin d'avoir une mesure de la durée de l'exposition aux facteurs biomécaniques reliés à l'emploi, la durée de l'emploi occupé au moment de l'étude et le temps d'exposition à la surcharge mécanique imposée par les activités physiques occupationnelles, calculés en heures, au cours d'une semaine de travail ont été notés (*Annexe II*).

#### **4.5. Évaluations clinique et biomécanique**

Cette partie décrit l'évaluation clinique et biomécanique qu'ont subis les participants travailleurs et contrôles. La procédure de l'évaluation clinique sera d'abord présentée et ensuite, l'évaluation biomécanique.

### **4.5.1. Lieu de l'expérimentation**

Dans le but d'explorer la possibilité de faire l'évaluation biomécanique en contexte clinique, les collectes de données ont été lieu au Centre du genou EMOVI Inc., situé au 3095, autoroute Laval Ouest, 2<sup>e</sup> étage, dans l'édifice du Carrefour multisports dans la région de Laval.

### **4.5.2. Évaluation clinique**

L'évaluation clinique des participants travailleurs exposés et non exposés à une surcharge a été effectuée par un étudiant de troisième année en physiothérapie qui possédait la formation nécessaire. Cette évaluation visait à recueillir des données cliniques et fonctionnelles du genou des participants. L'évaluation clinique comprenait un examen qui incluait des tests de mesures d'amplitude articulaire et de flexibilité. Des questionnaires ont été utilisés pour obtenir une appréciation globale de l'état réel du genou des participants.

#### **4.5.2.1. Procédure de l'évaluation clinique**

Tout d'abord, le poids et la taille de chaque participant au début de la collecte de données cliniques ont été mesurés. Ensuite, les participants ont rempli le questionnaire de *Lysholm-Tegner* et le questionnaire d'activité physique au travail et durant les loisirs de *Baecke*. Finalement, les amplitudes articulaires ont été mesurées à l'aide du test de *Thomas* et du test *Active-Knee-Extension Test for Hamstring Length AKE*. (Voir la section 3.1.1. pour la procédure des échelles fonctionnelles et des questionnaires d'évaluation d'activité physique en milieu clinique.)

### 4.5.3. Évaluation biomécanique

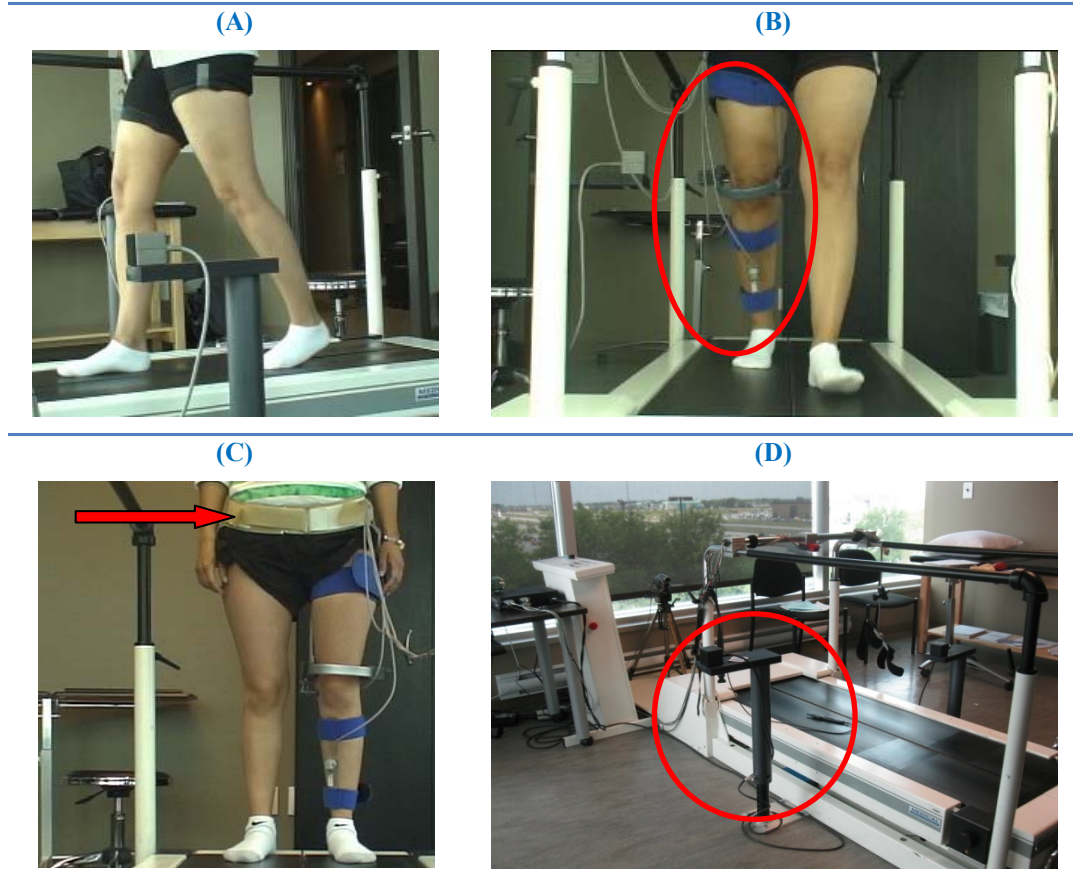
Une fois l'évaluation clinique complétée, tous les participants ont été soumis à une évaluation biomécanique du genou conduite par le coordonnateur du projet. Le genou évalué a été sélectionné aléatoirement. Dans le cas de douleur, le genou symptomatique a été évalué et s'il y avait présence de douleur bilatérale, le genou le plus atteint a été évalué.

Une séance de familiarisation à la marche sur tapis roulant d'une durée de 8 minutes permettait aux participants de s'adapter aux conditions expérimentales. Puis, deux séances de marche à une vitesse confortable d'une durée de 45 secondes ont été enregistrées avec l'installation du système d'attache *KneeKG™*, *EMOVI Inc., Canada*.

Les données cinématiques (acquises avec le système électromagnétique de mesure des mouvements *Fastrak*, *Polhemus innovation in motion, Vermont, USA*, figure 25-D) et de plateforme de force (acquises avec l'aide d'un tapis roulant *ADAL*, *Medical development techmachine, France*) en 3D ont été enregistrées de façon simultanée. Une procédure de calibrage constitué d'enregistrements statiques et dynamiques a également été effectuée pour permettre l'identification précise de repères et d'axes anatomiques sur la jambe étudiée [165].

#### 4.5.3.1. Procédures expérimentales

Dans un premier temps, les participants ont marché sans équipement sur un tapis roulant *ADAL* à une vitesse confortable (figure 25-A). Ensuite, le système d'attache *KneeKG™* a été installé sur le membre inférieur sélectionné de chaque participant (figure 25-B). Cet appareil comprend une partie fémorale et une partie tibiale sur lesquelles les capteurs sont fixés de manière rigide. Avant l'installation du système d'attache, les sites anatomiques où reposent les appuis de la partie fémorale et du tibia ont été repérés. Une ceinture pelvienne munie d'un capteur électromagnétique a également été installée pour repérer la tête fémorale lors du calibrage (figure 25-C) [165].



**Figure 25.** Marche d'un participant travailleur sur tapis roulant *ADAL*, sans (A) et avec le système *KneeKG*<sup>TM</sup> (cercle rouge) (B), participant portant une ceinture pelvienne (flèche rouge) (C) et source électromagnétique *Fastrak* (cercle rouge) (D). Images Centre du genou, *Emovi Inc.*

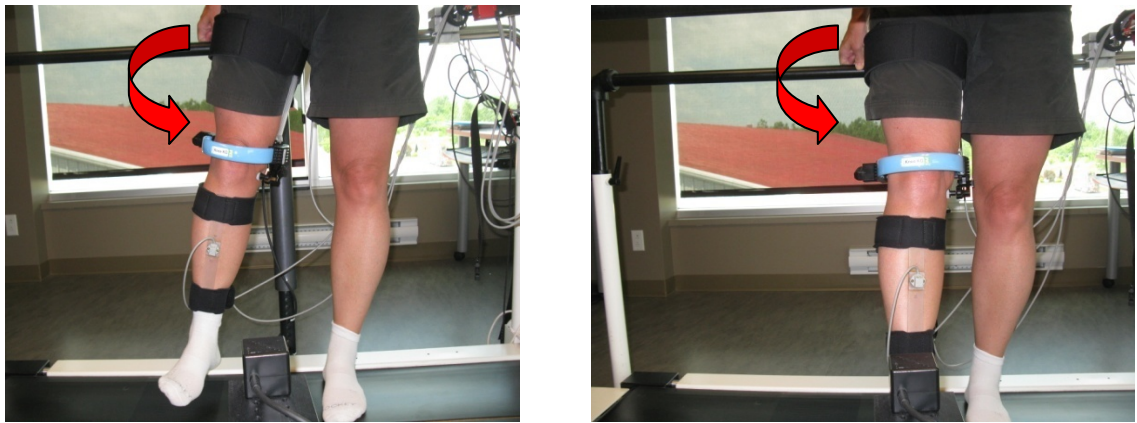
#### 4.5.3.2. Calibrage des axes articulaires

Après l'installation du système d'attache *KneeKG*<sup>TM</sup> sur les participants, l'étape suivante était de procéder au calibrage développé par le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO). Cette opération a été conçue pour positionner et orienter deux systèmes d'axe : a) sur le fémur et b) sur le tibia. La définition des axes du fémur et du tibia a permis de calculer les valeurs des mouvements sur le plan sagittal (flexion-extension), frontal (adduction-abduction) et transverse (rotation externe-interne).

La procédure de calibrage a été réalisée en **deux étapes** : A) identification du centre de la tête fémorale, du genou et de la cheville et B) définition des systèmes d'axes dans une posture déterminée. L'axe médio-latéral, antéro-postérieur et proximo-distal ont été calculés pour le fémur et le tibia.

### **Étape A : définition des centres articulaires**

**Identification du centre articulaire de la hanche :** Pour identifier le centre de la tête fémorale, la source magnétique du système *Fastrak* a été installée à l' hauteur H3. Cette hauteur correspondait à la hauteur du grand trochanter de la jambe évaluée. Ensuite, le participant a été positionné de façon à placer les capteurs actifs installés sur la ceinture du bassin le plus près possible de l'émetteur (figure 26). Finalement, le participant a effectué un mouvement de circumduction de la cuisse d'environ cinq secondes. Les capteurs du fémur et du bassin ont été enregistrés.



**Figure 26.** Mouvement de circumduction de la jambe pour définir le centre de la tête fémorale.

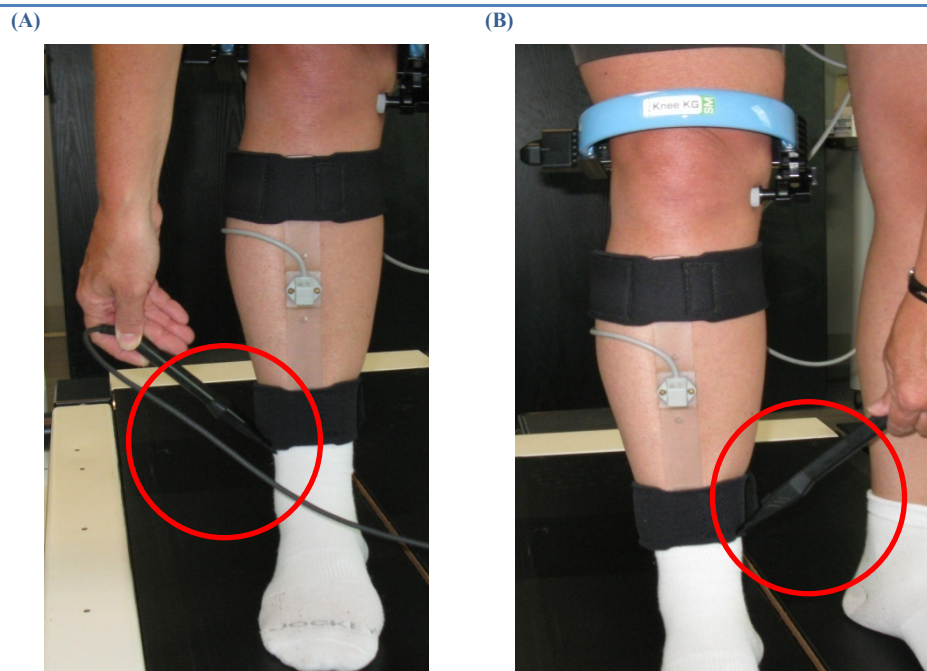


**Identification du centre articulaire du genou :** la source magnétique du système Fastrak a été installée à l'hauteur H2 (hauteur de la ligne articulaire du genou). Le centre du condyle fémoral interne et le centre du condyle fémoral externe des participants a été identifié à l'aide du pointeur. Ensuite, au signal, le participant a mis le membre analysé en extension complète pour initier le mouvement continu de flexion/extension (allant jusqu'à un maximum 60° de flexion) qui a été enregistré pendant dix secondes (figure 27). Lorsque le participant finissait le mouvement, le point milieu entre les deux condyles a été identifié et l'axe moyen pour le mouvement a été calculé et enregistré. Cet axe moyen passe par le centre du genou et est orienté sur l'axe médio-latéral. Le centre du genou est défini par le milieu des deux condyles projeté sur cet axe. Les capteurs du fémur et du tibia ont été enregistrés [165].



**Figure 27.** Mouvements de flexion-extension pour la définition d'un axe moyen.

**Identification du centre articulaire de la cheville :** la source magnétique du système *Fastrak* a été positionnée à l' hauteur H1, qui correspond à la hauteur de la cheville. Le pointeur utilisé dans le centre articulaire du genou a aussi permis d' identifier le centre de la malléole interne et externe de la cheville des participants (figure 28). Le point milieu entre les deux points identifiés a été localisé, ce qui définit le centre de la cheville. Les capteurs du tibia et du pointeur (malléoles) ont été enregistrés [165].



**Figure 28.** Identification des malléoles (A) droite et (B) gauche (cercle rouge) pour définir le centre de la cheville.

### **Étape B : définition des systèmes d'axes dans une posture déterminée**

Cette étape consistait à définir les systèmes d'axes du fémur et du tibia dans une posture déterminée. La position standardisée a été déterminée à l'aide d'un objet de calibrage muni d'un gabarit pour positionner les pieds parallèles avec les talons bien alignés. Ensuite, le participant a fait un mouvement continu entre la très légère flexion ( $\sim 5^\circ$ ) et l'extension complète vers l'hyper extension du genou.

Lorsque le participant terminait le mouvement décrit ci-dessus, les données des centres articulaires prédéfinis selon l'émetteur ont été recueillies, de même que l'instant où le membre inférieur atteint la posture définie par le moment où la projection, dans le plan sagittal de la jambe, du vecteur reliant le centre du genou et le centre de la tête fémorale est le plus parallèle avec la projection, dans le plan sagittal de la jambe, du vecteur reliant le centre du genou et le centre des malléoles (flexion au genou  $\sim 0^\circ$ ).

La rotation tibiale est égale à  $0^\circ$  et les axes sont définis de la façon indiquée ci-dessous.

Pour le fémur :

- l'axe médio-latéral du fémur perpendiculaire à la fois à la normale à la verticale et au vecteur reliant le centre du genou et la tête fémorale (orienté vers la droite pour le sujet),
- l'axe proximo-distal du fémur comme le vecteur reliant le centre du genou et le centre de la tête fémorale (orienté vers le haut),
- l'axe antéro-postérieur du fémur perpendiculaire aux deux autres axes du fémur (orienté vers l'avant).

Pour le tibia :

- l'axe médio-latéral du tibia perpendiculaire à la fois à la verticale et au vecteur reliant le centre du genou et le centre des malléoles (orienté vers la droite pour le sujet),
- l'axe proximo-distal du tibia comme le vecteur reliant le centre du genou et le centre des malléoles (orienté vers le haut), l'axe antéro-postérieur du tibia perpendiculaire aux deux autres axes du tibia (orienté vers l'avant) [165].

#### 4.5.3.3. Acquisition des variables cinématiques

Pour l'enregistrement des variables cinématiques, les données de position et d'orientation des segments fémoral et tibial ont été obtenues avec le système électromagnétique de mesure des mouvements *Fastrak* (*Polhemus innovation in motion Vermont, USA*). Ce système est composé de capteurs sensibles à un champ magnétique généré par une source de référence. Il permet une mesure précise des déplacements segmentaires du fémur et du tibia sur les plans sagittal, frontal et transverse. Afin de réduire les artefacts de mouvements de la peau sur les repères osseux lors de la marche, les capteurs électromagnétiques sont fixés sur le système d'attache *KneeKG™*.

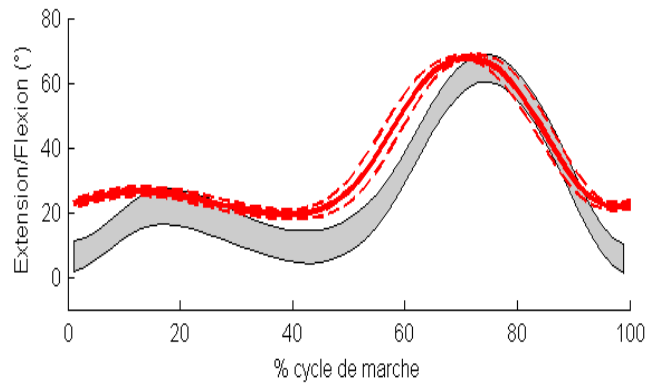
Les mesures des capteurs ont été envoyées à un ordinateur équipé des logiciels qui permettent le calcul de la position et de l'orientation des segments. Les données sont enregistrées à une fréquence de 60Hz puis sont filtrées à l'aide d'un filtre de type SSA10 à une fréquence de coupure de 6Hz. Ensuite, deux essais de 45 secondes ont été enregistrés et sauvegardés pour analyse de données.

À l'aide de la définition d'axes anatomiques effectuée lors du calibrage, les paramètres locaux cinématiques ont été calculés au genou (tableau 8). Les mouvements types obtenus des travailleurs exposés sont représentés sur les figures 29, 30 et 31.

**Tableau 8.** Paramètres cinématiques analysés

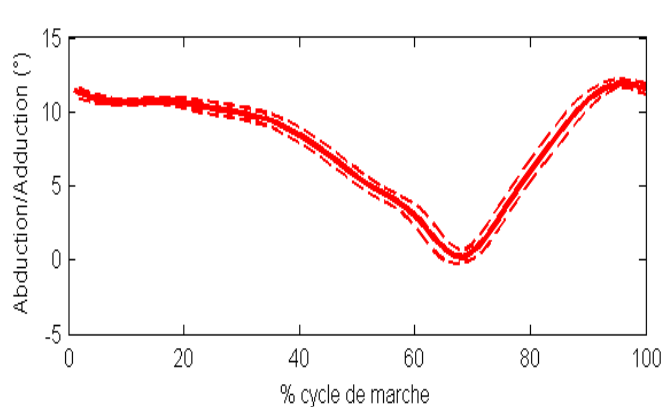
Plans	Phases du cycle de marche			
	Contact initial (0-2 %)	Chargement (2-15 %)	Simple appui (15-50 %)	Étendue
<b>Sagittal</b> (Flexion/extension)	Angle Max (°)	Angle Max (°)	Angle Min extension (°)	Max-Min (°)
<b>Frontal</b> (Adduction /abduction)	Angle Max (°)	Angle Max (°)	-	Max-Min (°)
<b>Transversal</b> (Rotation externe/interne)	Angle Max (°)	Angle Max (°)	-	Max-Min (°)

**Plan sagittal (flexion/extension) :** Contact initial Max ( $^{\circ}$ ); chargement Max ( $^{\circ}$ ); simple appui Min ( $^{\circ}$ ); Étendue (Max-Min) ( $^{\circ}$ ).



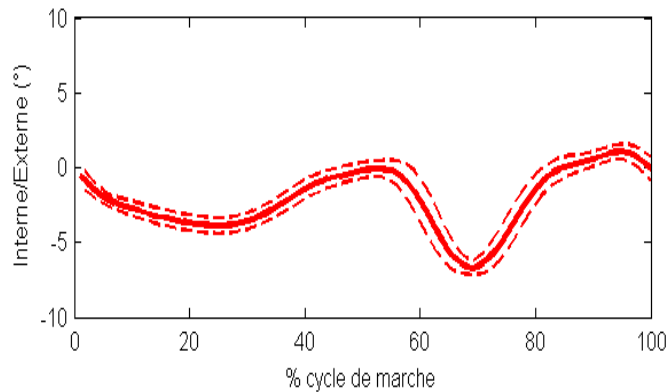
**Figure 29.** Mouvements type de flexion-extension du genou en degré ( $^{\circ}$ ) d'un travailleur (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) pendant la marche sur tapis roulant. La zone grise correspond à un mouvement typique du genou [11].

**Plan frontal (abduction/adduction) :** Contact initial Max ( $^{\circ}$ ); chargement Max ( $^{\circ}$ ); Étendue (Max-Min) ( $^{\circ}$ ).



**Figure 30.** Mouvements d'abduction-adduction du genou en degré ( $^{\circ}$ ) d'un travailleur (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) pendant la marche sur tapis roulant.

**Plan transverse rotation interne/externe** : Contact initial Max (°); chargement Max (°); Étendue (Max-Min) (°).



**Figure 31.** Mouvements de rotation interne-externe du genou en degré (°) d'un travailleur (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) pendant la marche sur tapis roulant.

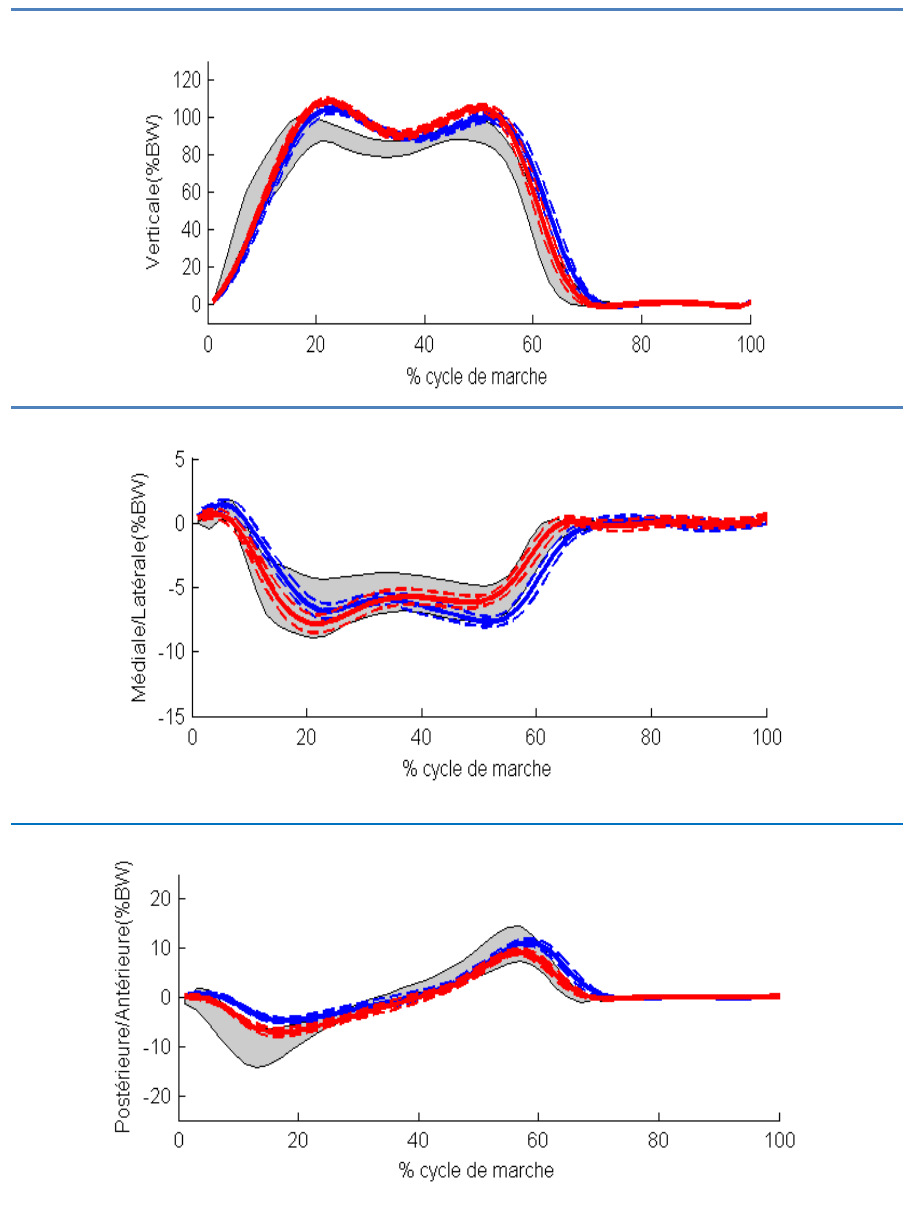
#### 4.5.3.4. Acquisition des données de plateforme de force

Les données de plateforme de force en 3D ont été acquises avec l'aide d'un tapis roulant *ADAL*, développé par *Medical development techmachine, France*, et validé par Belli en 2001 [166]. Ce tapis roulant est muni de capteurs de forces qui permet d'enregistrer et mesurer de manière indépendante les forces exercées par chacun des pieds des participants pendant une tâche de marche. Les forces verticales, médio-latérales et antéro-postérieures de réaction du sol ont été enregistrées pour chaque cycle de marche. Les données de force obtenues des travailleurs exposés sont représentées à la figure 32.

Les données ont été enregistrées à une fréquence de 60 Hz et filtrées à l'aide d'un filtre de type *Butterworth* avec fréquence de coupure de 6Hz.

Les événements de contact au sol et de la poussée du cycle de la marche ont été identifiés par les forces verticales de réaction au sol en utilisant un seuil de 2 % du poids

des participants. Ceci a permis une normalisation des cycles de la marche à 100 % et un cycle moyen a été calculé avec les 15 cycles les plus répétés.



**Figure 32.** Forces exercées par un travailleur pendant la marche sur tapis roulant. La ligne bleue représente le genou gauche et la ligne rouge le genou droit, (moyenne en ligne pleine, écart-type en ligne pointillée) A) Verticales, B) médio-latérales et C) antéro-postérieures. La zone grise correspond à un mouvement typique du genou [11].

Les variables cinématiques et les données de plateforme de force ont été calculées et traités à partir du système *Matlab* (*The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA*).

Dans la plupart des études cinématique sur la marche, les données sont présentées sous forme de courbe montrant la position de l'articulation (en ordonnée) en fonction d'une variable temporelle, le cycle de marche. Des paramètres locaux, tels que les valeurs maximales et minimales de position de l'articulation sont extraits de ces courbes et utilisés pour la comparaison des groupes. L'hypothèse générale sera testée en comparant les paramètres cinématiques locaux des travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) à ceux des participants travailleurs non exposés en utilisant une analyse de variance. Cependant, cette approche comporte quelques limites. Bien que la marche soit une activité cyclique et répétitive, une grande variabilité inter-sujet dans les profils des courbes est rapportée. Par exemple, chez deux individus, un paramètre d'intérêt peut être situé à différents instants sur l'axe sagittal, remettant en question la signification clinique du test de comparaison à un instant donnée du cycle.

Cette approche constitue une originalité dans ce genre d'étude. De plus, des analyses de corrélation permettront de vérifier l'association entre les variables cliniques et les variables biomécaniques de même que l'association entre la durée d'exposition à la surcharge mécanique imposée par l'emploi et les variables biomécaniques.



## 4.6. Analyse statistique

Des statistiques descriptives ont été utilisées pour comparer les deux groupes de travailleurs, soit ceux exposés et ceux non exposés à une surcharge. Des tests d'hypothèses Kolmogorov-Smirnov et de Levine ont été effectués pour vérifier la normalité de la distribution et l'homogénéité des variables d'intérêt. Basés sur ces résultats, des tests-t bilatéraux (« *Student-t tests* ») ont été réalisés pour vérifier la signification des différences observées entre les deux groupes de travailleurs (travailleurs exposés à une surcharge mécanique vs non exposés) pour les variables cliniques et cinématiques. Des tests ANCOVA ont également été effectués avec le poids et la vitesse de marche pour estimer l'impact de ces variables sur les paramètres cinématiques analysés. Un seuil de signification a été établi à  $p \leq 0,05$ .

## Chapitre 5 : Résultats

Le présent chapitre présente l'ensemble des résultats en trois étapes. Dans un premier temps, nous présenterons les résultats cliniques. En deuxième lieu, nous verrons les résultats des paramètres spatio-temporels. Et finalement, nous terminerons par les résultats cinématiques des deux groupes de travailleurs, dont un était exposé à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) et l'autre non exposé.

### 5.1. Résultats cliniques

Les occupations des travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) et des travailleurs non exposés sont résumées aux tableaux 5 et 6 de la section méthodologie. Dix-huit travailleurs exposés à une surcharge ont rapporté être exposés à une position en flexion continue du genou pendant plus de 30 minutes/jours, 19 marchaient plus de 4 heures/jour et 12 travailleurs transportaient une charge de plus de 25 kg/jour (tableau 7). Le groupe de travailleurs non exposé n'était pas soumis à aucune surcharge.

Le tableau 9, quant à lui, démontre les caractéristiques anthropométriques des deux groupes. Nous observons que les deux groupes sont similaires en termes d'âge et de taille. Dans les critères d'exclusion (tableau 4), les participants devaient avoir un indice de masse corporelle (IMC) inférieur ou égal à  $30 \text{ kg/m}^2$  pour des raisons d'instrumentation. Cependant, tel que démontré dans le tableau 5, le participant TRAV 002 présentait un IMC de  $36 \text{ kg/m}^2$ , ce qui ne répondait pas aux critères de participation à l'étude. Mais comme ce participant était de physionomie plutôt musclée et costarde, cela ne gênait pas le fonctionnement des appareils de mesure et il a été admis malgré son IMC plus élevé. Le tableau 9 comprend la moyenne de l'IMC pour le groupe de travailleurs exposé à une surcharge avec le participant TRAV 002 et sans celui-ci. Ces deux moyennes ne démontrent pas de différence significative avec le groupe non exposé.

Par ailleurs, le groupe exposé à une surcharge sur l'AF-T comprenant le participant TRAV 002 démontre un poids corporel (kg) moyen ( $75,6 \text{ kg}$  vs  $64,9 \text{ kg}$ ) supérieur à celui du groupe non exposé à une surcharge ( $p \leq 0,037$ ). La moyenne du groupe exposé à une

surcharge sans le participant TRAV 002 démontre également un poids corporel moyen (74,6 kg vs 64,9 kg) supérieur au groupe non exposé ( $p \leq 0,044$ ). Par conséquent, les mesures anthropométriques associées à ce participant se retrouvent toutes à l'intérieur de l'intervalle de confiance de 95 % des moyennes du groupe et n'ont donc aucune incidence sur les résultats comparatifs entre les deux groupes de travailleurs.

**Tableau 9.** Résultats des caractéristiques anthropométriques des participants exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

Caractéristiques anthropométriques	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés	P value
	Moyenne (Écart-type)	Moyenne (Écart-type)	
Âge	47,7 (6)	45,6 (10,5)	-
Taille (cm)	170,6 (9,3)	165,4 (5,9)	-
Indice masse corporelle (kg/cm <sup>2</sup> )	25,8 (3,3)	23,6 (3,6)	-
IMC avec TRAV 002 > 30kg/m <sup>2</sup>	25,9 (3,3)	23,6 (3,6)	-
IMC sans TRAV 002 IMC > 30kg/m <sup>2</sup>	25,6 (2,7)	23,6 (3,6)	-
<b>Poids (kg) avec TRAV 002 IMC &gt; 30 kg/m<sup>2</sup></b>	<b>75,6 (13,1) *</b>	64,9 (11,9)	<b>0,037</b>
<b>Poids (kg) sans TRAV 002 IMC &gt; 30 kg/m<sup>2</sup></b>	<b>74,6 (12) *</b>	64,9 (11,9)	<b>0,044</b>

**\* $p \leq 0,05$**

L'astérisque représente les différences significatives des deux groupes. Les valeurs indiquées sont en moyenne et écart-type.

**IMC** : indice de masse corporelle

Ensuite, le tableau 10 présente les résultats de l'échelle de *Lysholm-Tegner* et le questionnaire de *Baecke*. Les résultats de l'échelle de *Lysholm-Tegner* (utilisé pour quantifier l'état fonctionnel du genou lors de certaines activités) indiquent que les deux groupes de travailleurs ne démontraient pas de différences significatives.

Par ailleurs, les résultats du questionnaire de *Baecke* (utilisé pour quantifier et déterminer le niveau d'activité physique des travailleurs pendant leur travail et durant les activités de sport et de loisirs) démontraient que le groupe de travailleurs exposé à une surcharge sur l'AF-T n'est pas plus actif au niveau du sport et des loisirs que les travailleurs non exposés, mais qu'il démontre une activité physique liée au travail plus élevée ( $p \leq 0,0003$ ). Ce résultat demeure significatif même lorsque les données du participant TRAV 002 ne sont pas incluses dans le calcul de l'activité physique au travail (tableau 10).

**Tableau 10.** Résultats des questionnaires cliniques des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

Questionnaire cliniques	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés	P value
	Moyenne (Écart-type)	Moyenne (Écart-type)	
Échelle Lysholm globale	93,3 (8,4)	98,1 (2,6)	-
Questionnaire Baecke globale	9,8 (1,5)	8,7 (1,7)	-
• Travail avec TRAV 002 IMC > 30kg/m <sup>2</sup>	<b>3,7 (0,4) *</b>	2 (1,3)	<b>0,0003</b>
• Travail sans TRAV 002 IMC > 30kg/m <sup>2</sup>	<b>3,6 (0,4) *</b>	2(1,3)	<b>2,52E-06</b>
• Sport	3 (0,7)	3,4 (0,8)	-
• Loisirs	3,3 (0,7)	3,3 (0,7)	-

**\* $p \leq 0,05$**

L'astérisque représente les différences significatives des deux groupes. Les valeurs indiquées sont en moyenne et écart-type.

Finalement, la flexibilité et les amplitudes articulaires ont été mesurées à l'aide du test de *Thomas* (flexion hanche- extension genou) et du *test Active-Knee-Extension Test for Hamstring Length* (AKE) (extension genou). Le tableau 11 indique que les groupes n'ont pas démontré de différences significatives. Aucun des travailleurs non exposés ne présentaient une contracture au niveau de la bande ilio-tibiale alors que nous l'avons observée chez 11 des 24 travailleurs exposés à une surcharge sur l'AF-T.

**Tableau 11.** Résultats des tests cliniques des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

Tests cliniques	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés
	Moyenne (Écart-type)	Moyenne (Écart-type)
• Thomas : psoas-iliaque (° flexion hanche)	0,3 (1,5)	0 (0)
• Thomas : Droit antérieur (° genou extension)	117,9 (7,9)	118,6 (7,6)
• AKE : ischio-jambiers (° genou extension)	166 (6,3)	165,5 (10,2)
• Thomas : bande ilio-tibial	<b>11 travailleurs sur 24</b>	Aucun participant

## 5.2. Résultats paramètres spatio-temporels

Tel que démontré dans le tableau 12, aucune différence significative n'a été observée pour ce qui est de l'appui, de l'oscillation et de la cadence entre le groupe exposé et non exposé à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale.

Toutefois, une différence significative a été observée pour la vitesse de marche pour les travailleurs exposés de 0,73 m/seconde vs 0,80 m/seconde pour les travailleurs non exposés ( $p \leq 0,027$ ). De plus, la moyenne du groupe exposé à une surcharge sans le participant TRAV 002 ( $IMC > 30\text{kg/m}^2$ ) démontre également une vitesse moyenne (0,72 m/sec vs 0,80 m/sec) inférieure au groupe non exposé ( $p \leq 0,034$ ). Cette différence représente une diminution de la vitesse de marche chez les travailleurs exposés à une surcharge mécanique (avec et sans le participant TRAV 002) sur l'AF-T de près de 8 %. Ainsi, le groupe de travailleurs exposé marchait à une vitesse inférieure comparativement au groupe de travailleurs non exposé.

**Tableau 12.** Résultats des paramètres spatio-temporels des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

Paramètres spatio-temporels	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés	P value
	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)	
Appui %	66,3	65	-
Oscillation %	33,7 (2,17)	34,42 (2,2)	-
Cadence pas/min	51,2 (4,1)	52,5 (2,4)	-
Vitesse m/sec avec TRAV 002 $IMC > 30\text{kg/m}^2$	<b>0,73 (0,08)*</b>	0,80 (0,1)	<b>0,027</b>
Vitesse m/sec sans TRAV 002 $IMC > 30\text{kg/m}^2$	<b>0,72 (0,08)*</b>	0,80 (0,1)	<b>0,034</b>

**\* $p \leq 0,05$**

L'astérisque représente les différences significatives des deux groupes. Les valeurs indiquées sont en moyenne et écart-type.

## 5.3. Résultats cinématiques

### 5.3.1. Plan sagittal

Le tableau 13 présente en valeurs moyennes les résultats cinématiques extraits du plan sagittal (flexion/extension) des deux groupes de travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T). Par ailleurs, les courbes cinématiques du plan sagittal (flexion/extension) des participants lors du cycle de marche sont illustrées à la figure 33. Aussi, nous retrouverons les résultats des ANCOVA dans le même tableau. Dans la procédure de l'analyse statistique, nous avons considéré l'effet du poids et de la vitesse sur les paramètres cinématiques à cause des différences significatives observées entre les groupes de travailleurs par rapport à ces variables. Par ailleurs, nous avons inclus le participant TRAV 002 ( $IMC > 30 \text{ kg/m}^2$ ) dans les analyses cinématiques parce que, tel que démontré aux tableaux 9 et 12, les résultats du poids et la vitesse du groupe de travailleurs exposé à une surcharge sont restés à l'intérieur de l'intervalle de confiance (95 %).

Parmi les résultats exposés au tableau 13, nous avons constaté plusieurs différences significatives ( $p \leq 0,05$ ) entre les deux groupes de travailleurs. Pour commencer, au contact initial (0-2 % du cycle de marche), les travailleurs exposés à une surcharge sur l'AF-T ont démontré des angles de flexion ( $16,5^\circ$  vs  $9,4^\circ$ ) plus grands que les travailleurs non exposés ( $p \leq 0,030$ ). Ensuite, pendant la phase de simple appui (15-50 % du cycle de marche), les travailleurs exposés à une surcharge démontraient une réduction de l'angle d'extension ( $7,1^\circ$  vs  $2,9^\circ$ ) comparativement au groupe de travailleurs non exposé ( $p \leq 0,044$ ). Finalement, l'amplitude totale du mouvement de flexion/extension (étendue) lors du cycle de marche est plus petite pour les travailleurs exposés à une surcharge ( $52,9^\circ$  vs  $58,2^\circ$ ) par rapport au groupe non exposé ( $p \leq 0,019$ ).

Par contre, bien que cette différence ne s'avère pas significative, lors de la phase de chargement (2-15 % du cycle de marche), nous avons remarqué que le groupe de travailleurs exposé à une surcharge a réalisé des mouvements de flexion moyenne ( $19,3^\circ$  vs  $13,5^\circ$ ) supérieure au groupe non exposé.

Par ailleurs, les résultats de l'analyse des tests ANCOVA (tableau 13), utilisant comme covariables le poids et la vitesse sur les paramètres du plan sagittal, ont confirmé les différences significatives entre les deux groupes de travailleurs retrouvées dans les résultats comparatifs des moyennes du *Student-t tests* (tableau 13) pour les mêmes paramètres cinématiques.



**Tableau 13.** Résultats cinématiques : *Student-t tests* et ANCOVA du plan sagittal (flexion/extension) des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) lors d'un cycle de marche.

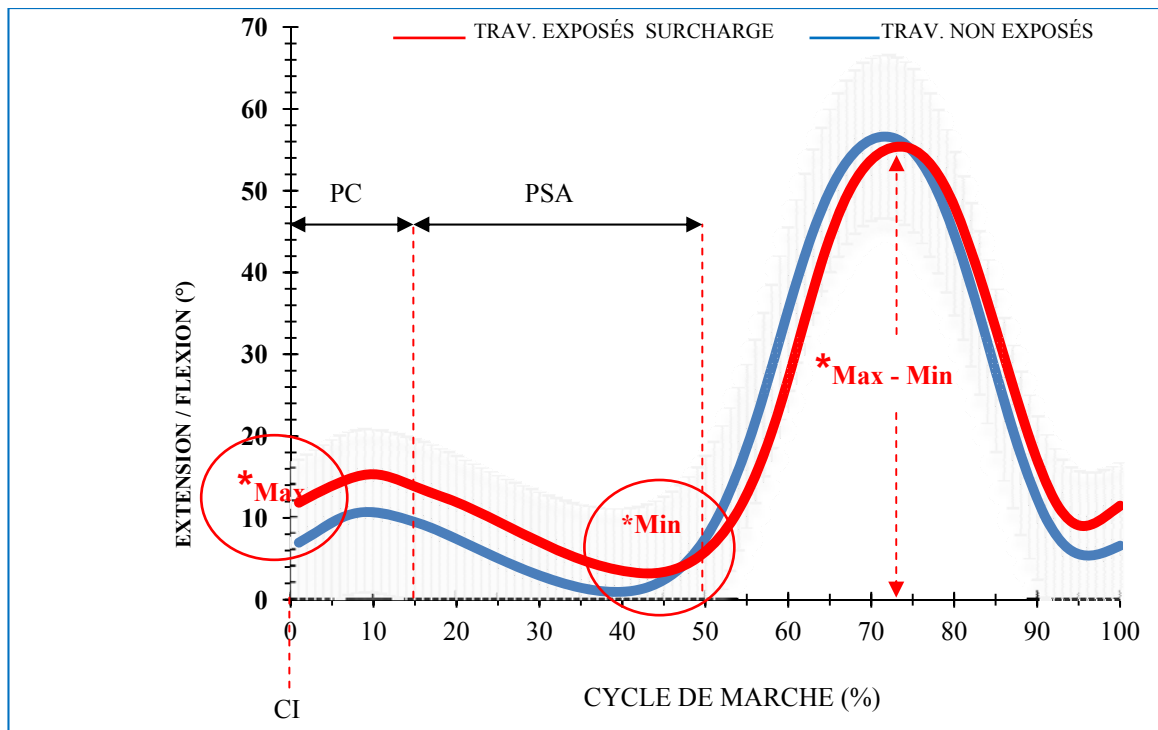
Résultats <i>Student-t tests</i> (moyenne en °)			
	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés	
	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)	<i>P value</i>
<b>Flexion/extension</b>			
<b>Angle Max (°), contact initial (0-2 %)</b>	<b>16,5 (8,7) *</b>	9,4 (5,7)	<b>0,030</b>
Angle Max (°), chargement (2-15 %)	19,3 (8,7)	13,5 (5,8)	0,104
<b>Angle extension Min (°), appui (15-50 %)</b>	<b>7,1 (5,4) *</b>	2,9 (4,2)	<b>0,044</b>
<b>Étendue (°) (Max-Min)</b>	<b>52,9 (5,6) *</b>	58,2 (4,8)	<b>0,019</b>

Résultats ANCOVA (moyenne en °)					
	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés			
	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)	F (1,29)	<i>p</i>	P
<b>Flexion/extension</b>					
<b>Angle Max (°), contact initial (0-2 %)</b>	<b>16,5 (8,7) *</b>	9,4 (5,7)	5,293	<b>0,029</b>	0,604
Angle Max (°), chargement (2-15 %)	19,3 (8,7)	13,9 (5,9)	3,431	0,074	0,433
<b>Angle extension Min (°), appui (15-50 %)</b>	<b>7,5 (1,1) *</b>	2 (1,8)	6,225	<b>0,019</b>	0,674
<b>Étendue (°) (Max-Min)</b>	<b>52,7(1,2) *</b>	58,6 (2,1)	5,686	<b>0,024</b>	0,635

**\* $p \leq 0,05$**

L'astérisque représente les différences significatives des deux groupes lors des phases du cycle de marche.

Les valeurs indiquées sont en moyenne et écart-type.



\*  $p \leq 0,05$

**Figure 33.** Moyenne en degré (°) et écart-type du patron de marche en flexion-extension des travailleurs à une surcharge (ligne rouge) et des travailleurs non exposés (ligne bleu) à une surcharge sur l'articulation fémoro-tibiale. L'astérisque représente les différences significatives des deux groupes lors des phases du cycle de marche (CI : contact initial, Max; PC : phase de chargement, Max; PSA : phase de simple appui, Min; étendue, Max-Min).

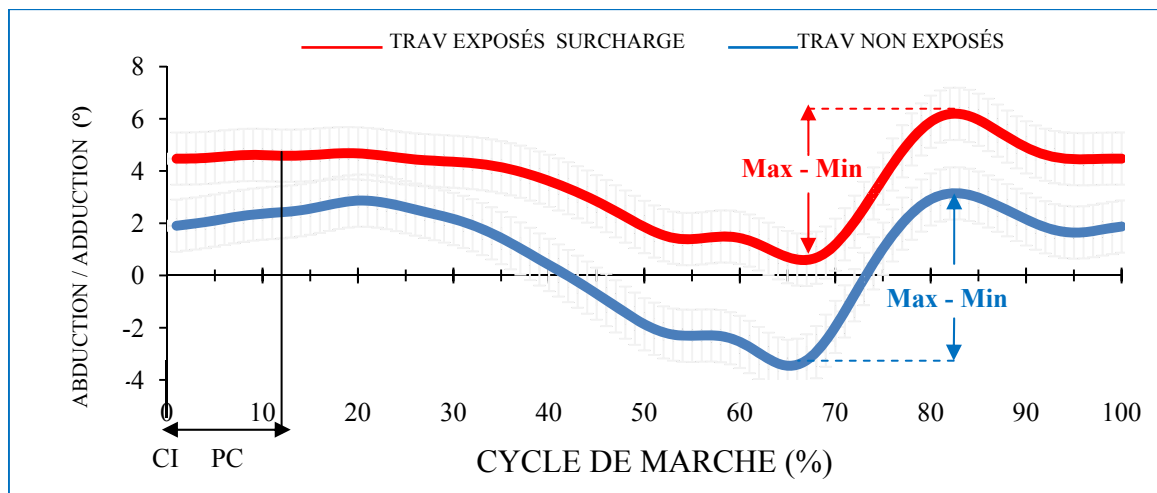
### 5.3.2. Plan frontal

Le tableau 14 exhibe les résultats obtenus des deux groupes de travailleurs dans le plan frontal. Les courbes cinématiques d'abduction/adduction (figure 34) démontrent que les travailleurs exposés à une surcharge ont développé un plus grand mouvement d'adduction au contact initial ( $4,5^\circ$  vs  $1,9^\circ$ ) et au chargement ( $5^\circ$  vs  $2,9^\circ$ ) que les travailleurs non exposés.

Bien que les différences observées n'étaient pas considérées significatives, nous avons tout de même constaté que l'articulation fémoro-tibiale des travailleurs exposés à une surcharge restait dans une position d'adduction pour toute la durée du cycle de marche tandis que celle des travailleurs non exposés s'est déplacée vers une position d'abduction. (Figure 34).

**Tableau 14.** Résultats cinématiques du plan frontal (adduction/abduction) des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) lors du cycle de marche.

	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés
Adduction/abduction	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)
Angle Max (°), contact initial (0-2 %)	4,5 (3,5)	1,9 (5,4)
Angle Max (°), chargement (2-15 %)	5 (3,6)	2,9 (5,6)
Étendue (Max-Min) (°)	8,7 (3,3)	10,5 (3,6)



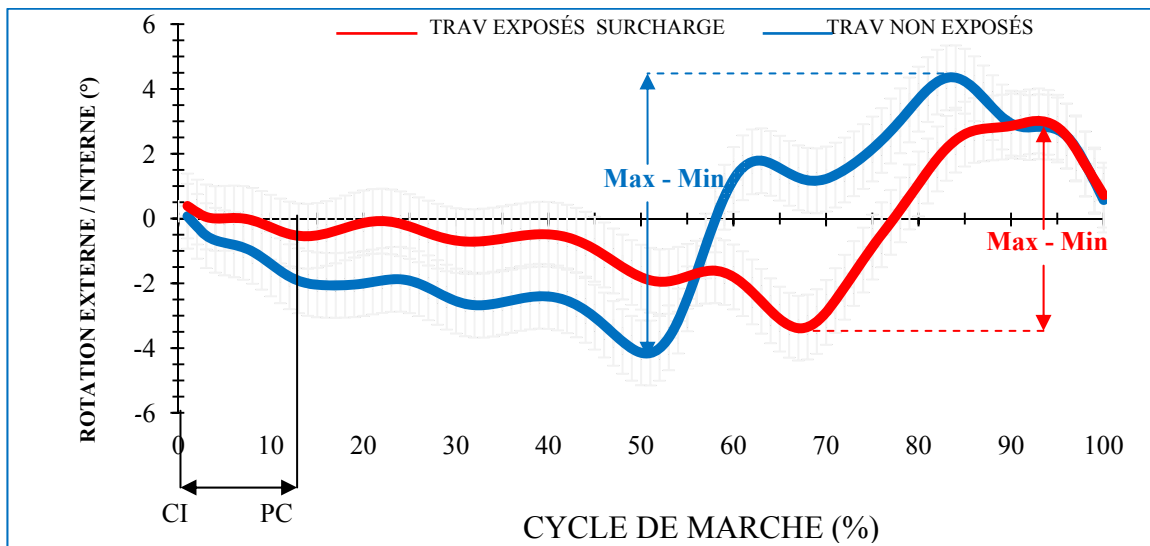
**Figure 34.** Moyenne en degré (°) et écart-type du patron de marche en adduction-abduction des travailleurs exposés à une surcharge (ligne rouge) et des travailleurs non exposés (ligne bleu). (CI : contact initial, Max; PC : phase de chargement, Max; étendue, Max-Min).

### 5.3.3. Plan transverse

Le tableau 15 montre les résultats obtenus des deux groupes de travailleurs dans le plan transverse. Dans le plan transverse (figure 35), les courbes cinématiques de rotation externe/interne du tibia ne montraient pas de différences significatives entre les deux groupes de travailleurs.

**Tableau 15.** Résultats cinématiques du plan transverse (rotation externe-interne) des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) lors du cycle de marche.

	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés
<b>Rotation externe / interne</b>	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)
Angle Max (°), contact initial (0-2 %)	0,4 (4,3)	0,1 (2,4)
Angle Max (°), chargement (2-15 %)	-1,1 (3,9)	-2,4 (2,7)
Étendue (Max-Min) (°)	10,5 (3,4)	12,2 (4,7)



**Figure 35.** Moyenne en degré (°) et écart-type du patron de marche en rotation externe-interne des travailleurs exposés à une surcharge (ligne rouge) et des travailleurs non exposés (ligne bleue). (CI : contact initial, Max; PC : phase de chargement, Max; étendue, Max-Min).

### 5.3.4. Alignement fonctionnel

Le tableau 16 indique les résultats de l'alignement fonctionnel du fémur et du tibia dans le plan sagittal et frontal respectivement. Tout d'abord, dans le plan sagittal l'angle moyen de flexion/extension (angle de flexion lors de l'extension complète à partir de 0°) était de 2,3° pour les travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) et de 1,9° pour les travailleurs non exposés. Par ailleurs, dans le plan frontal, l'angle moyen d'adduction/abduction (angle adduction positif angle abduction négatif lors de l'extension complète) était de 1,8° pour les travailleurs exposés à une à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) et de -0,2° pour les travailleurs non exposés. Aucune différence entre les groupes n'a été observée pour ces angles.

**Tableau 16.** Résultats de l'alignement fonctionnel des travailleurs exposés et non exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

Angles alignement fonctionnel	Travailleurs exposés	Travailleurs non exposés
	Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)
<b>Plan sagittal</b> : Flexion/extension (°)	2,3 (3,4)	1,9 (3,5)
<b>Plan frontal</b> : adduction/abduction (°)	1,8 (4,4)	-0,2 (4,2)

## Chapitre 6 : Discussion

Dans le présent projet, l'effet de l'exposition à une surcharge occupationnelle a été exploré en comparant la cinématique de l'articulation fémoro-tibiale (AF-T) de travailleurs exposés à une surcharge mécanique à celle de travailleurs non exposés. Basé sur des travaux retrouvés dans la littérature scientifique, nous avons considéré comme étant une surcharge occupationnelle une exposition quotidienne au cours des trois dernières années à au moins un des éléments suivants : marche prolongée de plus de quatre heures/jour, position en flexion continue de plus de 30 minutes/jour et transport de charges de plus de 25 kg/jour. (Activités et positions basées sur les études de Lindberg et Montgomery [128], Felson et al. [86], Jensen et Eenberg [90]).

Bien que les travailleurs exposés à une surcharge étaient asymptomatiques, nous avons supposé qu'ils pourraient avoir des profils cinématiques de l'AT-F similaires à ceux de patients démontrant des pathologies dégénératives du genou.

Les résultats des variables cliniques des deux groupes de travailleurs étaient très similaires, sauf pour le poids et l'index de l'activité physique au travail telle que mesurée par le questionnaire de *Baecke*. Tel que mentionné au chapitre précédent, les résultats obtenus du questionnaire de *Baecke* ont confirmé que les travailleurs exposés à une surcharge mécanique étaient physiquement plus actifs durant leur travail que les travailleurs non exposés. De nombreuses études ont constaté une forte prévalence entre les emplois qui demandent un effort physique intense et la gonarthrose [2, 84, 128]. Par exemple, Lindberg et al. [128], ont étudié un groupe de travailleurs qui a réalisé des travaux lourds pendant plus de 30 ans. Ces chercheurs ont trouvé des indices qui suggèrent qu'il y a une association entre les travaux lourds et la prévalence de la gonarthrose.

Par ailleurs, les résultats de l'échelle de *Lysholm-Tegner* (tableau 10) entre les deux groupes de travailleurs n'ont pas rapporté de différences significatives. Cependant, les résultats du groupe de travailleurs exposé à une surcharge ont tout de même démontré une tendance indiquant que le genou analysé (sélectionné aléatoirement) était moins fonctionnel que celui des travailleurs non exposés (93,6 points pour les travailleurs exposés vs 98,13 points pour les travailleurs non exposés). Une fonction diminuée a été rapportée dans des

études impliquant des patients gonarthrosiques symptomatiques [55, 56]. De plus, les participants de la présente étude étaient considérés comme asymptomatiques, donc la douleur ne pouvait être le facteur qui expliquerait le score de fonction plus bas observé pour les travailleurs exposés à une charge mécanique.

Une fonction diminuée peut être expliquée par d'autres facteurs de l'articulation qui n'ont pas été mesurés dans cette étude, comme la proprioception, la laxité de l'articulation, l'instabilité de l'articulation ou faiblesse aux quadriceps [36, 64, 65], ou par des changements dégénératifs qui ne sont pas encore symptomatiques [31, 32].

D'ailleurs, les résultats des paramètres spatio-temporels n'ont pas signalé de différences significatives exceptées pour la vitesse de marche. Le groupe de travailleurs exposé à une surcharge marchait à une vitesse inférieure au groupe de travailleurs non exposé. Il a été indiqué dans plusieurs études que les personnes atteintes de gonarthrose marchent à une vitesse réduite comparativement aux personnes asymptomatiques. Cette réduction de la vitesse est un mécanisme de protection contre la douleur pendant la flexion du genou lors du chargement [131, 151, 152]. Tel que mentionné précédemment, dans la présente étude, nous ne pouvons conclure que la diminution de vitesse du groupe exposé était due à la douleur, étant donné que les travailleurs étudiés étaient asymptomatiques.

En ce qui a trait à la comparaison des variables cinématique de la marche, les différences entre les groupes ont été principalement observées durant les mouvements de flexion/extension dans le plan sagittal. L'angle moyen de flexion du genou pour les travailleurs exposés à une surcharge mécanique au moment du contact initial ( $p \leq 0,030$ ) et durant l'appui unipodal était plus grand que celui des travailleurs non exposés ( $p \leq 0,044$ ). De façon générale, les travailleurs exposés à une surcharge réalisaient une amplitude totale de mouvement inférieure au groupe des travailleurs non exposé ( $p \leq 0,019$ ) lors d'un cycle complet de la marche (figure 33). Les angles moyens de flexion du genou, lors de la phase d'appui (contact initial, simple appui), étaient également plus grands que les valeurs de référence rapportées dans la littérature [11, 12]. Par exemple, Perry rapporte une valeur de flexion de  $5^\circ$  lors du contact initial et un angle d'extension de  $5^\circ$  durant la phase d'appui unipodal vs  $7,1^\circ$ . Par contre, le groupe de travailleurs exposé exhibait, lors de la phase

d'oscillation, une amplitude plus petite de flexion maximale de 52,9° vs 65° de la valeur de référence de Perry [12].

Dans notre étude, la phase de chargement n'a pas démontré de différences significatives entre les deux groupes. Cependant, le groupe de travailleurs exposé à une surcharge sur l'AF-T a effectué un angle de flexion plus grand (19,3°) que le groupe non exposé (13,5°). L'amplitude du mouvement de flexion des travailleurs exposés est supérieure aux valeurs de référence de Perry dans l'analyse de la marche [12]. Perry rapporte un angle de flexion de 18° lors du chargement.

Par ailleurs, les résultats cinématiques n'ont pas été affectés par la différence dans le poids ou la vitesse des participants parce que, lors d'analyses utilisant le poids ou la vitesse comme covariante (tableau 12), les différences observées du groupe pour les paramètres du plan sagittal sont demeurées significatives.

Il est intéressant de noter que l'alignement fonctionnel lors du calibrage de la définition des systèmes d'axes dans une posture déterminée (tableau 16) du plan sagittal n'était pas différent entre les groupes. Cela veut dire que l'augmentation dans la flexion est reliée au patron de mouvement dynamique et non à un malalignement statique (ou morphologique). La raison pour laquelle les travailleurs exposés à une surcharge marchaient avec leur genou plus fléchi n'est pas claire. L'augmentation de la flexion du genou ne peut être expliquée par une augmentation de la raideur des muscles ischio-jambiers puisque les données cliniques démontraient que les deux groupes étaient similaires en termes de flexibilité musculaire.

Si des changements dégénératifs étaient présents, comme dans le cas de dégénération du cartilage de l'articulation fémoro-tibiale gonarthrosique, une diminution de la flexion du genou durant la phase d'appui (contact initial, chargement, appui unipodal, voir figure 22) serait plutôt attendue [129, 157].

Les résultats de la présente étude pilote ne peuvent expliquer pourquoi les travailleurs de notre échantillon exposés à une surcharge marchaient avec ce patron cinématique. Selon Dixit et al. [167], le contact entre la rotule et le fémur commence à 20° de la flexion du genou et augmente jusqu'à 90° de la flexion. Dans la présente étude, l'angle moyen de flexion maximum du genou durant la phase de chargement était plus élevé pour



les travailleurs exposés à une surcharge mécanique et celui-ci était très près de  $20^{\circ}$  ( $19,3^{\circ}$ ), ce qui n'était pas le cas chez les travailleurs non exposés à une surcharge ( $13,5^{\circ}$ ). Cet angle est également plus élevé que les valeurs normales de référence publiées par Stoquart et al. [168] à des vitesses similaires. Il est très probable qu'une augmentation de la flexion du genou durant la phase d'appui (acceptation du poids) augmentera les forces de contact entre la rotule et le fémur. Ce patron de marche pourrait être associé avec l'articulation fémoro-patellaire gonarthrosique [87, 169, 170].

Bien que les résultats reliés au mouvement adduction/abduction ne soient pas statistiquement significatifs, ils méritent tout de même une attention. Aucune différence n'a été observée entre les groupes pour l'angle statique d'adduction/abduction obtenu lors du calibrage de la définition des systèmes d'axes dans une posture déterminée (tableau15). Cependant, le genou des travailleurs exposés à une surcharge demeurait en adduction durant le cycle complet de marche alors que le mouvement du genou des travailleurs non exposés se déplaçait de l'adduction à l'abduction (mouvement du tibia par rapport au fémur). Cette séquence du mouvement en adduction/abduction est présentée à la figure 34 dans la section 5.2 de l'étude. Cela veut dire que bien que les deux groupes avaient des profils similaires au niveau du plan frontal dans des conditions statiques, ils semblaient démontrer différents patrons dynamiques durant la marche. Tel que mentionné précédemment, la différence observée dans la cinématique du plan frontal de notre étude n'est pas significative.

Sur le plan clinique, ces résultats ont une certaine importance, même si non statistiquement significatif. Il a été démontré que l'adduction du genou peut être corrélée à des moments de force externe élevée d'adduction [159, 160, 161], ce qui peut causer un chargement excessif sur le compartiment médial et déclencher le processus dégénératif du cartilage articulaire et ainsi développer la gonarthrose [44, 45, 46].

## 6.1. Limitations de l'étude

Bien que le présent projet de maîtrise offre des perspectives dans l'analyse cinématique dans un contexte clinique, nous présentons ici des limitations de l'étude.

Le nombre de participants a limité l'interprétation des données cinématiques en termes de mouvements qui se produisent dans le plan frontal. La littérature scientifique mentionne que les mouvements du plan frontal sont révélateurs pour obtenir des indices des personnes qui pourraient être à risque de développer la gonarthrose. Mais comme nous étudions ne comportait que 24 travailleurs qui sollicitaient leur genou de différentes façons (position agenouillée seulement, montée d'escaliers, etc.), nous n'avons pas observé de différences significatives dans le plan frontal.

Par ailleurs, la taille de l'échantillon n'a pas permis de diviser les travailleurs exposés à une surcharge mécanique en sous-groupes plus homogènes. Par exemple, avec un échantillon plus grand, nous aurions pu faire des sous-groupes par sexe et examiner les surcharges subies par l'articulation fémoro-tibiale par genre. Idéalement, lors d'une prochaine étude, il faudrait augmenter le nombre de participants.

Un autre obstacle rencontré dans cette étude était que les travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale étaient exposés à différents patrons de surcharge, et chacun de ces patrons pourraient avoir un impact différent sur la structure de l'articulation ainsi que sur les adaptations neuromusculaires. Il aurait été préférable que tous les travailleurs œuvrent dans le même domaine pour quantifier plus fidèlement leur exposition aux tâches demandant une surcharge sur l'articulation fémoro-tibiale. Par exemple, l'idée initiale du projet était d'analyser les tâches réalisées par les facteurs pour mieux uniformiser la charge de travail. Cependant, pour diverses raisons budgétaires et logistiques, nous n'avons pas pu effectuer un échantillonnage de cette façon et nous avons inclus des participants travaillant dans plusieurs domaines.

## 6.2. Conclusion et perspectives

Les résultats de cette étude appuient le concept que les travailleurs exposés à une surcharge mécanique peuvent montrer une cinématique de l'articulation fémoro-tibiale différente de celle de travailleurs non exposés. Bien que la conception de l'étude ne nous a pas permis de conclure que la différence est une conséquence d'une exposition à une surcharge sur l'articulation, nous croyons qu'il y a un potentiel clinique d'utiliser l'analyse biomécanique de la marche pour déterminer les facteurs de risques qui peuvent altérer la cinématique et prédisposer les travailleurs au développement ou à la progression de la gonarthrose.

Certains de ces facteurs peuvent être modifiables avec des exercices spécifiques de renforcement, des programmes d'entraînement de la marche ou des interventions ergonomiques. Plus spécifiquement, nous pourrions déterminer quels exercices ou quels protocoles d'entraînement peuvent s'avérer les plus efficaces pour diminuer les symptômes de gonarthrose. Ceci est totalement novateur dans le domaine, car cet aspect n'est pas encore bien documenté dans les écrits scientifiques et la pratique en réadaptation. En offrant des traitements plus appropriés, nous pourrions améliorer la qualité de vie des travailleurs atteints de gonarthrose en plus de réduire les coûts de santé qui leur sont reliés.

Enfin, à plus long terme, il serait pertinent de faire le suivi biomécanique d'une cohorte de travailleurs dans le cadre d'une étude longitudinale afin d'observer l'évolution de l'état fonctionnel de leurs genoux dans le temps.

## Bibliographie

1. Kellie A. Murphy, S. Spencer, C. McIntosh, S. Connor Gorber. Descriptions des états de santé au Canada. Maladies musculo-squelettiques. *Statistique Canada no 82-619-MIF. 2006-04-4* ([www.statcan.gc.ca](http://www.statcan.gc.ca))
2. Rossignol, M. (2004). Primary osteoarthritis and occupation in the Quebec national health and social survey. *Occup Environ Med, 61*(9), 729-735.
3. Dagenais, S., Garbedian, S., & Wai, E. K. (2009). Systematic review of the prevalence of radiographic primary hip osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res, 467*(3), 623-637.
4. Organisation Mondiale de la Santé(OMS), *rapport annuel « Des millions de personnes souffrent de pathologies de l'appareil locomoteur»*. 2003-10-27
5. Michel Rossignol, La prévention en actions. Surveillance des lésions musculosquelettiques. *L'arthrose : enjeux pour la santé publique et la santé. Au travail. Décembre 2003, Résumé –vii-*
6. Leigh, J. P., Seavey, W., & Leistikow, B. (2001). Estimating the costs of job related arthritis. *J Rheumatol, 28*(7), 1647-1654.
7. Gupta, S., Hawker, G. A., Laporte, A., Croxford, R., & Coyte, P. C. (2005). The economic burden of disabling hip and knee osteoarthritis (OA) from the perspective of individuals living with this condition. *Rheumatology (Oxford), 44*(12), 1531-1537.
8. Hébert, L., Camirand, D. (1996). Le corps et ses mouvements. *Physiologie articulaire et repérage de structures anatomiques*. Éditions Saint-Martin, Montréal, QC.
9. Zuinen, C. Le genou traumatique. *Chapter II, biomécanique. Collection Médecine du mouvement. De Boeck Université, 19*.
10. Stéphane Tanguy. Département STAPS – Université d'Avignon et des pays de Vaucluse.[www.staps.univavignon.fr/S3/UE2/Anatomie/Support genou jambe.pdf](http://www.staps.univavignon.fr/S3/UE2/Anatomie/Support%20genou%20jambe.pdf)
11. Winter, D.A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. Second edition* (1).
12. Perry, J. (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Functions*. Thorofare, NJ.
13. Hughes, J., & Jacobs, N. (1979). Normal human locomotion. *Prosthet Orthot Int, 3*(1), 4-12.

14. Beauchet, O., & Berrut, G. (2006). Gait and dual-task: definition, interest, and perspectives in the elderly. *Psychol Neuropsychiatr Vieil*, 4(3), 215-225.
15. Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Johnk, K., & Friege, L. (1998). Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait Posture*, 7(2), 125-130.
16. Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. L. (1980). The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am*, 62(3), 336-353.
17. Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., 3rd, & Kalenak, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*, 25(4), 347-357
18. Deluzio, K., Wyss, U., Zee, B., Costigan, P., Sorbie, C. (1997). Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. Pathological gait patterns. *Human Movement Science* 16, 201-217.
19. Maly, M. R., Costigan, P. A., & Olney, S. J. (2006). Role of knee kinematics and kinetics on performance and disability in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(10), 1051-1059.
20. Ramsey, D. K., & Wretenberg, P. F. (1999). Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(9), 595-611
21. Kettelkamp, D. B., Johnson, R. J., Smidt, G. L., Chao, E. Y., & Walker, M. (1970). An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg Am*, 52(4), 775-790.
22. Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol*, 104(3), 747-755.
23. Rémy-Néris, O. (2011). *La mesure de la marche et du mouvement*. [http://ucamm-boislarris.megrot.com/IMG/pdf/DIU\\_PST\\_2011.pdf](http://ucamm-boislarris.megrot.com/IMG/pdf/DIU_PST_2011.pdf)
24. Dumas, R., Aissaoui, R., & de Guise, J. A. (2004). A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(3), 159-166.

25. Eng J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech*, 28(6), 753-758.
26. Van de Berg, W. *Physiopathologie de l'arthrose. Revue du Rhumatisme, Volume 67, Issue 9, November 2000, Pages 671-672.*
27. Goldring, M. B., & Goldring, S. R. (2007). Osteoarthritis. *J Cell Physiol*, 213(3), 626-634.
28. Felson, D. T. (2004). Risk factors for osteoarthritis: understanding joint vulnerability. *Clin Orthop Relat Res*(427 Suppl), S16-21.
29. Das, S. K., & Farooqi, A. (2008). Osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 22(4), 657-675.
30. M. Dubuc, conseillère en communication scientifique, FRSQ (Fonds de la recherche en santé du Québec). *Mieux comprendre et traiter l'arthrose. Recherche en santé, no 15 - Novembre 1997.*
31. Dieppe, P. A., Cushnaghan, J., & Shepstone, L. (1997). The Bristol 'OA500' study: progression of osteoarthritis (OA) over 3 years and the relationship between clinical and radiographic changes at the knee joint. *Osteoarthritis Cartilage*, 5(2), 87-97.
32. Hannan, M. T., Felson, D. T., & Pincus, T. (2000). Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol*, 27(6), 1513-1517.
33. Chevalier, X. (2009). Early diagnosis of knee osteoarthritis. *Rev Prat*, 59(9), 1243-1245, 1248-1249.
34. Sharma, L., Kapoor, D., & Issa, S. (2006). Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Curr Opin Rheumatol*, 18(2), 147-156.
35. Sharma, L. (2001). Local factors in osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 13(5), 441-446.
36. Sharma, L., Hayes, K. W., Felson, D. T., Buchanan, T. S., Kirwan-Mellis, G., Lou, C., et al. (1999). Does laxity alter the relationship between strength and physical function in knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum*, 42(1), 25-32.

37. Sharma, L., Lou, C., Cahue, S., & Dunlop, D. D. (2000). The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of malalignment. *Arthritis Rheum*, 43(3), 568-575.
38. Buckwalter, J. A., Stanish, W. D., Rosier, R. N., Schenck, R. C., Jr., Dennis, D. A., & Coutts, R. D. (2001). The increasing need for nonoperative treatment of patients with osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*(385), 36-45
39. Michael, J. W., Schluter-Brust, K. U., & Eysel, P. The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee. *Dtsch Arztebl Int*, 107(9), 152-162.
40. Felson, D. T. (2006). Clinical practice. Osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med*, 354(8), 841-848.
41. Andriacchi, T. P., Mundermann, A., Smith, R. L., Alexander, E. J., Dyrby, C. O., & Koo, S. (2004). A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng*, 32(3), 447-457.
42. Dieppe, P. (1998). Osteoarthritis. *Acta Orthop Scand Suppl*, 281, 2-5.
43. Altman, R. D. (2010). Early management of osteoarthritis. *Am J Manag Care*, 16 Suppl Management, S41-47.
44. Martel-Pelletier, J., Boileau, C., Pelletier, J. P., & Roughley, P. J. (2008). Cartilage in normal and osteoarthritis conditions. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 22(2), 351-384.
45. Felson, D. T., & Zhang, Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum*, 41(8), 1343-1355.
46. Eckstein, F., Reiser, M., Englmeier, K. H., & Putz, R. (2001). In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging--from image to data, from data to theory. *Anat Embryol (Berl)*, 203(3), 147-173.
47. Kerin, A. Patwari, P. Kuettner, K. Cole, A. Grodzinsky, A. (2002). Molecular basis of osteoarthritis: biomechanical aspects. *CMLS, Cell. Mol.Life Sci.* 59; 27-35.
48. Buckwalter, J. A., & Mankin, H. J. (1998). Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. *Instr Course Lect*, 47, 487-504.

49. Chevalier, X. (1998). Physiopathogenesis of osteoarthritis. The arthritis cartilage. *Presse Med*, 27(2), 81-87.
50. Altman, R., Asch, E., Bloch, D., Bole, G., Borenstein, D., Brandt, K., et al. (1986). 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*, 29(8), 1039-1049
51. Markolf, K. L., Bargar, W. L., Shoemaker, S. C., & Amstutz, H. C. (1981). The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg Am*, 63(4), 570-585.
52. Ravaud, P., Dougados, M. (2000). Définition et épidémiologie de la gonarthrose. *Rev Rhum [Éd. Fr]* 67 suppl. 3 : 130-7
53. Felson, D. T., Lawrence, R. C., Dieppe, P. A., Hirsch, R., Helmick, C. G., Jordan, J. M., et al. (2000). Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med*, 133(8), 635-646.
54. Shakoor, N., & Loeser, R. F. (2004). Osteoarthritis. *Sci Aging Knowledge Environ*, (35), dn2.
55. Sharma, L., Cahue, S., Song, J., Hayes, K., Pai, Y. C., & Dunlop, D. (2003). Physical functioning over three years in knee osteoarthritis: role of psychosocial, local mechanical, and neuromuscular factors. *Arthritis Rheum*, 48(12), 3359-3370.
56. van Dijk, G. M., Dekker, J., Veenhof, C., & van den Ende, C. H. (2006). Course of functional status and pain in osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of the literature. *Arthritis Rheum*, 55(5), 779-785.
57. Ding, C., Cicuttini, F., Blizzard, L., Scott, F., & Jones, G. (2007). A longitudinal study of the effect of sex and age on rate of change in knee cartilage volume in adults. *Rheumatology (Oxford)*, 46(2), 273-279.
58. Ben-Hur, H., Thole, H. H., Mashiah, A., Insler, V., Berman, V., Shezen, E., et al. (1997). Estrogen, progesterone and testosterone receptors in human fetal cartilaginous tissue: immunohistochemical studies. *Calcif Tissue Int*, 60(6), 520-526.
59. Holderbaum, D., Haqqi, T. M., & Moskowitz, R. W. (1999). Genetics and osteoarthritis: exposing the iceberg. *Arthritis Rheum*, 42(3), 397-405.



60. Spector TD, Cicuttini F, Baker J, Loughlin J, Hart D. Genetic influences on osteoarthritis in women: a twin study. *BMJ* 1996;312:940-4.
61. Cooper, C., Snow, S., McAlindon, T. E., Kellingray, S., Stuart, B., Coggon, D., et al. (2000). Risk factors for the incidence and progression of radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 43(5), 995-1000.
62. Oiestad, B. E., Engebretsen, L., Storheim, K., & Risberg, M. A. (2009). Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Am J Sports Med*, 37(7), 1434-1443.
63. Slemenda, C., Brandt, K. D., Heilman, D. K., Mazzuca, S., Braunstein, E. M., Katz, B. P., et al. (1997). Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*, 127(2), 97-104.
64. Sharma, L., Lou, C., Felson, D. T., Dunlop, D. D., Kirwan-Mellis, G., Hayes, K. W., et al. (1999). Laxity in healthy and osteoarthritic knees. *Arthritis Rheum*, 42(5), 861-870.
65. Baker, K. R., Xu, L., Zhang, Y., Nevitt, M., Niu, J., Aliabadi, P., et al. (2004). Quadriceps weakness and its relationship to tibiofemoral and patellofemoral knee osteoarthritis in Chinese: the Beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum*, 50(6), 1815-1821.
66. Hunter, D. J., Sharma, L., & Skaife, T. (2009). Alignment and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 91 Suppl 1, 85-89.
67. Andriacchi, T. P. (1994). Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am*, 25(3), 395-403.
68. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*. 2001; 286:188-95. Erratum in: *JAMA*. 2001; 286:792.
69. Felson, D. T., Anderson, J. J., Naimark, A., Walker, A. M., & Meenan, R. F. (1988). Obesity and knee osteoarthritis. The Framingham Study. *Ann Intern Med*, 109(1), 18-24.
70. Sharma, L., Lou, C., Cahue, S., & Dunlop, D. D. (2000). The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of malalignment. *Arthritis Rheum*, 43(3), 568-575.

71. Niu, J., Zhang, Y. Q., Torner, J., Nevitt, M., Lewis, C. E., Aliabadi, P., et al. (2009). Is obesity a risk factor for progressive radiographic knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum*, *61*(3), 329-335.
72. Felson, D. T., Zhang, Y., Anthony, J. M., Naimark, A., & Anderson, J. J. (1992). Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Ann Intern Med*, *116*(7), 535-539.
73. Helin, N., Holmberg, S., & Thelin, A. (2006). Knee injuries account for the sports-related increased risk of knee osteoarthritis. *Scand J Med Sci Sports*, *16*(5), 329-333.
74. Buckwalter, J. A., & Lane, N. E. (1997). Athletics and osteoarthritis. *Am J Sports Med*, *25*(6), 873-881.
75. Lequesne, M. G., Dang, N., & Lane, N. E. (1997). Sport practice and osteoarthritis of the limbs. *Osteoarthritis Cartilage*, *5*(2), 75-86.
76. Klusmann, A., Gebhardt, H., Nubling, M., Liebers, F., Quiros Perea, E., Cordier, W., et al. Individual and occupational risk factors for knee osteoarthritis: results of a case control study in Germany. *Arthritis Res Ther*, *12*(3), R88. [9].
77. Bureau of Labor Statistics. Workplace injuries and illnesses in 2006. Annual Report. Washington D.C.: United States Department of Labor; 2007. Report No.: 07-1562.
78. Merlino, L. A., Rosecrance, J. C., Anton, D., & Cook, T. M. (2003). Symptoms of musculoskeletal disorders among apprentice construction workers. *Appl Occup Environ Hyg*, *18*(1), 57-64
79. Rosecrance, J. C., Ketchen, K. J., Merlino, L. A., Anton, D. C., & Cook, T. M. (2002). Test-retest reliability of a self-administered musculoskeletal symptoms and job factors questionnaire used in ergonomics research. *Appl Occup Environ Hyg*, *17*(9), 613-621
80. Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sorensen, F., Andersson, G., et al. (1987). Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Appl Ergon*, *18*(3), 233-237.
81. Vrezas, I., Elsner, G., Bolm-Audorff, U., Abolmaali, N., & Seidler, A. Case-control study of knee osteoarthritis and lifestyle factors considering their interaction with physical workload. *Int Arch Occup Environ Health*, *83*(3), 291-300.

82. Seidler, A., Bolm-Audorff, U., Abolmaali, N., & Elsner, G. (2008). The role of cumulative physical work load in symptomatic knee osteoarthritis - a case-control study in Germany. *J Occup Med Toxicol*, 3(1),
83. Vingard, E., Alfredsson, L., Goldie, I., & Hogstedt, C. (1991). Occupation and osteoarthritis of the hip and knee: a register-based cohort study. *Int J Epidemiol*, 20(4), 1025-1031
84. Jarvholm, B., From, C., Lewold, S., Malchau, H., & Vingard, E. (2008). Incidence of surgically treated osteoarthritis in the hip and knee in male construction workers. *Occup Environ Med*, 65(4), 275-278.
85. Caubet, A. (2009). [Musculoskeletal disorders of the knee of workers]. *Rev Prat*, 59(9), 1261-1263
86. Felson, D. T., Hannan, M. T., Naimark, A., Berkeley, J., Gordon, G., Wilson, P. W., et al. (1991). Occupational physical demands, knee bending, and knee osteoarthritis: results from the Framingham Study. *J Rheumatol*, 18(10), 1587-1592.
87. Amin S, Goggins J, Niu J, Guermazi A, Grigoryan M, Hunter DJ et al. Occupation-related squatting, kneeling, and heavy lifting and the knee joint: a magnetic resonance imaging-based study in men. *J Rheumatol* 2008; 35:1645-1649.
88. Coggon D, Croft P, Kellingray S, Barrett D, McLaren M, Cooper C. Occupational physical activities and osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 2000; 43:1443- 1449.
89. Jensen LK. Knee osteoarthritis: influence of work involving heavy lifting, kneeling, climbing stairs or ladders, or kneeling/squatting combined with heavy lifting. *Occup Environ Med* 2008;65:72-89.
90. Jensen LK, Eenberg W. Occupation as a risk factor for knee disorders. *Scand J Work Environ Health* 1996;22:165-175.
91. Reid, C. R., Bush, P. M., Cummings, N. H., McMullin, D. L., & Durrani, S. K. A review of occupational knee disorders. *J Occup Rehabil*, 20(4), 489-501.
92. Solomonow M. Ligaments: a source of work-related musculoskeletal disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:49-60.
93. Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res* 2004;22:625-632.

94. Kajaks T. The effect of sustained static kneeling on knee joint gait parameters. Kingston: Queen's University Press; 2008.
95. Andriacchi TP, Mundermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2006;18:514-518.
96. Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16:549-567.
97. Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou Z, D'Ambrosia R. Muscular co-contraction and control of knee stability. *J Electromyogr Kinesiol* 1991;1:199-208.
98. Bureau of Labor Statistics. 2005. Lost-work time injuries and illnesses: Characteristics and resulting days away from work, 2003. Washington D.C., United States Department of Labor.
99. Kelsh, M. A., Fordyce, T. A., Lau, E. C., Mink, P. J., Morimoto, L. M., Lu, E. T., et al. (2009). Factors that distinguish serious versus less severe strain and sprain injuries: an analysis of electric utility workers. *Am J Ind Med*, 52(3), 210-220.
100. Cooper C, McAlindon T, Snow S, et al. Individual risk factors for symptomatic osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis and Cartilage* 1992; 1: 16-7 (abst).
101. Nagura, T., Dyrby, C. O., Alexander, E. J., & Andriacchi, T. P. (2002). Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *J Orthop Res*, 20(4), 881-886.
102. McMillan, G., & Nichols, L. (2005). Osteoarthritis and meniscus disorders of the knee as occupational diseases of miners. *Occup Environ Med*, 62(8), 567-575.
103. Kivimaki, J., Riihimaki, H., & Hanninen, K. (1992). Knee disorders in carpet and floor layers and painters. *Scand J Work Environ Health*, 18(5), 310-316.
104. Social Security (Industrial Injuries) (Prescribed Diseases) Regulations 1985 (SI1985 No. 967
105. Commission of the European Communities Recommendation 90/326/ECC of 22 May 1990 concerning the European schedule of occupational diseases.
106. Baker, P., Reading, I., Cooper, C., & Coggon, D. (2003). Knee disorders in the general population and their relation to occupation. *Occup Environ Med*, 60(10), 794-797.
107. Myllymaki, T., Tikkakoski, T., Typpo, T., Kivimaki, J., & Suramo, I. (1993). Carpet-layer's knee. An ultrasonographic study. *Acta Radiol*, 34(5), 496-499

108. Tanaka, S., Lee, S. T., Halperin, W. E., Thun, M., & Smith, A. B. (1989). Reducing knee morbidity among carpetlayers. *Am J Public Health, 79*(3), 334-335.
109. Thun, M., Tanaka, S., Smith, A. B., Halperin, W. E., Lee, S. T., Luggen, M. E., et al. (1987). Morbidity from repetitive knee trauma in carpet and floor layers. *Br J Ind Med, 44*(9), 611-620.
110. Dunn, W. R., Lincoln, A. E., Hinton, R. Y., Smith, G. S., & Amoroso, P. J. (2003). Occupational disability after hospitalization for the treatment of an injury of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am, 85-A*(9), 1656-1666.
111. Seedhom, B. B., & Wallbridge, N. C. (1985). Walking activities and wear of prostheses. *Ann Rheum Dis, 44*(12), 838-843.
112. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1969; 3:51-61.
113. Zachazewski, J. E., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1993). Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *J Rehabil Res Dev, 30*(4), 412-422.
114. Jensen, L. K., & Kofoed, L. B. (2002). Musculoskeletal disorders among floor layers: is prevention possible? *Appl Occup Environ Hyg, 17*(11), 797-806.
115. Cooper, C., McAlindon, T., Coggon, D., Egger, P., & Dieppe, P. (1994). Occupational activity and osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis, 53*(2), 90-93.
116. Manninen, P., Heliovaara, M., Riihimaki, H., & Suoma-Iainen, O. (2002). Physical workload and the risk of severe knee osteoarthritis. *Scand J Work Environ Health, 28*(1), 25-32.
117. Zelle, J., Barink, M., Loeffen, R., De Waal Malefijt, M., & Verdonchot, N. (2007). Thigh-calf contact force measurements in deep knee flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 22*(7), 821-826.
118. Jensen, L. K. (2005). Knee-straining work activities, self-reported knee disorders and radiographically determined knee osteoarthritis. *Scand J Work Environ Health, 31 Suppl 2*, 68-74.

119. Rytter, S., Jensen, L. K., Bonde, J. P., Jurik, A. G., & Egund, N. (2009). Occupational kneeling and meniscal tears: a magnetic resonance imaging study in floor layers. *J Rheumatol*, *36*(7), 1512-1519.
120. Jensen, L. K., Rytter, S., & Bonde, J. P. Exposure assessment of kneeling work activities among floor layers. *Appl Ergon*, *41*(2), 319-325.
121. Jensen, L. K., & Friche, C. (2008). Effects of training to implement new working methods to reduce knee strain in floor layers. A two-year follow-up. *Occup Environ Med*, *65*(1), 20-27.
122. Nonnenmann, M. W., Anton, D. C., Gerr, F., & Yack, H. J. (2010). Dairy farm worker exposure to awkward knee posture during milking and feeding tasks. *J Occup Environ Hyg*, *7*(8), 483-489.
123. Holmberg, S., Thelin, A., & Thelin, N. (2004). Is there an increased risk of knee osteoarthritis among farmers? A population-based case-control study. *Int Arch Occup Environ Health*, *77*(5), 345-350.
124. Lau, E. C., Cooper, C., Lam, D., Chan, V. N., Tsang, K. K., & Sham, A. (2000). Factors associated with osteoarthritis of the hip and knee in Hong Kong Chinese: obesity, joint injury, and occupational activities. *Am J Epidemiol*, *152*(9), 855-862.
125. D'Souza, J. C., Werner, R. A., Keyserling, W. M., Gillespie, B., Rouborn, R., Ulin, S., et al. (2008). Analysis of the Third National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES III) using expert ratings of job categories. *Am J Ind Med*, *51*(1), 37-46.
126. Tak, S., Paquet, V., Woskie, S., Buchholz, B., & Punnett, L. (2009). Variability in risk factors for knee injury in construction. *J Occup Environ Hyg*, *6*(2), 113-120.
127. Pradhan, C. K., Thakur, S., & Chowdhury, A. R. (2007). Physiological and subjective assessment of food grain handling workers in West Godavari district, India. *Ind Health*, *45*(1), 165-169.
128. Lindberg, H., & Montgomery, F. (1987). Heavy labor and the occurrence of gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res*(214), 235-236.
129. Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., & Dunbar, M. J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*, *26*(3), 332-341.

130. Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., et al. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, *10*(7), 573-579
131. Kaufman, K. R., Hughes, C., Morrey, B. F., Morrey, M., & An, K. N. (2001). Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*, *34*(7), 907-915.
132. Radin, E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. L., & O'Connor, J. J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res*, *9*(3), 398-405.
133. Turcot, K., Aissaoui, R., Boivin, K., Hagemester, N., Pelletier, M., & de Guise, J. (2007a). New Accelerometric Method to Discriminate Between Asymptomatic Subjects and Patients with Medial Knee Osteoarthritis during 3D Gait. *IEEE Transactions on Biomedical*
134. Bengtsson, J., Mollborg, J., & Werner, S. (1996). A study for testing the sensitivity and reliability of the Lysholm knee scoring scale. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *4*(1), 27-31.
135. Wang, D., Jones, M. H., Khair, M. M., & Miniaci, A. Patient-reported outcome measures for the knee. *J Knee Surg*, *23*(3), 137-151.
136. Lysholm, J., & Tegner, Y. (2007). Knee injury rating scales. *Acta Orthop*, *78*(4), 445-453.
137. Lysholm, J., & Gillquist, J. (1982). Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med*, *10*(3), 150-154.
138. Tegner, Y., & Lysholm, J. (1985). Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res*(198), 43-49.
139. Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., & Steadman, J. R. (2009). The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *Am J Sports Med*, *37*(5), 890-897.
140. Chaory, K., & Poiraudau, S. (2004). Rating scores for ACL ligamentoplasty. *Ann Readapt Med Phys*, *47*(6), 309-316.

141. Baecke, J. A., Burema, J., & Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr*, 36(5), 936-942.
142. Terwee, C. B., Bouwmeester, W., van Elsland, S. L., de Vet, H. C., & Dekker, J. Instruments to assess physical activity in patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of measurement properties. *Osteoarthritis Cartilage*
143. Macnab, D. S. (1941). Hugh Owen Thomas (1834-1891): The Founder of Orthopaedic Surgery. *Can Med Assoc J*, 45(5), 448-452
144. Clapis, P. A., Davis, S. M., & Davis, R. O. (2008). Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. *Physiother Theory Pract*, 24(2), 135-141.
145. Kendall, F.P., McCreary, E.K., 1983. Muscles, Testing and Function, 3rd ed. *Williams & Wilkens*, Baltimore.
146. Winters, M. V., Blake, C. G., Trost, J. S., Marcello-Brinker, T. B., Lowe, L. M., Garber, M. B., et al. (2004). Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. *Phys Ther*, 84(9), 800-807.
147. Cameron, D. M., & Bohannon, R. W. (1993). Relationship between active knee extension and active straight leg raise test measurements. *J Orthop Sports Phys Ther*, 17(5), 257-260.
148. Gajdosik, R., & Lusin, G. (1983). Hamstring muscle tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther*, 63(7), 1085-1090.
149. Norris, C.M., Matthews, M. (2005). Inter-tester reliability of a self-monitored active knee extension test. *Journal of Bodywork and Movement Therapies (2005) 9*, 256-259
150. Guccione, A. A., Felson, D. T., Anderson, J. J., Anthony, J. M., Zhang, Y., Wilson, P. W., et al. (1994). The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *Am J Public Health*, 84(3), 351-358.
151. Al-Zahrani, K. S., & Bakheit, A. M. (2002). A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil*, 24(5), 275-280.



152. Stauffer, R. N., Chao, E. Y., & Gyory, A. N. (1977). Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clin Orthop Relat Res*(126), 246-255.
153. Andriacchi, T. P., Galante, J. O., & Fermier, R. W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, 64(9), 1328-1335.
154. Huang, S. C., Wei, I. P., Chien, H. L., Wang, T. M., Liu, Y. H., Chen, H. L., et al. (2008). Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Med Eng Phys*, 30(8), 997-1003.
155. Zeni, J. A., Jr., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(4), 372-378.
156. Otsuki, T., Nawata, K., & Okuno, M. (1999). 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*, 4(2), 99-105.
157. Gok, H., Ergin, S., & Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand*, 73(6), 647-652.
158. Saari, T., Carlsson, L., Karlsson, J., & Karrholm, J. (2005). Knee kinematics in medial arthrosis. Dynamic radiostereometry during active extension and weight-bearing. *J Biomech*, 38(2), 285-292.
159. Mazas, Y. □Les troubles de la marche et leur exploration□, chapitre v gonarthrose, déformations axiales et marche. *Édition Frison-Roche, Paris 1997. Pages 63-67.*
160. Sharma, L., Hurwitz, D. E., Thonar, E. J., Sum, J. A., Lenz, M. E., Dunlop, D. D., et al. (1998). Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 41(7), 1233-1240
161. Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Case, J. P., Block, J. A., & Andriacchi, T. P. (2002). The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res*, 20(1), 101-107.
162. Reeves, N. D., & Bowling, F. L. Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol*, 7(2), 113-122.)

163. Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., & Croce, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *11*(2), 90-100.
164. Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*, *7*(4), 221-231.
165. Hagemester, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, *38*(9), 1926-1931.
166. Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geysant, A., & Lacour, J. R. (2001). A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech*, *34*(1), 105-112.
167. Dixit, S., DiFiori, J. P., Burton, M., & Mines, B. (2007). Management of patellofemoral pain syndrome. *Am Fam Physician*, *75*(2), 194-202.
168. Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin*, *38*(2), 105-116.
169. Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., & Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med*, *28*(4), 480-489.
170. Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arseneault AB, Y. L. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 1997;5:21–27.



# Annexe I : Formulaire d'information et de consentement des participants travailleurs



## FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

### TRITRE DU PROJET :

Analyse cinématique de la marche de travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

**(Adressé aux travailleurs à risque de développer une arthrose du genou)**

### CHERCHEUR PRINCIPAL:

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 (LIO)**

### CO-CHERCHEURS:

**Nathaly Gaudreault, Professeure associée, École de réadaptation, Université de Sherbrooke, chercheure post-doctorante, Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO)**

**Nicola Hagemester, Professeure, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, chercheure, Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO)**

**Stéphane Poitras, Professeur adjoint, École des sciences de la réadaptation, Université d'Ottawa**

### ÉTUDIANT-COORDONNATEUR:

**Enrique Villalobos, étudiant à la maîtrise, département de sciences biomédicales, Université de Montréal.**

### ORGANISMES SUBVENTIONNAIRES:

Partenariat entre le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) et l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST).

### INTRODUCTION :

On vous demande de participer à un projet de recherche portant sur l'utilisation d'un outil qui mesure la fonction de votre genou lorsqu'il est en mouvement. Nous vous demandons de prendre le temps de lire et de comprendre ce formulaire d'information et de poser toutes les questions que vous jugez utiles au chercheur et à ses collaborateurs. Ceci vous permettra de connaître les modalités de participation à ce projet afin de considérer de manière éclairée votre participation.

## **BUT DU PROJET**

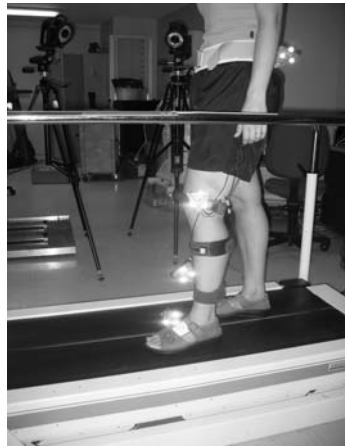
Le but du présent projet est d'utiliser un outil de mesure valide et fidèle permettant d'évaluer la fonction du genou en mouvement chez des travailleurs qui occupent un emploi qui soumet le genou à une surcharge (ex: Soulèvement d'objets lourds, position debout prolongée, etc.). Cet outil pourrait éventuellement permettre aux cliniciens de reconnaître les travailleurs qui sont à risque de développer de l'arthrose au genou et d'assurer un meilleur suivi de ces travailleurs. Il s'agit d'une étude observationnelle, ce qui veut dire que les résultats de votre évaluation seront observés dans le but de reconnaître les signes indicateurs du développement de l'arthrose. La réalisation de ce projet nécessite la participation volontaire d'un total de 30 travailleurs.

## **DÉROULEMENT DU PROJET ET DURÉE DE PARTICIPATION**

Votre participation à ce projet, impliquant une seule visite qui durera environ deux heures, se déroulera au Centre du genou Emovi, situé au 3095, autoroute Laval Ouest, à Laval. Lors de cette rencontre, un professionnel de la santé vous posera des questions sur la nature de votre travail, vos habitudes d'activité physique et sur l'état de vos genoux. Par ailleurs, les tests et procédures suivants seront également effectués:

- La mobilité de vos genoux et la force des muscles de vos jambes seront aussi évalués.
- Vous aurez à compléter deux questionnaires évaluant votre capacité fonctionnelle et vos habitudes d'activités physiques.
- Nous procéderons ensuite à une évaluation biomécanique où nous prendrons des mesures lorsque vous marchez et qui nous renseigneront sur la fonction de votre genou. Pour ce faire, vous serez invité(e) à revêtir une culotte courte, un t-shirt et des chaussures de type sandale qui vous seront fournies par le Laboratoire.
- Vous serez aussi pesé(e) et mesuré(e) avant de débiter l'évaluation.
- Vous devrez ensuite vous habituer à marcher sur un tapis roulant pour une période de 10 à 15 minutes.
- Après une période de repos, nous procéderons à l'installation et à l'ajustement de l'appareillage nécessaire à votre évaluation (voir les images ci-bas). Vous porterez un harnais qui sert d'instrument de mesure des mouvements en trois dimensions des os de votre cuisse et de votre jambe. Il sera installé sur votre genou, maintenu par trois points d'appui et par un système de velcro au niveau de votre cuisse et de votre jambe.
- Par la suite:
  1. 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;
  2. À six reprises, vous effectuerez un pas avant avec la jambe qui est évaluée, tout en vous maintenant en équilibre, debout sur cette jambe durant 3 secondes;
  3. Finalement, vous serez invité(e) à marcher sur le tapis roulant à une vitesse donnée (votre vitesse confortable ou à une vitesse plus rapide) sur une période de 2 à 3 minutes. Une deuxième période de marche de 2 à 3 minutes vous sera allouée afin de vous adapter à la vitesse de marche.

Lors de votre visite, plusieurs enregistrements du genou évalué seront effectués. Si vous nous y autorisez, nous pourrions aussi vous filmer lors de la marche sur le tapis roulant, dans le but d'observer votre démarche globale à des fins d'analyse.



Le harnais : outil d'évaluation utilisé

### **PARTICIPATION FACULTATIVE À UNE BANQUE DE DONNÉES**

Si vous y consentez, les données recueillies grâce à votre participation pourraient éventuellement être conservées de façon anonyme dans une banque de données dédiée à l'analyse des mouvements du genou. Le propriétaire administrateur de la banque de données serait alors Jacques A. de Guise, Directeur du LIO. Le Centre du genou EMOVI inc. utilise les outils d'évaluation du mouvement du genou qui ont été développés par le LIO. Les données recueillies à partir de ce lieu peuvent ainsi contribuer à la construction de la banque de données dédiée à l'analyse des mouvements du genou.

### **AVANTAGES**

Vous ne retirez aucun avantage direct à participer à ce projet. Toutefois, les résultats de cette nouvelle approche pourraient éventuellement contribuer au développement de mesures pour prévenir le développement ou la progression de l'arthrose du genou.

### **RISQUES ET INCONFORTS**

En principe, la participation à ce projet ne comporte aucun risque pouvant compromettre votre état de santé physique et psychologique. L'évaluation biomécanique implique 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 POSSIBILITÉS DE RETRAIT**

Votre participation est entièrement volontaire. Vous êtes libre de vous retirer en tout temps sans devoir justifier votre décision.

Par ailleurs, 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(e) 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(e) de ce projet.

**COMPENSATION ET INDEMNISATION**

La somme de 30,00\$ vous sera remise lors de votre évaluation en guise de compensation pour les inconvénients liés à votre participation à ce projet et au temps que vous nous aurez consacré.

En cas de lésion liée à votre participation à l'étude, vous recevrez tous les soins que nécessite votre état de santé et qui sont couverts par les régimes d'assurance hospitalisation et d'assurance maladie. Par ailleurs, si les chercheurs découvrent des problèmes de santé suite à leurs observations, ils vous en aviseront afin que vous preniez les mesures qui s'imposent.

Aucun fonds n'est prévu pour vous indemniser en cas de préjudice relié à votre participation à cette recherche. Cependant, en signant le présent formulaire de consentement, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez le chercheur, l'hôpital ou le commanditaire de leurs obligations professionnelles ou légales.

**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. Monsieur Gérald Parent, ingénieur du LIO, possède la clé du code. 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 10 ans. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites.

À des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourra être consulté par une personne mandatée par le comité d'éthique de la recherche de l'Hôpital Notre Dame, par le comité d'éthique de la recherche de l'ETS ou par un des organismes subventionnaires.

Les données de l'étude pourront être publiées dans des revues spécialisées ou faire l'objet de discussions scientifiques, mais il ne sera pas possible de vous identifier.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis, et les faire rectifier au besoin, et ce, aussi longtemps que le chercheur responsable du projet ou l'établissement détiennent ces informations. Cependant, afin de préserver l'intégrité scientifique du projet, vous pourriez n'avoir accès à certaines de ces informations qu'une fois votre participation terminée.

**COMMUNICATION DES RENSEIGNEMENTS GÉNÉRAUX**

Vous pourrez connaître les résultats généraux de cette étude si vous en faite la demande à la fin de l'étude. Si tel est le cas, une lettre pourra vous être envoyée par courrier postal. Les résultats de cette recherche seront aussi disponibles sur le site internet du LIO ([www.etsmtl.ca/zone2/recherche/labo/lio/](http://www.etsmtl.ca/zone2/recherche/labo/lio/)).

**POSSIBILITÉ DE COMMERCIALISATION**

Cette recherche pourrait servir à développer de nouveaux produits ou tests commerciaux qui pourraient être éventuellement protégés par voie de brevet ou autres droits de propriété intellectuelle. Cependant, dans un tel cas, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

**FINANCEMENT DU PROJET**

Le chercheur responsable du projet a reçu un financement des organismes subventionnaires pour mener à bien ce projet de recherche.

**PERSONNES RESSOURCES**

Si vous avez des questions au sujet de cette étude ou si vous décidez de vous retirez du projet, vous n'avez qu'à contacter, entre 8h30 et 16h30, **Monsieur Jacques A. de Guise**, chercheur principal, au (514) 890 8000 poste 28721, **M. Enrique Villalobos**, étudiant-coordonnateur du projet au (514) 890-8000 poste 28723, ou **Madame Nathaly Gaudreault**, co-chercheur au même numéro.

Si vous avez des questions sur vos droits en tant que participant(e) à un projet de recherche, ou si vous avez des plaintes ou des commentaires à formuler, vous pouvez communiquer avec Madame Louise Brunelle, commissaire locale aux plaintes et à la qualité des services, Hôpital Notre-Dame du CHUM. Pour la rejoindre, téléphonez au (514) 890-8000 poste 26047.



## FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Analyse cinématique de la marche de travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

**(Adressé aux travailleurs à risque de développer une arthrose du genou)**

Je, (Nom en lettres moulées du/de la participant(e))

\_\_\_\_\_ , déclare avoir lu et pris connaissance des objectifs du projet de recherche, de la nature de ma participation, ainsi que des risques auxquels je m'expose tels que décrits dans le présent formulaire d'information et de consentement dont je recevrai copie signée et datée. Je reconnais avoir disposé de suffisamment de renseignements et du temps nécessaire pour réfléchir à ma décision. Je comprends que ma participation à l'étude est volontaire et suis conscient(e) de ma liberté de renoncer à mon engagement en tout temps, quel que soit mon motif. Je m'engage le cas échéant à prévenir le responsable du projet.

En signant le présent formulaire, je ne renonce aucunement à mes droits ni ne libère le personnel de recherche ou l'hôpital de leurs responsabilités légales et professionnelles.

Signature du/de la participant(e) ..... Date.....

**Autorisations supplémentaires :**

- J'accepte d'être filmé(e) au cours de l'évaluation biomécanique de la marche et que ces images soient réutilisées lors de la présentation des résultats ou à des fins d'enseignement, sans qu'on puisse m'identifier.
- Je n'accepte pas d'être filmé(e) au cours de l'évaluation biomécanique de la marche.

Signature du/de la participant(e) ..... Date.....

**Personne ayant expliqué le formulaire de consentement**

J'ai expliqué au sujet de recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

---

Nom (en lettres moulées)

Signature de la personne chargée de  
la discussion sur le consentement.

Date

**Chercheur principal:**

Je, soussigné, certifie qu'on a expliqué au/à la participant(e) dont le nom et la signature apparaissent ci-dessus les termes du présent formulaire d'information et de consentement, qu'on a répondu à ses questions et qu'on lui a clairement indiqué son droit à mettre fin à son engagement en tout temps. Une copie signée et datée du présent formulaire de consentement lui sera remise.

Signature du chercheur principal..... Date.....

## Annexe II : Protocole expérimental - Projet REPAR- IRSST

Analyse cinématique de la marche de travailleurs exposés à une surcharge mécanique sur l'articulation fémoro-tibiale (AF-T).

*Évaluateur* :  Nathaly Gaudreault  
 Enrique Villalobos

### 1. Identification du participant :

Homme :  Femme :

Âge : \_\_\_\_\_

2. Occupation : \_\_\_\_\_

3. Durée de l'emploi actuel : \_\_\_\_\_

Exposition à :	Oui	Non	Heures	Jours/semaine	Commentaires
• Marche prolongée					
• Position					
○ Fente					
○ À genoux					
○ Rotation/torsion					
○ Accroupi					
• Surcharge					
• Saut					
• Aux vibrations					
• Plan incliné					
• Escaliers					

4. Questionnaires :

- Lysholm
- Niveau d'activité physique

5. Médicaments : Oui  Non

Nom	Type	Dose	Fréquence
1.			
2.			
3.			
4.			

6. Mesures anthropométriques

- Taille : \_\_\_\_\_ cm
- Poids : \_\_\_\_\_ lbs \_\_\_\_\_ kg
- IMC : \_\_\_\_\_
- Distance inter condylienne : \_\_\_\_\_ cm
- Pointure du soulier : \_\_\_\_\_
- Longueur des souliers : \_\_\_\_\_ cm

7. Port de semelles orthopédiques : oui  non

8. Tenue sportive :

## 9. Test cliniques

Étapes	Notes							Commentaires	
1. Test de thomas	Score :								
2. Test AKE	Score :								
3. Mesure de la force musculaire en dynamométrie manuelle	Genou gauche			Genou droite					
		1	2	3		1	2	3	
	Flexion (N)				Flexion (N)				
	Bras levier (cm)				Bras levier (cm)				
	Extension (N)				Extension(N)				
	Bras levier (cm)				Bras levier (cm)				

1. **Position et procédure d'évaluation Test de Thomas (évaluation d'une contracture)** : le sujet est assis et se couche ensuite, de sorte que ses tubérosités ischiatiques sont positionnées à une extrémité de la table d'évaluation. Le membre inférieur non évalué est amené et maintenu dans une position correspondant à 120° de flexion à la hanche alors que le membre inférieur du côté évalué est au repos et tombe librement sous l'influence de la gravité. L'évaluateur doit s'assurer que la colonne lombaire est à plat sur le lit. À l'aide d'un goniomètre universel, l'amplitude articulaire de la hanche du côté évalué est mesurée. Le centre articulaire est représenté par le grand trochanter. Les bras du goniomètre sont alignés sur la ligne médiane du tronc dans le plan sagittal et selon l'axe longitudinal de la cuisse, le condyle fémoral latéral étant utilisé comme repère distal. Une mesure d'amplitude articulaire en flexion indique la présence d'une contracture.

1. **AKE** : Le sujet est couché sur le dos. La hanche et le genou sont positionnés dans un angle de 90°, afin que la cuisse soit verticale et la jambe horizontale. Le sujet doit mettre la jambe évaluée en extension. On note l'angle du genou. Une flexion de 5 à 15° est souhaitable.

2. **Positions et procédure d'évaluation de la force maximale volontaire en dynamométrie manuelle** :

**Genou** : Le participant est assis en bout de table, angle de 90° de flexion à la hanche et de 90° de flexion au genou. Le bassin est stabilisé à l'aide d'une courroie. Pour les muscles fléchisseurs, le dynamomètre est placé et tenu par l'évaluateur sur la face antérieure du tibia, juste au dessus de la cheville. La longueur du bras de levier est notée pour le calcul du moment.

Pour les muscles extenseurs, le dynamomètre est placé et tenu par l'évaluateur sur la face postérieure du tibia, juste au dessus de la cheville. La longueur du bras de levier est notée.

### Procédure :

Expliquer la manœuvre au participant : Exemple pour les fléchisseurs du genou : « À mon signal, poussez contre l'appareil le plus fort possible sans déplacer votre jambe. Vous maintenez l'effort pendant 5 secondes. Vous arrêtez à mon signal ». Faire trois contractions maximales volontaires pour chaque muscle.

### 10. Évaluation biomécanique

Heure du début de l'expérimentation : \_\_\_\_\_ Fin de l'expérimentation : \_\_\_\_\_

Évaluation 0.  Sujet pilote Évaluateur : \_\_\_\_\_

1.  Étude principale Évaluateur : \_\_\_\_\_

Membre(s) inférieurs(s) analysé(s) : Droit  Gauche

Position de la source FASTRAK : Genou gauche : H1  Genou droit : H1

H2  H2

H3  H3

#### Protocole d'acquisition de mouvement

Étape 1			
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Marche sans harnais</b></li> </ul>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. <b>Familiarisation</b></li> <li>2. <b>Noter les vitesses de marche sans harnais:</b> Confortable : _____ km/h Travail : _____ km/h</li> <li>3. <b>Prendre une acquisition de <u>45</u> secs : lors de la dernière minute de la marche confortable.</b></li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Marche sur tapis :</b> essais sans le harnais et échauffement de huit minutes</li> </ul>	
<p><b>Nota :</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Lancer le programme « <b>IMOVE</b> ».</li> <li>2. Inscrire le code du sujet et le genou analysé (G ou DR).</li> <li>3. Dans le menu, aller à « <b>Initialisation</b> », cliquer sur « <b>Démarrer-Arrêter Fastrak</b> ». Ceci active la connexion entre le PC et l'UEM. Le bouton en haut à droite passera du vert au rouge selon que la fonction d'enregistrement soit activée ou désactivée.</li> <li>4. Vérification de la hauteur des barres de soutien et ajustement de la ceinture de sécurité.</li> <li>5. On suggère une vitesse au participant, cette vitesse sera modulée afin d'obtenir une vitesse de marche confortable.</li> <li>6. La marche à une vitesse similaire à la vitesse de marche au travail sera aussi évaluée.</li> </ol>			
Grandeur de l'arche de l'exosquelette (Nettoyer les zones en contact avec la peau)			
Genou gauche	X <input type="checkbox"/>	S <input type="checkbox"/>	M <input type="checkbox"/> L <input type="checkbox"/>
Genou droit	XS <input type="checkbox"/>	S <input type="checkbox"/>	M <input type="checkbox"/> L <input type="checkbox"/>



Étape 3		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Acquisition des données de marche</b></li> </ul>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Menu, «<b>acquisition</b>».</li> <li>2. Noter les fréquences d'acquisition : Fastrak/tapis :      Hz</li> <li>3. <b>Enregistrement</b> de 3 essais de 45 secondes.</li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Choisir le type de mouvement : <b>marche</b></li> <li>• <b>Échauffement</b> de 2 minutes avant le premier essai de marche</li> </ul>

Étape 4		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Calibrage postural</b></li> <li>• <b>Définition des centres articulaires</b></li> </ul>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Menu, « <b>calibrage</b> »</li> <li>2. <b>Identification du centre articulaire de la hanche (position Fastrak H3)</b></li> <li>3. <b>Identification du centre articulaire de la cheville (H1)</b></li> </ol> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. <b>Identification du centre articulaire du genou (H1)</b></li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Centre de la tête fémoral</b> : Effectuer un mouvement de circumduction de la jambe (cinq secondes)</li> <li>• <b>Centre de la cheville</b> : Numériser les points suivants à l'aide de la sonde : <ul style="list-style-type: none"> <li>- Le centre de la malléole interne (dr) et</li> <li>- le centre de la malléole externe (g)</li> </ul> </li> <li>• <b>Centre du genou</b> : - Numériser les points suivants à l'aide de la sonde : Le centre du condyle fémoral interne (dr) et le centre du condyle fémoral externe (g). <ul style="list-style-type: none"> <li>- Demander au participant de garder sa jambe en extension complète et lui demander ensuite de faire plusieurs mouvements de flexion/extension (max 60° de flexion) qui seront enregistrées pendant 10 secondes.</li> </ul> </li> </ul>

**Nota :**

2. Une fois le mouvement complété, l'ordinateur calcule le point optimal définissant le centre de la tête fémorale par moindres carrés.

3. L'ordinateur calcule le point milieu entre ces deux points identifiés, définissant ainsi le centre de la cheville.

4. L'ordinateur calcule le point milieu entre les deux condyles. L'ordinateur calcule également un axe moyen pour le mouvement enregistré. Cet axe moyen passe par le centre du genou et est orienté médio-latéral. Le milieu des deux condyles est projeté sur cet axe et définit le centre du genou



Étape 5		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Définition des systèmes d'axes dans une posture déterminée</b></li> </ul>	<p>1. <b>Position standardisée</b> (déterminée à l'aide d'un objet de calibrage muni d'un guide pour positionner les pieds parallèles avec les talons bien alignés).</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Mouvement</b> : faire un mouvement continu entre la très légère flexion (~5°) et l'extension complète (vers l'hyper extension).</li> </ul>
<p><b>Nota</b> : Une fois le mouvement complété, l'ordinateur utilise l'information des centres articulaires prédéfinis par rapport à l'émetteur et trouve l'instant où le membre inférieur a atteint la posture définie par le moment où la projection, dans le plan sagittal de la jambe, du vecteur reliant le centre du genou et le centre de la tête fémorale est le plus parallèle avec la projection, dans le plan sagittal de la jambe, du vecteur reliant le centre du genou et le centre des malléoles (flexion au genou~0°).</p>		

Étape 6		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Acquisition des données de squat</b></li> </ul>	<p>1. Menu : «<b>acquisition</b>».  2. Noter les fréquences d'acquisition :  Fastrak/tapis :      Hz  3. <b>Enregistrement</b> de 10 répétitions</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Choisir le type de mouvement : <b>squat</b> (standardisé-sans contrainte)</li> <li>• <b>Squat standardisé</b> : effectuer deux séquences de 10 répétitions. Placer les deux pieds parallèles, espace largeur des épines iliaques (60°)</li> <li>• <b>Squat sans contrainte</b> : effectuer deux séquences de 10 répétitions, (30°). Placer les pieds de façon naturel.</li> </ul>

Étape 7		
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Acquisition des données de fente</b></li> </ul>	<p>1. menu : «<b>acquisition</b>».  2. Noter les fréquences d'acquisition :  Fastrak/tapis :      Hz  3. <b>Enregistrement</b> de dix répétitions</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Choisir le type de mouvement : <b>fente avant</b></li> <li>• <b>Fente</b> : démarrer à l'extrémité du tapis et faire un pas en avant. Le pied contraléral doit être au sol pour favoriser l'avancement du tronc sur le pied en appui.</li> </ul>

