

Université de Montréal

**L'effet de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D  
vers le développement de biomarqueurs mécaniques de la douleur**

par  
Gabriel Larose

Département de physiologie  
Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté de médecine  
en vue de l'obtention du grade de maîtrise  
en Génie biomédical  
option musculosquelettique

25 juin 2015

© Gabriel Larose, 2015

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

ce mémoire intitulé

**L'effet de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D  
vers le développement de biomarqueurs mécaniques de la douleur**

Présenté par  
Gabriel Larose

Département de physiologie  
Faculté de médecine

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

François Prince (Président-rapporteur)  
Nicola Hagemester (Directeur de recherche)  
Guy Grimard (Co-directrice)  
Jean-François Joncas (Membre du jury)

Mémoire accepté le  
19 octobre 2015

## Résumé

La prothèse totale du genou (PTG) est une chirurgie couramment pratiquée pour traiter les patients souffrant d'arthrose sévère du genou. Bien que cette technique chirurgicale soit efficace pour diminuer la douleur, améliorer la fonction du genou et rentable d'un point de vue socio-économique, un pourcentage non négligeable de patients n'est pas satisfait suite à la chirurgie, principalement due à une douleur persistante ou due à une perception d'avoir une mauvaise fonction articulaire, sans cause identifiée. Cependant, l'impact de cette chirurgie sur la cinématique tridimensionnelle (3D) du genou demeure mal compris.

Dans le but de mieux comprendre pourquoi certains patients ressentent toujours de la douleur suite à cette chirurgie, cette étude analysera, dans un premier temps, l'effet prospectif de la chirurgie sur la cinématique 3D du genou. Puis dans un second temps, comparera la cinématique 3D de sujet souffrant de douleur à celle de sujets asymptomatiques suite à la prothèse.

Pour parvenir à ces deux objectifs, deux études distinctes ont été entreprises. Une première étude prospective a porté sur l'évolution de la cinématique 3D du genou d'un groupe de 19 sujets, recrutés sur la liste d'attente pour prothèse totale du genou de deux chirurgiens du CHUM, hôpital Notre-Dame, puis la cinématique a été comparée avec un groupe contrôle de 17 sujets avec des genoux sains. Une seconde étude a comparé la cinématique 3D de 20 sujets souffrant de douleur post-PTG avec 20 sujets avec des genoux asymptomatiques suite à leur chirurgie.

La première étude a permis de montrer que la cinématique dans le plan frontal suite à la prothèse totale du genou était corrigée vers celle des sujets sains. Contrairement à celle mesurée dans les autres plans (sagittal et axial) qui, malgré de petites corrections, demeure différente de la cinématique des sujets sains. La seconde étude a permis d'identifier un marqueur biomécanique de la douleur chez les sujets souffrant de douleur post-PTG. Effectivement, contrairement aux sujets asymptomatiques, suite à leur chirurgie, les patients

souffrants de douleur marchent avec une contracture en flexion plus importante tout au long de la phase d'appui.

Les résultats de ces deux études tendent à montrer que la prothèse totale du genou modifie la cinématique 3D du genou, sans toutefois redevenir semblable à celle d'un genou normal. De plus, certains marqueurs biomécaniques peuvent être associés à de la douleur suite à la chirurgie. Une meilleure compréhension de l'impact de la PTG sur la cinématique 3D du genou permettra d'offrir de meilleurs traitements en préparation et après la chirurgie et pourrait mener à de nouveaux designs de prothèses.

**Mots-clés** : Biomécanique, Cinématique 3D, Analyse de la marche, Prothèse totale du genou, Douleur



## Abstract

The total knee arthroplasty (TKA) is a common procedure in patients with severe knee osteoarthritis. This surgery has been proved to reduce pain, to improve knee function, and to be cost-effective. However, an important proportion of patients report dissatisfaction, pain, and low articular function following the surgery. Moreover, even with this problem, the impact of the TKA on the tridimensional (3D) kinematics is not well understood.

Therefore, two studies have been undertaken with the purpose of using the 3D kinematics to understand the post-TKA pain syndrome. During the first study, 19 subjects, recruited on a TKA waiting list of two surgeons of the CHUM, Hôpital Notre-Dame, were prospectively followed to measure the evolution of their 3D knee kinematics. A control group of 17 subjects with normal knees has also been recruited. The second study has compared 20 subjects with knee pain post-TKA with 20 subjects without pain post-TKA.

The results of the first study tend to show an improvement in the frontal plan kinematics after the TKA toward the control group. However, the kinematics in the others plans still different of the control group. When the 3D kinematics of a group with pain is compared to a group without pain (second study), a biomechanical marker associated with pain was identified. The group with pain walk with a higher flexion contracture during the stance phase than the group without pain.

Those results show that the total knee arthroplasty has an impact on the 3D kinematics; however, this impact is not necessarily toward the control group. Moreover, some biomechanical markers can be associated with the knee pain following the TKA. This show that we still doesn't really understand the impact of the TKA on the kinematics, and that a better understanding of this impact could allow the surgeons to improve their care to their patients before and after the surgery.

**Keywords** : Biomechanics, 3D Kinematics, Gait Analysis, Total Knee Arthroplasty, Pain

# Table des matières

<b>RÉSUMÉ</b>	<b>I</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>IV</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b>	<b>V</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b>	<b>IX</b>
<b>LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES SIGLES</b>	<b>XI</b>
<b>REMERCIEMENTS</b>	<b>XIII</b>
<b>AVANT-PROPOS</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUCTION</b>	<b>2</b>
<b>1. REVUE DE LA LITTÉRATURE</b>	<b>4</b>
1.1. ANATOMIE	4
1.2. ARTHROSE	9
1.3. PROTHÈSE TOTALE DU GENOU	11
1.3.1. HISTORIQUE DES PROTHÈSES	12
1.3.2. PROBLÉMATIQUE DE L'INSATISFACTION POST-PTG	14
1.3.3. INTÉRÊT DES IMPLANTS PRÉSERVANT LES LIGAMENTS CROISÉS	16
1.4. CINÉMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE (3D)	17
1.4.1. APPROCHE	17
1.4.2. PRINCIPES DE BASE	19
1.4.3. CINÉMATIQUE DU GENOU SAIN	20
1.4.4. CINÉMATIQUE GENOU PATHOLOGIQUE	23
1.4.5. CINÉMATIQUE DES GENOUX AVEC UNE PROTHÈSE TOTALE	30
1.4.6. CINÉMATIQUE DES PATIENTS AVEC UNE PROTHÈSE TOTALE DU GENOU ET DOULEUR CHRONIQUE	33

<b>2. PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS</b>	<b>35</b>
<b>2.1. RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE</b>	<b>35</b>
<b>2.2. OBJECTIFS</b>	<b>36</b>
2.2.1. OBJECTIF PRINCIPAL	36
2.2.2. OBJECTIFS SECONDAIRES	37
<b>2.3. HYPOTHÈSES</b>	<b>37</b>
2.3.1. HYPOTHÈSE #1	37
2.3.2. HYPOTHÈSE #2	38
2.3.3. HYPOTHÈSE #3	38
<b>3. ÉTUDE #1 : L'EFFET PROSPECTIF DE LA PROTHÈSE TOTALE DU GENOU SUR LA CINÉMATIQUE 3D</b>	<b>39</b>
<b>3.1. RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE</b>	<b>39</b>
<b>3.2. MÉTHODOLOGIE</b>	<b>40</b>
3.2.1. POPULATION À L'ÉTUDE	40
3.2.2. CRITÈRES D'INCLUSION	41
3.2.3. CRITÈRES D'EXCLUSION	41
3.2.4. COLLECTES DE DONNÉES	42
3.2.5. ANALYSE DES DONNÉES	44
3.2.6. ANALYSE STATISTIQUE	48
<b>3.3. RÉSULTATS</b>	<b>49</b>
3.3.1. DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES	49
3.3.2. DONNÉES SUBJECTIVES	51
3.3.3. DONNÉES CINÉMATIQUES DE TOUS LES SUJETS AVEC PTG	52
3.3.4. DONNÉES CINÉMATIQUES, COMPARAISON DES 2 TYPES D'IMPLANTS AVEC LES SUJETS SAINS	59
<b>3.4. DISCUSSION</b>	<b>66</b>
<b>4. ÉTUDE #2 : DOULEUR POST-PROTHÈSE TOTALE DU GENOU : LIEN AVEC LA CINÉMATIQUE 3D</b>	<b>72</b>
<b>4.1. RAPPEL DE LA PROBLÉMATIQUE</b>	<b>72</b>
<b>4.2. MÉTHODOLOGIE</b>	<b>72</b>
4.2.1. POPULATION ÉTUDIÉE	73
4.2.2. CRITÈRES D'INCLUSION	73

4.2.3.	CRITÈRES D'EXCLUSION	74
4.2.4.	COLLECTE DES DONNÉES	75
4.2.5.	ANALYSE DES DONNÉES	77
4.2.6.	ANALYSE STATISTIQUE	77
<b>4.3.</b>	<b>RÉSULTATS</b>	<b>78</b>
4.3.1.	DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES DES PARTICIPANTS	78
4.3.2.	DONNÉES SUBJECTIVES ET FONCTIONNELLES DES PARTICIPANTS	79
4.3.3.	DONNÉES CINÉMATIQUES	82
<b>4.4.</b>	<b>DISCUSSION</b>	<b>89</b>
<b>CONCLUSION</b>		<b>94</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>		<b>I</b>

---

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1</b> Liste des évaluations.....	42
<b>Tableau 2</b> Paramètres plan sagittal.....	45
<b>Tableau 3</b> Paramètres plan frontal.....	46
<b>Tableau 4</b> Paramètres plan axial.....	47
<b>Tableau 5</b> Données démographiques groupe préchirurgie et groupe contrôle.....	50
<b>Tableau 6</b> Données démographiques 2C vs PS.....	50
<b>Tableau 7</b> Paramètre cinématiques plan sagittal, Pré vs Post vs Sains.....	54
<b>Tableau 8</b> Correction alignement membre inférieur.....	55
<b>Tableau 9</b> Paramètres cinématiques plan frontal, pré vs post vs sains.....	57
<b>Tableau 10</b> Paramètres cinématique plan axial : pré vs post vs sains.....	59
<b>Tableau 11</b> Paramètres cinématiques plan sagittal : 2C vs PS vs Sains.....	61
<b>Tableau 12</b> Paramètres cinématiques plan frontal : 2C vs PS vs Sains.....	63
<b>Tableau 13</b> Paramètres cinématiques plan axial : 2C vs PS vs Sains.....	65
<b>Tableau 14</b> Liste des évaluations.....	75
<b>Tableau 15</b> Paramètres Démographiques : Étude #2.....	78
<b>Tableau 16</b> Résultats KOOS.....	79
<b>Tableau 17</b> Résultats des tests fonctionnels.....	81
<b>Tableau 18</b> Paramètres cinématiques plan sagittal : sujets PTG avec douleur vs asympto.....	83
<b>Tableau 19</b> Paramètres cinématiques plan frontal : sujets PTG avec douleur vs asympto.....	85
<b>Tableau 20</b> Paramètres cinématique plan axial : sujets PTG avec douleur vs asympto.....	88

# Liste des figures

<b>Figure 1</b> Géométrie des condyles fémoraux.....	5
<b>Figure 2</b> Alignement du membre inférieur .....	6
<b>Figure 3</b> Anatomie des ménisques .....	7
<b>Figure 4</b> Anatomie des ligaments.....	8
<b>Figure 5</b> Anatomie des muscles autour du genou.....	9
<b>Figure 6</b> Évolution des prothèses totales du genou.....	12
<b>Figure 7</b> Évolution de la douleur post-op .....	15
<b>Figure 8</b> KneeKG™ (Emovi inc.).....	18
<b>Figure 9</b> Cycle de marche.....	19
<b>Figure 10</b> Cinématique dans le plan sagittal.....	21
<b>Figure 11</b> Cinématique dans le plan frontal.....	22
<b>Figure 12</b> Cinématique dans le plan axial.....	23
<b>Figure 13</b> Augmentation de la force de compression sur la patella avec un flexum .....	24
<b>Figure 14</b> Influence de la rotation axiale sur l'angle Q.....	26
<b>Figure 15</b> Influence de l'alignement sur le moment d'adduction externe.....	27
<b>Figure 16</b> Cinématique patient souffrant d'arthrose.....	29
<b>Figure 17</b> Paramètres dans le plan sagittal.....	45
<b>Figure 18</b> Paramètres dans le plan frontal.....	46
<b>Figure 19</b> Paramètres dans plan axial.....	47
<b>Figure 20</b> Résultats KOOS Pré vs Post.....	51
<b>Figure 21</b> Résultats KOOS, 2C vs PS.....	52
<b>Figure 22</b> Mouvement de Flexion / Extension : pré/post prothèse comparé aux sujets sains .....	54
<b>Figure 23</b> Mouvement d'adduction/abduction : pré/post prothèse comparé aux sujets sains .....	56
<b>Figure 24</b> Mouvement de rotation tibiale interne/ externe : pré/post prothèse comparé aux sujets sains. ....	58
<b>Figure 25</b> Données dans le plan sagittal (2C vs PS vs groupe Sains).....	60
<b>Figure 26</b> Données dans le plan frontal (2C vs PS vs groupe Sains).....	62
<b>Figure 27</b> Données cinématiques dans le plan axial (2C vs PS vs groupe Sains) .....	64
<b>Figure 28</b> Activation mécanisme postéro-stabilisé lors de la flexion .....	69
<b>Figure 29</b> Résultats KOOS : sujets souffrant de douleur vs sujets asymptomatiques post-PTG.....	80
<b>Figure 30</b> Résultat WOMAC calculé avec le score KOOS sujets souffrant de douleur post- PTG vs sujets asymptomatiques post-PTG.....	80
<b>Figure 31</b> Cinématique dans le plan sagittal : patients post-PTG avec douleur et asympt.....	83
<b>Figure 32</b> Cinématique dans le plan frontal : patients post-PTG avec douleur et asympt.....	85

**Figure 33** *Cinématique dans le plan axial : patients post-PTG avec douleur et asympt..... 87*

## Liste des abréviations et des sigles

2C : Implant préservant les deux ligaments croisés

3D : tridimensionnel

AAOS : American Academy of Orthopaedic Surgeons

CCM : Coefficient de corrélation multiple

CHUM : Centre Hospitalier de l'Université de Montréal

CrCHUM : Centre de recherche du CHUM

Etc. : Et cætera

ÉTS : École de Technologie Supérieure de Montréal

FP method : «functional and postural method» - méthode fonctionnelle et posturale

GC : «Gait cycle» - cycle de marche

Hz : Hertz

KOOS : Knee injury and osteoarthritis outcome score

KSS : Knee Score Society

LIO : Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de l'ÉTS

Max : Maximum

Min : Minimum

OARSI : Osteoarthritis Research Society International

POST : Post-arthroplastie totale du genou

PRÉ : Pre-arthroplastie totale du genou

PS : Implant postéro-stabilisé

PTG : Prothèse totale du genou

ROM : «Range of motion» - Amplitude de mouvement

Sec : Seconde

VAS : «visual analogue scale» - échelle visuelle analogue (pour évaluer la douleur)

WOMAC : Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index



*À mes parents, ma soeur et mon frère pour m'avoir  
poussé, puis supporté dans mon choix de faire cette  
maîtrise pour parvenir au bout de mes objectifs*

## Remerciements

Je voudrais d'abord remercier ma directrice de recherche, Nicola Hagemeister pour avoir cru en moi et m'avoir épaulé dans toutes les embûches que ce projet a amenées. Merci pour tes conseils, tes encouragements et ta disponibilité.

Je voudrais aussi remercier mon co-directeur Guy Grimard, qui m'a fait confiance dès le début de ce projet de maîtrise. Merci pour les questionnements, les mises au point permettant de garder ce mémoire toujours en contact avec l'aspect clinique.

Un merci tout aussi important à Alexandre Fuentes. Ton implication, tes conseils et tes connaissances m'ont été d'une aide précieuse tout au long de cette maîtrise. Merci aussi à toute l'équipe d'Emovi qui m'a permis un premier contact avec l'analyse de la cinématique du genou, ainsi que pour votre soutien financier.

Un remerciement particulier à tous les cliniciens avec qui j'ai eu la chance de collaborer durant cette maîtrise. Sans leur intérêt pour la recherche, ce projet n'aurait pu être mené à terme. Un merci plus particulier pour leur support à Dr Pierre Ranger et Dr Frédéric Lavoie.

Merci à toute l'équipe du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie. Ce fut très agréable de vous côtoyer. Un merci plus particulier à Célia Planckaert pour sa participation dans ce projet ainsi qu'à Gérald Parent pour sa patience, ses enseignements, son soutien.

Merci au programme Mitacs Accélération pour votre support financier.

Enfin, merci à toute ma famille pour votre soutien et encouragement. Merci aussi à tous mes amis proches qui depuis des années me supportent, me poussent, me permettent aussi de décrocher. Merci d'avoir toujours été là.

## **Avant-Propos**

Dans le cadre de ce rapport, deux projets effectués au cours de ma maîtrise sont présentés. Il est cependant important de noter que mon implication dans la réalisation de ces deux projets diffère grandement.

Le premier projet porte sur des données biomécaniques issues de patients recrutés par les docteurs Frédéric Lavoie et Pierre Sabouret. Ma participation dans ce projet a consisté à analyser rétrospectivement, des données biomécaniques collectées prospectivement depuis quelques années par différents étudiants du LIO (subvention FRQS-FRQNT, Jacques de Guise et coll.).

Le second projet est chapeauté par les Drs Guy Grimard, Pierre Ranger et la Pr Nicola Hagemeister, et a été fait en collaboration avec les docteurs Julio Fernandes et Hai Nguyen. Ma participation dans ce projet a été plus globale. J'ai dû définir la question de recherche suite à une revue approfondie de la littérature. Ensuite, j'ai soumis le protocole qui a été accepté par les comités scientifiques et éthiques de la recherche du CHUM et de l'ÉTS. Ensuite, j'ai effectué la collecte de donnée des 22 premiers patients. Ce projet est encore en cours lors de l'écriture de ce mémoire. C'est pourquoi seulement des résultats préliminaires sur 22 sujets seront présentés dans ce travail.

## Introduction

Le genou est une structure complexe du corps humain, essentielle à la locomotion. L'atteinte de cette articulation par l'arthrose provoque chez les patients une importante incapacité : une impotence fonctionnelle caractérisée par de la douleur, souvent une déformation et de la difficulté à marcher. Depuis l'arrivée des prothèses totales du genou modernes dans les années 1970 [1], l'arthroplastie totale du genou est apparue comme un traitement de choix dans l'arthrose sévère. Cette chirurgie s'est montrée efficace pour améliorer la qualité de vie, la fonction articulaire et diminuer la douleur causée par l'arthrose [2, 3]. Cependant, malgré cela, environ 20% des patients demeurent insatisfaits [4-6] suite à leur prothèse totale du genou. Cette insatisfaction est principalement liée à de la douleur d'origine inconnue suite à la chirurgie [7, 8]. Plusieurs chercheurs se sont donc penchés sur cette problématique et certaines hypothèses sur les causes ont été émises [9-11], mais encore aujourd'hui, l'insatisfaction des patients avoisine les 20%. Pour comprendre cette problématique, il apparaît important, dans un premier temps de bien définir la biomécanique du genou opéré, lors de la marche, activité fonctionnelle principale des sujets avec une prothèse totale du genou. L'analyse de la cinématique du genou permet d'observer son fonctionnement dans des conditions de mouvement et de mise en charge, contrairement à la plupart des outils diagnostiques utilisés actuellement. Malheureusement, la cinématique tridimensionnelle (3D) du genou évalué à la marche, suite à une arthroplastie totale du genou, demeure mal comprise.

L'objectif de ce projet de recherche est donc de décrire la cinématique tridimensionnelle (mouvement de flexion/extension, adduction/abduction et rotation tibiale interne/externe) lors de la marche de patients ayant une prothèse totale du genou. L'objectif secondaire du projet est de mieux comprendre la problématique des douleurs survenant suite à l'implantation d'une prothèse totale du genou. Pour y parvenir, deux études ont été entreprises. La première a évalué prospectivement la cinématique 3D de patients recevant une prothèse totale, puis a comparé cette cinématique à celle de sujets sains. Une sous étude a analysé l'évolution de la cinématique 3D de deux designs d'implant : des implants postéro-stabilisés et des implants

préservant les deux ligaments croisés. La seconde étude a, rétrospectivement, évalué la cinématique 3D de patients souffrant de douleur d'origine inconnue suite à leur prothèse pour tenter d'identifier des facteurs mécaniques pouvant expliquer cette douleur.

Pour la première étude, 19 patients sur la liste d'attente pour prothèse totale du genou au CHUM, hôpital Notre-Dame, ont été recrutés pour participer à l'étude. Leur cinématique 3D a été évaluée avant et 12 mois après la chirurgie. Le système KneeKG™ a été utilisé pour analyser la cinématique du genou lors de la marche. Un groupe contrôle, de 17 participants avec des genoux sains, a aussi été recruté pour permettre une comparaison.

Pour la seconde étude, 40 participants ayant reçu une prothèse totale du genou à l'hôpital Jean-Talon de Montréal ont été recrutés. Ils ont été divisés en deux groupes, 20 participants asymptomatiques et 20 patients souffrant de douleur d'origine inconnue suite à leur prothèse. Pour tous les participants, la cinématique de leur genou a été évaluée seulement une fois, entre 12 et 24 mois suite à la chirurgie. Encore une fois, le système KneeKG™ a été utilisé. Tel que spécifié en avant-propos, seulement les résultats préliminaires seront présentés dans le présent rapport.

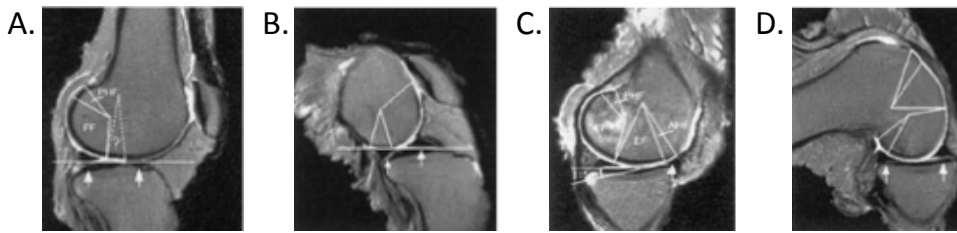
Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre consiste en une revue de la littérature amenant à mieux comprendre la problématique des douleurs suite aux prothèses et à l'intérêt de la cinématique dans leur évaluation. Le deuxième présente un résumé de la problématique, les objectifs détaillés et les hypothèses de ce projet de recherche. Le troisième chapitre présente la méthodologie, les résultats et la discussion de la première étude. La seconde étude (méthodologie, résultats, discussion) sera présentée dans le quatrième chapitre. Finalement, une conclusion globale sur les deux études sera présentée dans le dernier chapitre.

# 1. Revue de la littérature

## 1.1. Anatomie

Le genou est une articulation synoviale souvent décrite comme une articulation de type trochléenne, c'est-à-dire qu'elle permet seulement des mouvements de flexion et d'extension. Dans les faits, l'articulation du genou possède 6 degrés de liberté, permettant des glissements et des rotations. Il s'agit donc d'une articulation complexe et instable mécaniquement. Cette instabilité est en partie expliquée par l'incongruence des surfaces articulaires en contact dans le genou. La stabilité du genou est donc dépendante des ménisques, des ligaments de la capsule et des muscles avoisinants. C'est donc dans l'optique de bien comprendre la problématique des douleurs suite aux prothèses totales du genou qu'un retour sur l'anatomie du genou sain et sur le rôle de chacune des structures principales est nécessaire.

Tout d'abord, le genou est formé de trois os : le fémur, le tibia et la patella. Le fémur est le plus long os du corps. La partie proximale du fémur est en forme de L inversé de sorte que l'axe du fémur est oblique vers l'intérieur par rapport à la verticale, ce qui permet au genou d'être positionné sous le corps. Ce positionnement du fémur permet une grande mobilité au niveau de la hanche et un bon support au niveau du genou [12]. Au niveau du genou, la surface articulaire du fémur est composée de deux condyles : interne et externe. En antérieur, ces deux condyles se joignent pour former le sillon (ou trochlée fémorale) qui s'articule avec la patella. En postérieur et en distal, ils se séparent pour former la fosse intercondylienne [13]. Chaque condyle a une géométrie particulière (Figure 1), ce qui influence donc la cinématique du genou [14]. Le condyle interne est composé de deux arcs de cercle de diamètre différent dans l'amplitude physiologique. Le condyle externe est considéré, pour sa part, comme ayant un seul arc de cercle [14].



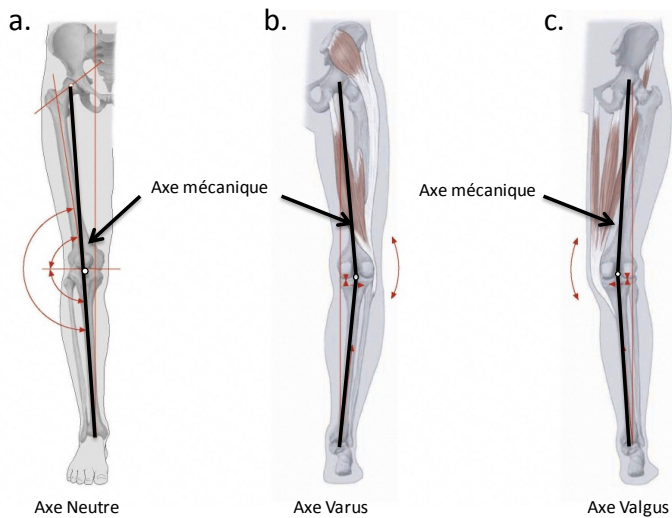
**Figure 1** Géométrie des condyles fémoraux

(a) condyle externe en extension (b) condyle externe en flexion (c) condyle interne en extension (d) condyle interne en flexion, Adapté avec permission de Martelli et coll 2002 [14] Copyright © de British Editorial Society of Bone and Joint Surgery

Au niveau du tibia, la partie proximale du tibia est constituée de deux plateaux ou condyles (interne et externe) de forme relativement plate et séparés par l'éminence intercondylienne constituée de son côté de deux épines [12]. Plus précisément, le condyle interne est plat et le condyle externe est légèrement concave [15]. De plus, le plateau tibial a une pente postérieure de 7-10 degrés.

La patella est le plus gros os sésamoïde du corps et est insérée en proximal dans le tendon du quadriceps et en distal sur le tendon rotulien qui lui s'attache sur la tubérosité tibiale antérieure. Le rôle de la patella est d'augmenter le bras de levier du quadriceps lors de l'extension du genou [16].

Il est aussi bien important de comprendre l'alignement des membres inférieurs dans le plan frontal (Figure 2) chez les sujets sains puisqu'il joue un rôle important dans l'apparition de certaines pathologies et dans la chirurgie pour la prothèse totale du genou. L'axe anatomique du fémur a un angle d'environ  $6^\circ$  par rapport à son axe mécanique, lui donnant un angle plus important vers l'intérieur [16-18]. Le tibia, quant à lui, a un angle de  $3^\circ$  par rapport à la verticale, lui donnant un angle oblique vers l'intérieur [18]. L'axe mécanique du membre inférieur est défini par une ligne reliant le centre de la tête fémorale jusqu'au milieu des épines de l'éminence tibiale intercondylienne, puis jusqu'au centre du talus. L'axe mécanique est normalement neutre ( $0 \pm 3^\circ$  de varus) [16-18].

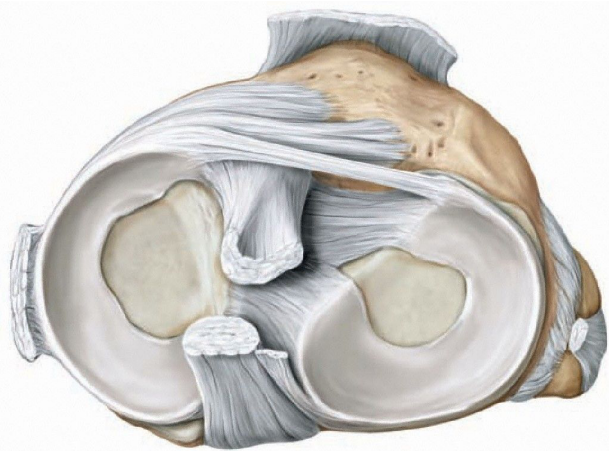


**Figure 2** Alignement du membre inférieur

(a) mesure de l'axe mécanique : angle entre une droite partant du centre de la tête fémorale jusqu'à l'éminence intercondylienne tibiale et d'une droite de l'éminence intercondylienne tibiale et le centre du talus. (b) genou varum (c) genou valgum Adapté avec permission de Schuenke et al. Thieme Atlas of Anatomy – General Anatomy and musculoskeletal System. ©THIEME 2007

Tel que mentionné précédemment, une incongruence existe entre les condyles fémoraux et les condyles du tibia. Les ménisques, des structures de fibrocartilage intra-articulaires, jouent entre autres choses le rôle d'augmenter la congruence des surfaces articulaire et sont des stabilisateurs secondaires (Figure 3) [12]. Les ménisques subissent plusieurs forces lors des différents mouvements du genou : des forces de cisaillement, de traction et de compression. Ainsi, ils jouent un rôle important dans le chargement, la transmission des forces et l'absorption des chocs. De plus, ils ont un rôle dans la lubrification et la nutrition du cartilage articulaire[19].



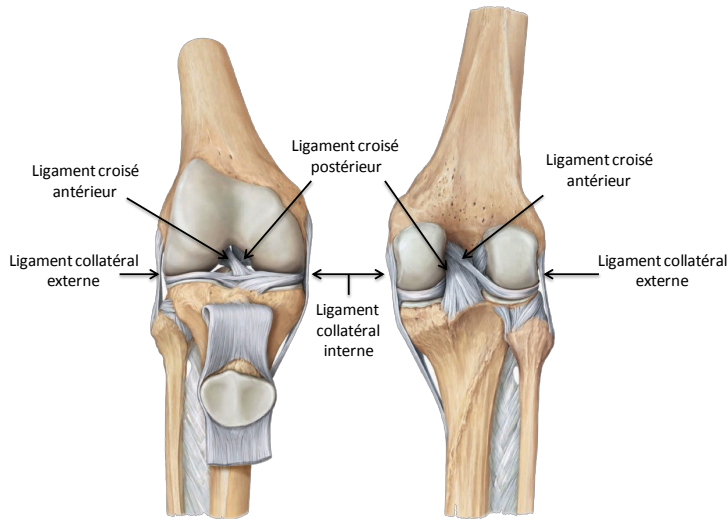


**Figure 3** Anatomie des ménisques

Augmentation de la congruence de l'articulation grâce aux ménisques Adapté avec permission de Schuenke et coll. Thieme Atlas of Anatomy – General Anatomy and musculoskeletal System. ©THIEME 2007

Malgré une bonne connaissance de la géométrie osseuse, pour être en mesure d'apprécier la cinématique du genou, il est important de bien connaître les différents ligaments et leurs fonctions respectives. Il y a donc quatre principaux ligaments au niveau du genou (Figure 4).

Tout d'abord, il y a les ligaments croisés, qui sont intra-articulaires. Compte tenu de leur position croisée, ils limitent l'amplitude du mouvement de rotation tibiale dans le plan axial. Le ligament croisé antérieur a son origine dans la région intercondylienne antérieure du tibia et son insertion est en postéro-médial sur le condyle fémoral externe. Son principal rôle est de limiter le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur. Il limite aussi l'hyperextension du genou et il joue un rôle dans la stabilisation du genou lors de stress en varus/valgus [12]. Le ligament croisé postérieur quant à lui a son origine sur l'aspect postérieur du tibia proximal (environ deux centimètres distal à la surface articulaire) et son insertion est sur la partie antéro-latérale du condyle fémoral interne. Ses principaux rôles sont de limiter le déplacement postérieur du tibia par rapport au fémur et de limiter l'hyperextension du genou [12].

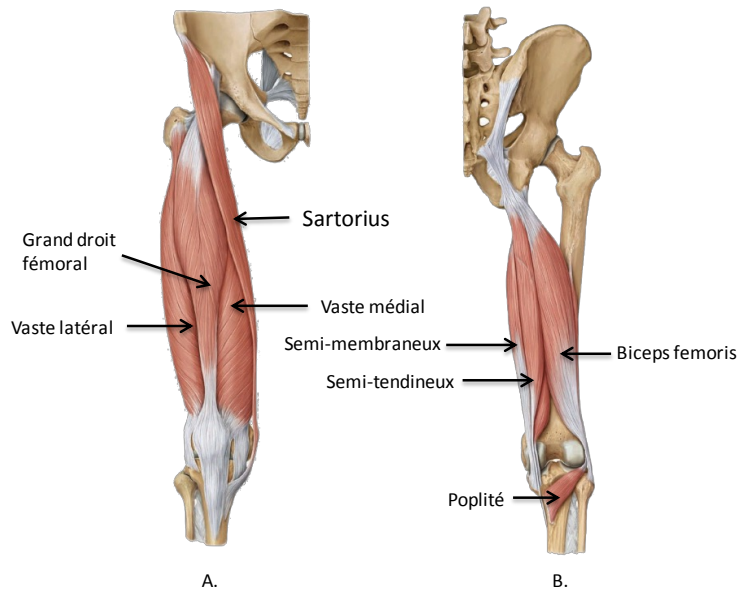


**Figure 4** Anatomie des ligaments

(a) vue de face (b) vue postérieure. Adapté avec permission de Schuenke et al. Thieme Atlas of Anatomy – General Anatomy and musculoskeletal System. ©THIEME 2007

De plus, il y a les deux ligaments collatéraux : le ligament collatéral interne et le ligament collatéral externe. Ils ont respectivement leur origine sur le condyle fémoral interne et externe, et leur insertion sur la surface médiale du tibia et sur la fibula. Leur principal rôle est de limiter les mouvements de valgus et de varus [12].

Finalement, plusieurs muscles entourent l'articulation du genou et y génèrent les déplacements (Figure 5). Voici les principaux muscles. Tout d'abord pour l'extension du genou, il y a le quadriceps avec ses quatre chefs (vaste médial, vaste latéral, le grand droit et le vaste intermédiaire). Au niveau des muscles effectuant la flexion, il y a le sartorius, le gracilis et les ischio-jambiers composés par le semi-tendineux, le semi-membraneux, le biceps fémoral (long chef et court chef). Ainsi qu'un muscle fréquemment oublié, qui a un rôle au niveau de la rotation tibiale interne, le muscle poplité.



**Figure 5** Anatomie des muscles autour du genou

(a) vue antérieure, (b) vue postérieure, Adapté avec permission de Schuenke et al. Thieme Atlas of Anatomy – General Anatomy and musculoskeletal System. ©THIEME 2007

## 1.2. Arthrose

Dû au contexte actuel de vieillissement de la population ainsi que l'augmentation de l'obésité dans la population, la prévalence de l'arthrose dans la société est en constante augmentation. Selon l'association sur l'arthrite du Canada, l'arthrose touche plus de 4,5 millions de Canadiens [20]. Effectivement, selon l'étude de Framingham, 33% des adultes de 60 ans et plus auraient des signes cliniques ou radiologiques d'arthrose [21]. Plusieurs chercheurs s'inquiètent du fardeau économique et sociétal que l'arthrose deviendra [22]. Dans le présent mémoire, seulement la gonarthrose, l'arthrose du genou, sera approfondie, puisqu'il s'agit d'une forme très incapacitante d'arthrose, et que son incidence après 65 ans est d'environ 30% [23, 24]. Il est donc important de bien comprendre cette pathologie ainsi que les moyens de la traiter.

L'arthrose se définit comme une maladie dégénérative du cartilage plutôt qu'une maladie inflammatoire de l'articulation. Le cartilage hyalin, qui recouvre les surfaces articulaires, est une structure complexe, composée de collagène type II, de protéoglycans et d'eau [23]. Le cartilage articulaire, permet des mouvements sans douleur lors de la mise-en-charge, offre une grande capacité d'absorption des chocs et permet un mouvement pratiquement sans friction [23].

La pathogenèse exacte de l'arthrose demeure inexpliquée, il s'agit probablement d'un mélange entre des facteurs biologiques et mécaniques. Tout de même, dans les stades précoces de l'arthrose, on note une perte des protéoglycans. Cette perte crée des modifications des propriétés biomécaniques du cartilage. Ce dernier, affaibli, finit par s'effriter [21, 23]. Avec le temps, une érosion complète du cartilage peut apparaître. La gonarthrose entraîne ainsi une modification des patrons de marche [25, 26]. L'altération de la cinématique est associée avec une modification de la distribution des forces dans l'articulation, ce qui contribue à la progression de la dégénérescence du cartilage [25-29]. Cette altération de la cinématique sera traitée plus en détail dans la section 1.4.4.2 Cinématique du genou arthrosique.

Pour ce qui est des symptômes classiquement exprimés par les patients, il y a de la douleur mécanique, une perte de mouvement et une diminution de la fonction articulaire. La douleur est initialement provoquée par des activités avec mise-en-charge et soulagée au repos. Cependant, avec la progression de la dégénération du cartilage, la douleur peut devenir constamment présente[23].

Dans les premiers stades de l'arthrose, un traitement conservateur est généralement appliqué. Le traitement conservateur est divisé en deux aspects. D'une part, il s'agit principalement de soulager la douleur, soit par des médicaments antidouleur (anti-inflammatoire non-stéroïdien, l'acétaminophène, etc), soit par des injections de cortisone ou de viscosuppléance (traitement controversé dans la littérature)[30]. D'autre part, il s'agit d'une remise en forme globale du

patient, soit par une perte de poids, soit par un programme de réadaptation musculaire et cardio-vasculaire [30, 31].

Dans les premiers stades de l'arthrose, l'atteinte est principalement au niveau du compartiment interne du genou probablement à cause de l'usure précoce de ce compartiment par une biomécanique altérée [32] (voir section 1.4.4.1. Cinématique genou arthrosique). Un des traitements consiste donc à soulager la pression du compartiment interne. Plusieurs modalités sont utilisées pour soulager cette pression. Dans les techniques non-chirurgicales, il y a l'utilisation d'orthèses de genou augmentant le valgus. Dans les lignes directrices de l'«American Academy of Orthopaedic Surgeons» (AAOS) [30], l'utilisation des orthèses demeure controversée. Dans les techniques chirurgicales, il y a entre autres l'ostéotomie tibiale. Une revue récente Cochrane [33] montre que cette chirurgie est efficace pour diminuer la douleur et améliorer la fonction du genou. Une autre chirurgie qui gagne en popularité est la prothèse unicompartmentale. Effectivement, lorsqu'elle est utilisée dans des indications bien précises, les études montrent des résultats cliniques encourageants et une bonne survie de l'implant [34]. Cependant, d'autres auteurs relèvent un taux de révision important [35]. L'utilisation de cette prothèse demeure donc controversée.

Dans les stades plus avancés d'arthrose, la prothèse totale du genou est une technique efficace pour traiter les symptômes de l'arthrose [36].

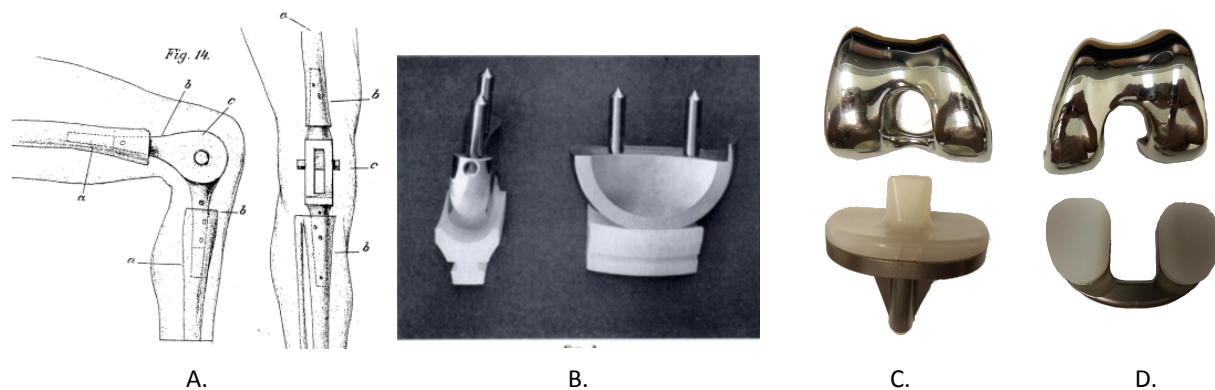
### **1.3. Prothèse totale du genou**

Avec l'augmentation de la prévalence de l'arthrose, due au vieillissement de la population, le nombre de chirurgies pour remplacement articulaire est en constante augmentation [37, 38]. Le but de l'arthroplastie totale du genou est de remplacer les surfaces articulaires érodées suite à l'arthrose par deux implants métalliques, un sur le fémur et un sur le tibia, séparés par un plateau en polyéthylène. Il est maintenant bien démontré que l'arthroplastie totale du genou est

une chirurgie efficace, qui permet d'augmenter la qualité de vie des sujets [3, 39]. En plus, d'un point de vue économique, il s'agit d'une chirurgie rentable [2, 3, 39]. Cependant, malgré cette amélioration, une proportion non négligeable de patients demeure insatisfaite suite à cette chirurgie [4-6]. Auparavant, pour bien comprendre la problématique de l'insatisfaction suite à la chirurgie, une revue de la prothèse totale du genou sera effectuée.

### 1.3.1. Historique des prothèses

Tout d'abord, c'est vers la fin du XIXe siècle que la prothèse totale du genou voit le jour. Il s'agit de la prothèse de Gluck, une prothèse faite d'ivoire (Figure 6). La prothèse avait une forme simple de penture qui était fixée au fémur et au tibia à l'aide de ciment et de plâtre. Ces implants avaient un faible taux de survie, dû au manque de connaissance en métallurgie, aux infections fréquentes ainsi qu'au mauvais design de l'implant, ne permettant qu'un seul degré de liberté [1].



**Figure 6** Évolution des prothèses totales du genou

Image présentant l'évolution des designs des prothèses totales du genou. (a) prothèse de Gluck (1891) Reproduit avec permission de Brand et coll (2011) [40] Copyrights © Springer. (b) prothèse unicompartmental de Gunston (1970) Reproduit avec permission de Gunston et coll (1971) [41] Copyright © Springer (c) prothèse totale du genou postéro-stabilisé Hermès™ de Ceraver-Osteal (d) prothèse totale du genou préservant les deux ligaments croisés Hermès™ de Ceraver-Osteal

Ce n'est que dans les années 1950 qu'une modification substantielle va être apportée aux prothèses, avec l'apparition de la prothèse unicompartimental de MacIntosh [1]. Il s'agit en fait d'un demi-disque de métal qui est inséré entre le fémur et le tibia.

Ensuite, dans le début des années 1970, Gunston invente une prothèse condyalaire. Ce premier design avait deux problèmes majeurs. Il ne couvrait pas tout le condyle ce qui a pour effet de créer une faible surface de contact entre le fémur et le tibia. De plus, on remplaçait la partie du condyle soutenant le poids par un implant en acier inoxydable sur le fémur et par un implant de plastique sur le tibia, ces implants limitaient beaucoup la rotation axiale. La faible surface de contact et la limitation de la rotation axiale par l'implant causaient fréquemment un descellement de la prothèse [1].

Par la suite, différents design de prothèses ont été tentés, mais celui qui a ouvert la porte aux prothèses modernes est le design d'Insall et coll. en 1973 (nommé : Total Condylar Prosthesis) [16]. Cette prothèse tentait pour la première fois d'utiliser un design reproduisant la mécanique du genou sain. Les ligaments croisés étant sacrifiés, la stabilité était maintenue grâce à la géométrie de l'implant. Les deux principales critiques de ce design étaient : premièrement, la subluxation postérieure fréquente en flexion et deuxièmement, la diminution de l'amplitude de mouvement [16]. Différentes solutions ont été proposées pour résoudre ces problèmes. Insall et son groupe ont finalement proposé le design postéro-stabilisé, certains ont proposé de conserver seulement le ligament croisé postérieur tandis que d'autres ont proposé de préserver les deux ligaments croisés [16]. Seulement les implants postéro-stabilisés et les implants préservant les deux ligaments croisés seront analysés dans ce mémoire.

Le principe des implants postéro-stabilisés est d'utiliser un mécanisme «cam-post» qui consiste en une came au niveau de l'implant fémoral qui s'articule sur un poteau sur l'implant tibial ou le polyéthylène. La came s'engage sur le poteau tibial à un angle généralement supérieur à 70° de flexion, et ainsi, force les points de contact fémoro-tibiaux à être plus postérieurs. Ceci recrée donc le «roll-back» fémoral et permet une augmentation de la flexion [16]. Les implants préservant les ligaments croisés permettraient théoriquement aux patients

d'avoir un genou avec une biomécanique normale [42]. Cependant, dû à de multiples raisons, dont la difficulté de la technique chirurgicale, les implants préservant les deux ligaments croisés n'ont pas connu une grande popularité [42].

Depuis, plusieurs design de prothèses ont été produits utilisant et améliorant les principes introduits par Insall et les autres. Ces nouveaux implants tentent sans cesse d'améliorer la fixation, de diminuer l'usure, d'améliorer la cinématique et d'augmenter l'amplitude de mouvement [1]. Les implants modernes seront décrits plus en détail dans la section 1.4.5 Cinématique des genoux avec prothèse totale.

### **1.3.2. Problématique de l'insatisfaction post-PTG**

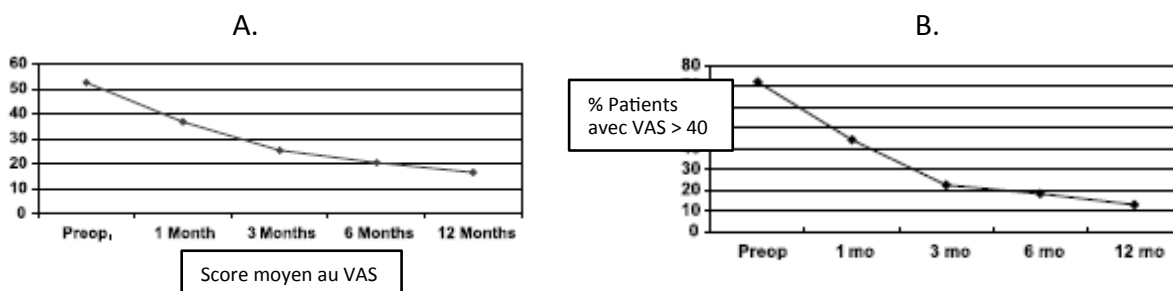
Comme mentionné précédemment, malgré un succès apparent de l'arthroplastie totale du genou depuis son introduction, un pourcentage important de patients reste insatisfait suite à leur chirurgie. Par comparaison, l'insatisfaction suite à la chirurgie pour prothèse totale de la hanche, est d'environ 3%, tandis que chez les patients avec une prothèse totale du genou, l'insatisfaction suivant la chirurgie avoisine les 20% [4-6, 8, 43]. L'insatisfaction suite à la chirurgie est donc relativement élevée et doit être corrigée.

Dans un premier temps, il est important de comprendre la notion de patient insatisfait. Deux principaux concepts entrent en ligne de compte lors de l'évaluation de la réussite de la chirurgie : il y a le succès de la chirurgie mesuré objectivement par le médecin et la satisfaction ou insatisfaction subjective du patient. Quoique complémentaires, ces deux concepts répondent à des questions différentes. Effectivement, dans la problématique de l'insatisfaction suite à prothèse totale du genou, la chirurgie semble être un succès lorsque mesuré par le chirurgien, cependant, le patient demeure insatisfait. Dans la pratique, les principaux facteurs qui influencent cette insatisfaction sont la douleur persistante suite à la chirurgie et la perception d'avoir une mauvaise fonction articulaire. L'origine de ces facteurs demeure inconnue.



Il est à noter qu'avant d'entreprendre la chirurgie, la majorité des patients, 85%, espèrent une disparition complète de la douleur tandis que 52% s'attendent à retour à une fonction articulaire sans limitation [44-46]. Malheureusement, seulement entre 60-80 % des patients rapportent ne ressentir aucune douleur et aucune limitation après leur chirurgie [4, 5, 46].

Le cœur du problème reste donc la présence de douleur chronique post-opératoire non-expliquée. Il est important de connaître l'évolution de cette douleur suite à la chirurgie pour mieux comprendre cette problématique. Tout d'abord, suite à l'opération, il y a une diminution rapide de la douleur dans les trois premiers mois. Effectivement, à trois mois, la majorité (75%) des patients ne ressent plus de douleur. Entre trois et six mois, la diminution de la douleur est beaucoup plus lente. Puis, il y a un plateau entre six mois et un an. Cela signifie généralement que si la douleur est encore présente à six mois, il y a très peu de chance pour qu'elle disparaisse complètement. Bref, à un an après la chirurgie, environ 20% des patients continueront d'éprouver de la douleur constante [5]. Ce pourcentage demeure constant par la suite (Figure 7).



**Figure 7** Évolution de la douleur post-op

Image démontrant la diminution de la douleur suite à la prothèse totale du genou (a) score moyen au VAS\* de patients opérés pour une prothèse totale du genou. (b) pourcentage de patient ayant plus de 40 au score de douleur. \*VAS : échelle visuelle analogue de douleur. Adapté avec permission de Brander et coll 2003 [5] Copyright © Wolters Kluwer Health, Inc.

Tous ces résultats ne concernent que les prothèses totales primaires du genou. Pour les cas de révision de prothèses, l'insatisfaction et la douleur persistante sont plus importantes que pour

les cas de chirurgie primaire [6, 47]. De plus, certains auteurs suggèrent que lorsque la cause de la douleur est inconnue, le résultat de la chirurgie est moins bon [11, 48].

Plusieurs causes de douleurs chroniques sont connues. Les plus fréquentes sont le descellement aseptique, les infections de la prothèse, la malrotation des implants dans le plan axial, l'instabilité, le mauvais choix de la grosseur de l'implant («overstuffing»), etc. [9, 11, 49, 50]. Il n'en demeure pas moins que, selon les registres articulaires de différents pays, la douleur d'origine inconnue est la troisième ou la quatrième cause (10-15%) de révision de prothèses totales du genou [37, 51, 52]. Il est donc important de trouver une cause à ces douleurs persistantes qui ne sont pas expliquées par les causes connues citées plus haut.

Plusieurs auteurs rapportent que cette douleur est fréquemment décrite par leurs patients comme une douleur antérieure au genou, entre 5-15% [53-56]. C'est ce qui a amené plusieurs chirurgiens à s'intéresser au resurfaçage de la rotule durant la chirurgie. Malheureusement, le fait d'effectuer un resurfaçage de la rotule ne semble pas diminuer la présence de douleur antérieure au genou [53]. Plusieurs causes biomécaniques ont été associées à ces symptômes chez une population souffrant du syndrome fémoro-patellaire (cf. section cinématique pathologique). Malgré cet engouement récent pour la problématique de ces douleurs, une seule étude portant sur la biomécanique à la marche des patients souffrant de ces douleurs a été retrouvée dans la littérature, mais seulement la cinématique dans le plan sagittal et la cinétique (moments) furent rapportées.

### **1.3.3. Intérêt des implants préservant les ligaments croisés**

De nos jours, à cause de cette problématique d'insatisfaction, certains chirurgiens s'intéressent à nouveau aux implants préservant les deux ligaments croisés. En théorie, ces implants permettraient une meilleure mécanique articulaire en préservant tous les ligaments. Dans une étude récente, Sabouret et coll. [57] rapportent une excellente survie des implants à la suite d'un suivi de plus de 20 ans. De plus, Pritchett et coll. [58] rapporte que les patients préfèrent

les implants préservant les ligaments croisés, possiblement à cause d'une meilleure stabilité, d'une meilleure proprioception et d'une meilleure biomécanique du genou. Il a aussi été montré dans la littérature, suite à différentes études en fluoroscopie lors de mouvement de squat, une meilleure cinématique de ces implants. Par contre, l'effet réel de ces implants lors de la marche n'a pas été étudié. De plus, peu d'études ont comparé les implants préservant les ligaments croisés avec les implants les plus utilisés aujourd'hui [52], les implants postéro-stabilisés.

## **1.4. Cinématique tridimensionnelle (3D)**

### **1.4.1. Approche**

L'analyse de la mécanique du système musculosquelettique permet l'acquisition de données objectives, fiables, quantifiables, permettant le suivi et l'évaluation du succès d'un traitement. Dans le cas présent, l'analyse de la biomécanique (cinématique et cinétique) du genou permettra de mieux comprendre les répercussions d'une arthroplastie sur la fonction du genou. Dans la présente étude, seulement la cinématique tridimensionnelle (3D) sera analysée. La cinématique représente l'analyse des mouvements osseux sans tenir compte des forces qui les causent. L'articulation du genou présente 6 degrés de liberté : trois degrés de rotation (flexion-extension ; varus-valgus ; rotation interne-externe) ainsi que trois degrés de translations (déplacement antéro-postérieur, médio-latéral et proximo-distal).

Différentes stratégies ont été utilisées pour permettre d'apprécier les déplacements des os, lors des différentes activités fonctionnelles. Actuellement, deux principales modalités sont utilisées pour évaluer la cinématique : la fluoroscopie et les laboratoires de marche.

Chacune de ces modalités présente différents avantages et inconvénients. La fluoroscopie permet une analyse précise du mouvement osseux, par contre elle demeure une méthode peu pratique en clinique [59] puisqu'elle est associée à une dose relativement importante de

radiations et un temps de traitement des images important. Pour l'analyse de la marche en laboratoire de marche, il est possible d'utiliser différents marqueurs pour suivre le mouvement des os. Par exemple, il y a l'utilisation de marqueurs réfléchissants dont le déplacement est capté par une caméra infrarouge, il y a aussi des capteurs émettant une lumière, et finalement des capteurs inertiels. L'avantage de ces techniques est qu'aucune radiation n'est émise. Cependant, l'utilisation de capteurs collés à la peau produit une erreur non négligeable [60] : les artéfacts de tissus mous. Effectivement, il est bien démontré que ces marqueurs se déplacent considérablement par rapport aux os sous-jacents lors de la marche. Pour cette raison, seul le mouvement dans le plan sagittal est généralement analysé.

Face à cette problématique, l'équipe du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de technologie supérieure (ÉTS) a développé un exosquelette (Figure 8) muni de marqueurs qui se fixe au genou de façon non invasive et qui permet d'enregistrer le mouvement de l'articulation lors de la marche, tout en réduisant le mouvement des tissus mous [61-65]. Cet exosquelette est commercialisé et utilisé en clinique depuis quelques années sous le nom de *KneeKG<sup>TM</sup>* (Emovi inc., Canada). Il est utilisé pour l'aide au diagnostic de pathologies du genou en se basant sur la cinématique 3D et permet de personnaliser les plans de traitements selon les déficits mécaniques propres au patient. Il permet l'acquisition et l'analyse des mouvements dans le plan frontal et axial.

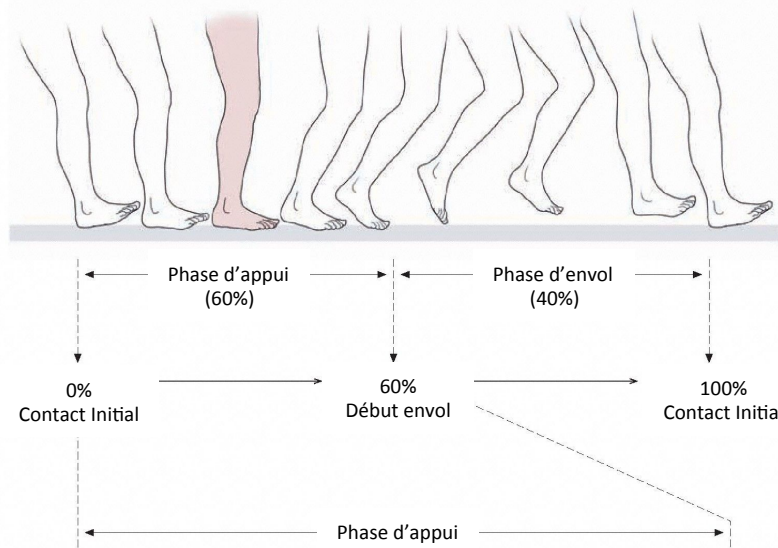


**Figure 8** *KneeKG<sup>TM</sup>* (Emovi inc.)

La précision de la mesure du KneeKG™, évalué à l'aide de fluoroscopie lors d'un arc de flexion de 65°, est de 0,4° en abduction/adduction et de 2,3° en rotation axiale [65]. La répétabilité de la mesure est entre 0,4 et 0,8° pour les différentes mesures de rotation[61]. Dans le présent projet, le KneeKG™ sera utilisé dans l'optique d'obtenir une mesure de la cinématique précise dans les trois plans de l'espace (flexion/extension ; adduction/abduction ; rotation tibiale interne/externe)

### 1.4.2. Principes de base

L'analyse de la marche se divise en cycle de marche. Un cycle de marche est défini du moment où le talon touche le sol, jusqu'au prochain moment où le même talon retouche le sol. Il y a deux principales phases durant un cycle de marche : la phase d'appui de 0 à 60% du cycle, puis la phase d'envol de 60-100 % du cycle (Figure 9). La phase d'appui se subdivise ensuite en contact initial (0% du cycle), chargement (0-20 % du cycle), milieu de la phase d'appui (10-30%du cycle), phase terminale (30-50 % du cycle), préenvol 50-60 % du cycle). La phase d'envol est quant à elle subdivisée en début, milieu et fin.



**Figure 9** Cycle de marche

Adapté avec permission de Schuenke et coll. Thieme Atlas of Anatomy – General Anatomy and musculoskeletal System. ©THIEME 2007

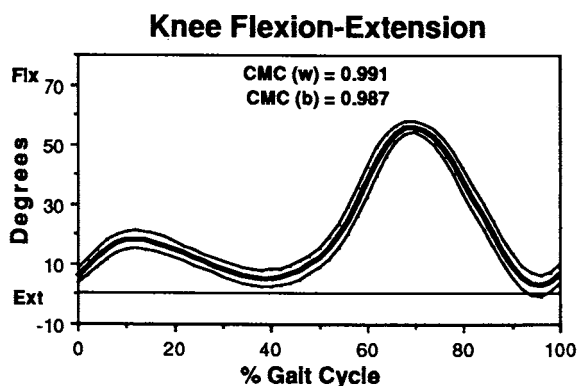
### **1.4.3. Cinématique du genou sain**

La cinématique à la marche du genou sain est étudiée depuis plusieurs années. Cette section résumera les notions importantes permettant par la suite d'analyser la cinématique pathologique chez les patients arthrosiques et chez le patient avec une prothèse totale du genou.

Le genou a principalement quatre rôles fonctionnels durant la marche. Durant la phase d'appui, il joue un rôle d'absorption du choc suite au contact initial, puis de stabilisation en extension pour supporter le poids du corps. Durant la phase d'envol, le genou doit effectuer une flexion rapide pour permettre le passage du pied, puis un mouvement d'extension pour optimiser l'avancement de la jambe [28]. Pour parvenir à remplir ces rôles, le genou nécessite une grande amplitude de mouvement dans le plan sagittal, en flexion/extension, et des mouvements plus fins dans les autres plans pour permettre l'ajustement de l'équilibre et de la stabilité [28].

#### **1.4.3.1. Cinématique genou sain : Rotations dans le plan sagittal**

La cinématique dans le plan sagittal est le mouvement le plus décrit dans la littérature (Figure 10). Lors du contact au sol, le genou est en extension presque complète (0-10°). Puis, lors du chargement, dans le but d'absorber les forces lors de l'impact du contact au sol, le genou va fléchir, jusqu'à 15-20°. Ensuite, une fois le chargement terminé, le genou effectue un mouvement d'extension graduel, jusqu'à une extension presque complète à la fin de la phase d'appui. Par la suite, le genou recommence à fléchir pour atteindre une flexion d'environ 60° à mi-oscillation. Finalement, le genou va s'étendre à nouveau en prévision du nouveau contact au sol [28, 66].



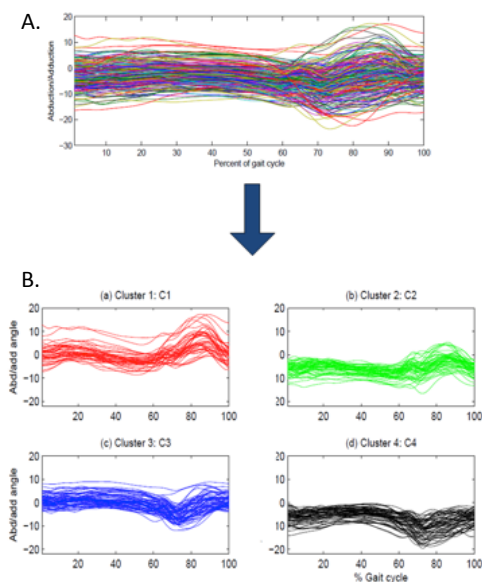
**Figure 10** Cinématique dans le plan sagittal

Adapté avec permission de Kadaba et coll. 1989 [67] Copyright © John Wiley and Sons.

#### 1.4.3.2. Cinématique genou sain : Rotations dans le plan frontal

Pour ce qui est du mouvement dans le plan frontal, une grande variabilité existe entre les sujets. Lafortune et coll. dans une étude sur 5 sujets avec des tiges intracorticales, décrit un mouvement relativement stable avec une amplitude totale de  $5^\circ$ . Du contact au sol à l'envol, les sujets demeurent en légère abduction ( $1,2^\circ$ ) puis durant l'envol, il y a un mouvement d'abduction pour atteindre un pic de  $6,4^\circ$  [66]. Chao et coll, dans une étude sur 148 sujets utilisant un goniomètre électronique, décrit un mouvement similaire à celui décrit par Lafortune [68]. Par contre, Reinschmidt et coll, également à l'aide de tiges intracorticales, ne parvient pas, quant à lui, à distinguer un patron de marche commun dans le plan frontal [69]. Finalement, Mezghani et coll [70], dans une étude avec 200 sujets utilisant le système KneeKG, à l'aide d'une analyse par composantes principales, ont mis en évidence quatre patrons de marche différents. La figure 11 illustre bien la grande variabilité interindividuelle du patron d'adduction/abduction et représente les quatre sous-groupes de patrons qui peuvent être extraits de cette base de données. Dans le premier sous-groupe, le patron de marche est en position neutre durant la phase d'appui avec un mouvement d'adduction lors de la phase d'envol. Dans le second, le patron de marche est plutôt en abduction lors de la phase d'appui et en adduction lors de la phase d'envol. Pour le troisième sous-groupe, un patron de marche

en position neutre lors de la phase d'appui et abduction lors de la phase d'envol est observable. Pour le dernier groupe, le patron de marche est en abduction tout au long du cycle de marche.



**Figure 11** Cinématique dans le plan frontal

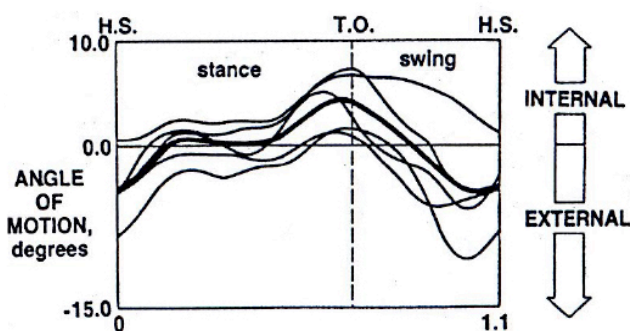
(a) cinématique de 200 sujets sains (b) représentation de la cinématique des 4 groupe de patrons d'adduction/abduction Adapté avec permission de Mezghani et coll. (2013) [70] Copyrights © World Scientific Publishing.

### 1.4.3.3. Cinématique genou sain : Rotations dans le plan axial

Pour les mouvements dans le plan axial (Figure 12), tout comme pour le mouvement d'adduction/abduction, une grande variabilité existe dans la population. Malgré tout, un certain consensus se dégage pour décrire le patron général de marche dans ce plan. Levens et coll [71], utilisant des tiges intracorticales sont les premiers à avoir décrit les mouvements de rotation axiale. Le tibia est en rotation externe par rapport au fémur lors du contact initial. Durant le chargement, le tibia subit une rotation interne jusqu'à une position à peu près neutre. Pour la majeure partie de la phase d'appui restante, il n'y a aucun mouvement au niveau de la



rotation axiale. Lors de la poussée, une légère rotation interne est enregistrée, mais dès que le pied quitte le sol, le tibia retourne en rotation externe [66, 71].



**Figure 12** Cinématique dans le plan axial

Reproduit avec permission de Lafortune et coll. (1992) [66] Copyrights © Elsevier Ltd.

#### 1.4.3.4. Cinématique genou sain : Translations

Dans ce rapport, les mouvements de translation ne seront pas traités. En effet, ces mouvements sont de très faible amplitude et n'ont pas été validés dans le contexte de l'utilisation du KneeKG™ pendant la marche sur tapis roulant.

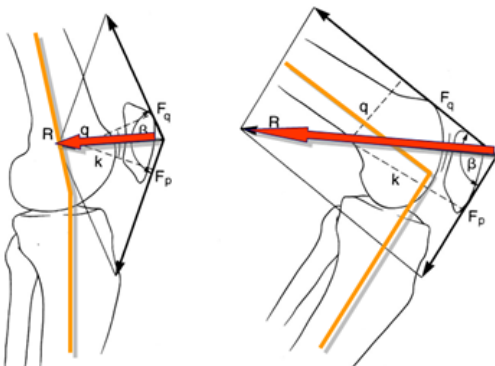
#### 1.4.4. Cinématique genou pathologique

Plusieurs pathologies ont un impact sur la cinématique du genou à la marche. Cet impact peut varier considérablement, mais il est possible de regrouper les atteintes de la cinématique en cinq catégories : les atteintes dues aux difformités, celles dues à une faiblesse musculaire, à de la douleur, à une perte de la proprioception ou à un mauvais contrôle moteur [28]. Deux exemples de pathologie ayant une influence sur la cinématique 3D à la marche seront analysés dans cette section, le syndrome fémoro-patellaire et, bien sûr, la gonarthrose.

#### 1.4.4.1. Cinématique du genou avec syndrome fémoro-patellaire

Le syndrome fémoro-patellaire est une condition musculosquelettique commune, il est défini par la présence d'une douleur antérieure du genou ou péripatellaire en l'absence de toute autre pathologie [72]. L'étiologie exacte de ce syndrome demeure inconnue, mais plusieurs altérations au niveau de la cinématique sont présentes et peuvent en partie expliquer cette pathologie. Une hypothèse généralement acceptée pour expliquer cette douleur est une augmentation de la pression au niveau de la patella, accompagnée ou non d'usure du cartilage [73-75]. Dans la littérature, deux principales façons d'augmenter la pression au niveau de la patella sont décrites : par une augmentation de la force exercée par le quadriceps sur la patella ou par un mauvais alignement ou déplacement de la patella par rapport au fémur.

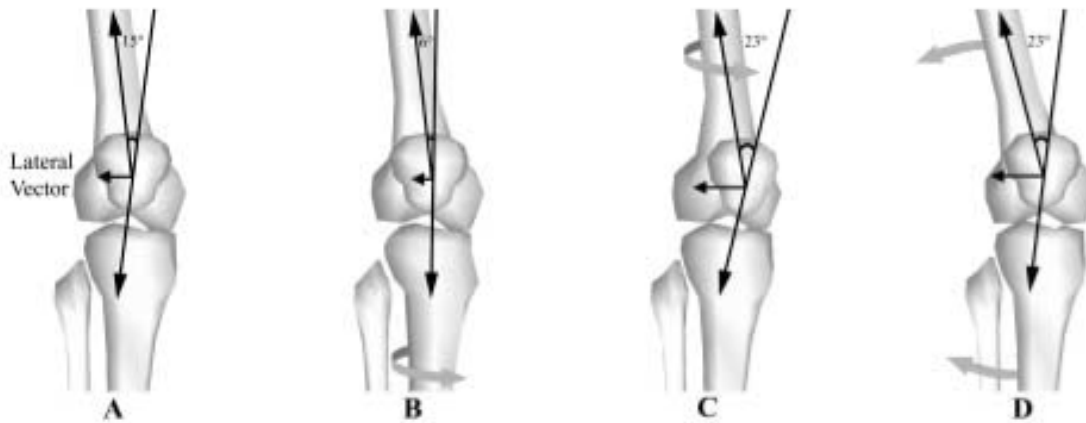
L'augmentation de la force exercée par le quadriceps sur la patella est principalement observée lors d'une contracture en flexion. Effectivement, avec l'augmentation du flexum, la composante de la force du quadriceps compressant la patella sur le fémur augmente (Figure 13). De plus, une augmentation de la flexion lors du contact au sol et tout au long de la phase d'appui augmente le moment en flexion et donc la force déployée par le quadriceps [76]. Ces deux facteurs jumelés augmenteraient de façon importante la pression appliquée sur la patella [77, 78]



**Figure 13** Augmentation de la force de compression sur la patella avec un flexum

Auteur inconnu, reproduit de : <http://pixshark.com/patellofemoral-joint.htm>

Le mouvement de la rotule dans la trochlée est grandement influencé par la cinématique fémoro-tibiale dans les plans frontal et axial [73, 75, 79]. L'impact de la cinématique fémoro-tibiale sur la rotule est à deux niveaux : premièrement en modifiant l'angle Q, angle mesuré entre une droite reliant l'épine iliaque antéro-supérieure et le milieu de la patella et une droite reliant la tubérosité tibiale antérieure et le milieu de la patella et deuxièmement en altérant la surface de contact entre la rotule et la trochlée, ce qui augmente la pression par unité de surface sous la patella. L'angle Q représente l'orientation de la force développée par le quadriceps. Une augmentation de  $10^\circ$  entraînerait une augmentation de la pression de 45% sous la rotule [80]. L'angle Q, traduit au niveau de la cinématique, représente une augmentation de l'abduction en phase d'appui. Plusieurs études ont montré une association entre l'abduction et la présence de douleur fémoro-patellaire [73, 81]. L'angle Q est aussi influencé par la cinématique dans le plan axial (Figure 14). Effectivement, une augmentation de la rotation tibiale externe, déplace la tubérosité tibiale antérieure vers l'extérieur et augmente donc l'angle Q. Plusieurs auteurs associent l'augmentation de la rotation tibiale externe avec de la douleur antérieure du genou, que ce soit par l'augmentation de l'angle de Q ou encore par la diminution de surface de contact fémoro-patellaire [73-75, 79]. À l'inverse, certains auteurs ont associé la rotation tibiale interne rapide lors du chargement au syndrome fémoro-patellaire [73, 75]. Or théoriquement la rotation tibiale interne diminue l'angle Q. L'hypothèse pour expliquer la présence de douleur lors de la rotation tibiale interne est que la rotation tibiale interne entraînerait secondairement une rotation fémorale interne qui, elle, causerait l'augmentation de l'angle Q et ainsi augmenterait la pression au niveau de patella[73].



**Figure 14** Influence de la rotation axiale sur l'angle Q

(a) représentation de l'angle Q en position neutre (b) diminution de l'angle Q avec une rotation tibiale interne (c) la rotation fémorale interne augmente l'angle Q (d) augmentation de l'angle Q suite à un valgus. Reproduit avec permission de Powers et coll. 2003 [73] Copyright © Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.

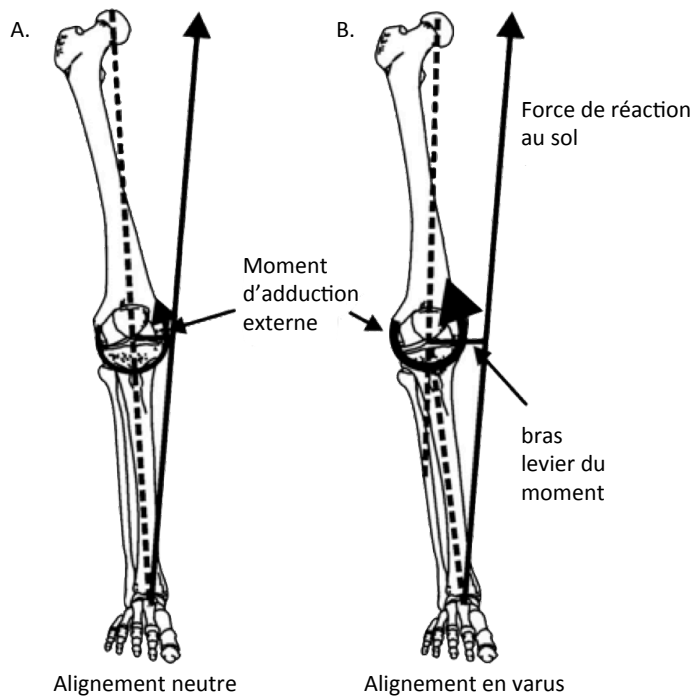
En résumé, les altérations fréquemment rencontrées dans le syndrome fémoro-patellaire sont : une contracture en flexion au contact au sol et tout au long de la phase d'appui, un valgus dynamique ou un mouvement d'abduction lors de la phase de chargement et d'appui, un mouvement en rotation tibiale interne rapide lors du chargement et finalement, une rotation tibiale externe tout au long de la phase d'appui.

#### 1.4.4.2. Cinématique du genou arthrosique

Une autre pathologie qui a une grande répercussion au niveau de la cinématique du genou est la gonarthrose. Comme expliqué précédemment, les causes exactes de l'arthrose sont inconnues, il s'agit probablement d'un mélange entre des facteurs biologiques et mécaniques [29]. L'objectif de cette section n'est pas de revoir les causes de l'arthrose dans la littérature, mais de comprendre l'effet de cette maladie sur la cinématique.

Il y a différents mécanismes qui peuvent expliquer les altérations de la cinématique 3D du genou dans la gonarthrose. Tout d'abord, due à la progression de l'arthrose et à l'usure du

cartilage, une diminution de l'espace articulaire est observable. L'atteinte du compartiment interne est prédominante [29]. Cette atteinte du cartilage et ce rétrécissement de l'espace articulaire entraînent une modification dans l'alignement du membre inférieur, qui se retrouve en varus [29]. L'alignement en varus, provoque une augmentation de la charge au niveau du compartiment médial [82]. Effectivement, lorsque l'alignement du membre inférieur est dans une position en varus, le vecteur de la force de réaction au sol est plus loin vers l'intérieur du genou, ce qui augmente le moment d'adduction et donc la pression sur le compartiment médial (Figure 15). L'augmentation de l'alignement en varus et du moment en adduction sont associés à une progression de l'arthrose [83]. Le changement de l'alignement en varus peut expliquer en partie les modifications de la cinématique dans le plan frontal qui seront expliquées plus loin [27].



**Figure 15** Influence de l'alignement sur le moment d'adduction externe

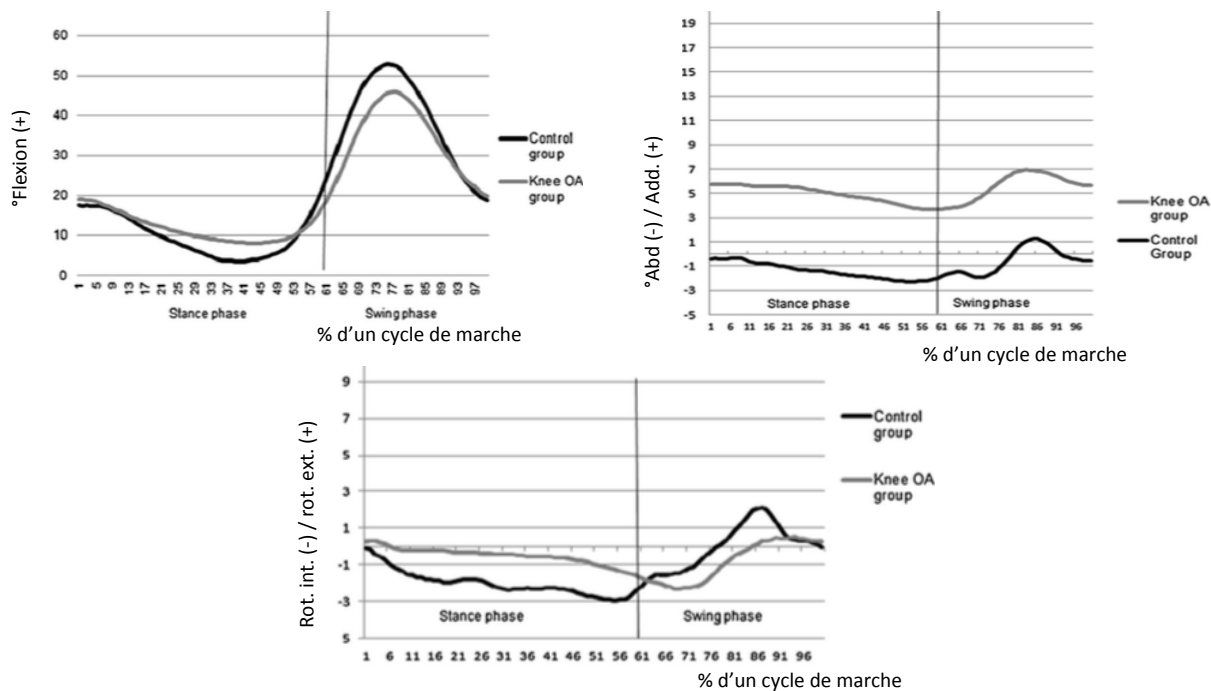
(a) alignement neutre du membre inférieur (b) alignement en varus du membre inférieur, augmentant ainsi le moment adducteur et la force sur le compartiment interne. Adapté avec permission de Mündermann et coll. 2008 [82] Copyright © Elsevier.

La douleur est un autre facteur pouvant expliquer les altérations de la cinématique chez les sujets arthrosiques. Effectivement, il a été démontré que pour limiter la douleur, les patients modifiaient leur cinématique pour tenter de diminuer les moments dans le genou. Effectivement, ceci permet de limiter les forces au niveau des surfaces articulaires où il y a une dégénération du cartilage [25, 84]. Pour y parvenir, plusieurs stratégies sont utilisées par les patients, la principale étant la diminution de leur vitesse de marche[85]. La diminution de la vitesse de marche a une répercussion au niveau de la cinématique dans le plan sagittal (Figure 16-a). Elle permet entre autres une diminution des pics de flexion tant lors de la phase de chargement que lors de la phase d'envol [86-90]. La diminution de l'angle maximal de flexion permet, en théorie, de réduire le moment de flexion. Suite à cette réduction, la force produite par le quadriceps est diminuée et par le fait même, entraîne une diminution de la pression au niveau du genou. De plus, une autre adaptation pour tenter de diminuer la douleur est la diminution de l'amplitude de mouvement en flexion et extension de la phase d'appui [88-91].

Au niveau de la cinématique dans le plan frontal (Figure 16-b), plusieurs auteurs ont décrit une augmentation de l'adduction au contact au sol [85, 88-90, 92]. Cette adduction est principalement due au changement dans l'alignement des membres inférieurs secondaire à la progression de la dégénération du cartilage. Effectivement, l'alignement dynamique général lors du cycle de marche est en adduction. Une association entre l'alignement statique mesuré par des radiographies et l'alignement dynamique lors de la marche a été démontrée [82, 93]. Un autre paramètre cinématique important dans l'arthrose est la décoaptation externe («varus trust»). La décoaptation est un mouvement rapide en adduction lors du chargement. Une association importante entre cette décoaptation en varus et la progression de la gonarthrose a aussi été établie [27].

Finalement, la cinématique dans le plan axial est aussi affectée (Figure 16-c). Effectivement, une diminution de l'amplitude totale de rotation a été observée dans plusieurs études[89, 90]. De plus, le tibia demeure généralement plus en rotation tibiale externe chez les sujets souffrant de gonarthrose [88, 89]. Une diminution de l'excursion en rotation interne au chargement[89] est aussi observable. Ces altérations au niveau de la cinématique dans le plan axial ont pour

effet d'exposer des parties plus sensibles du cartilage aux impacts lors de la marche[29], ce qui a pour conséquence d'augmenter la progression de l'érosion du cartilage.



**Figure 16** Cinématique patient souffrant d'arthrose

(a) plan sagittal (b) plan frontal (c) plan axial. Adapté avec permission de Bytyqi et coll. (2014) [89] Copyrights © Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

Pour résumer les altérations de la cinématique 3D du genou dans l'arthrose, il est important de comprendre qu'il s'agit d'une cinématique principalement affectée par la douleur et par la déformation des membres inférieurs. La cinématique dans le plan sagittal est non seulement caractérisée par une diminution des pics de flexion, au chargement et durant l'oscillation, mais aussi par une contracture en flexion tout au long de la phase d'appui. Pour ce qui est de la cinématique dans le plan frontal, l'alignement statique et l'alignement dynamique à la marche sont en adduction (varus). Une décoaptation en varus est présente chez plusieurs patients et est un facteur de risque important pour la progression de l'arthrose. Finalement, la cinématique dans le plan axial est caractérisée par une diminution de l'amplitude totale de mouvement, par une diminution de l'excursion en rotation tibiale au chargement ainsi que par une position en rotation tibiale externe augmentée tout au long du cycle.

L'analyse de la cinématique de chaque pathologie permet de comprendre les mécanismes propres à cette pathologie causant les altérations au niveau de la marche et de comprendre les stratégies de compensation des patients [94]. Une bonne connaissance de ces atteintes permettra ainsi d'évaluer l'efficacité des traitements actuels pour corriger la cinématique 3D du genou.

### **1.4.5. Cinématique des genoux avec une prothèse totale**

La littérature sur la cinématique 3D à la marche des patients avec une PTG est relativement absente. Plusieurs études ont décrit la cinématique dans le plan sagittal, mais très peu ont décrit la cinématique dans les autres plans. De plus, la plupart des études sur la cinématique 3D sont rétrospectives et ne comportent pas de groupe contrôle [95].

Les auteurs s'entendent néanmoins pour dire que la cinématique dans le plan sagittal est anormale suite à la prothèse totale du genou [95, 96]. La principale atteinte qui est décrite est une contracture en flexion tout au long de la phase d'appui [56, 97-102]. Cela signifie qu'il n'y a pas de mouvement ni en flexion lors du chargement ni en extension lors du reste de la phase d'appui. Une autre altération qui est notée chez les patients avec une prothèse est une diminution de l'amplitude articulaire en général [98, 102]. Par contre, les auteurs ne s'entendent pas pour dire si, suite à une chirurgie on observe une augmentation de la flexion maximale ou, au contraire, une diminution [95]. Ces altérations de la cinématique ont été attribuées soit à un mécanisme de protection dans le but de diminuer les forces de cisaillement durant la marche, ou encore à la persistance d'un patron anormal de marche présent avant la chirurgie [56, 102].

Les mouvements dans le plan frontal ont été très peu étudiés. Dans son mémoire de maîtrise, Renaud décrit une diminution du pic d'adduction maximal lors de la phase d'appui [101]. Cette modification de la cinématique a aussi été décrite par d'autres chercheurs [102, 103]. Par



contre, Orishimo et coll. [104], dans une étude prospective (avec des mesures : préchirurgie, à six mois et à un an), décrivent une correction à 6 mois, mais une perte de cette correction à 1 an. Il remet donc en cause la capacité de la prothèse totale du genou à corriger l'alignement dynamique du membre inférieur lors de la marche.

Les mouvements dans le plan axial sont encore moins étudiés que dans le plan frontal. Seulement trois études, à notre connaissance, rapportent la cinématique du plan axial. Renaud et McClelland [100, 101] décrivent tous deux une rotation tibiale externe augmentée tout au long de la phase d'appui. Astephen [97] décrit aussi une diminution de l'amplitude de mouvement lors du chargement.

La cinématique 3D de patients ayant une prothèse totale du genou peut être affectée par plusieurs facteurs intrinsèques aux prothèses. Effectivement, aujourd'hui, plusieurs compagnies produisent différents designs d'implants pour prothèses totales du genou, qui, selon elle, améliorent la biomécanique du genou.

#### **1.4.5.1. Préservation ou non des ligaments croisés**

Il y a des implants préservant les deux ligaments croisés, les implants préservant seulement le ligament croisé postérieur et les implants postéro-stabilisés. Pour les implants préservant ou non les ligaments croisés, quelques études en fluoroscopie et lors de mouvements de squat ont montré que la cinématique des points de contact tibio-fémoral chez les patients avec un implant préservant les deux ligaments croisés était plus près de la cinématique des sujets sains que les implants postéro-stabilisés [105]. L'impact de préserver les deux ligaments croisés sur la cinématique à la marche demeure toutefois incompris.

#### **1.4.5.2. Plateau tibial fixe ou mobile**

Certains implants ont un plateau tibial fixe alors que d'autres ont un plateau tibial mobile. La plupart des auteurs s'accordent pour dire qu'il n'y a aucune différence significative lors de la marche entre ces deux designs [102, 106]. Dans la suite du texte, cette variable au niveau du design ne sera donc pas prise en compte.

#### **1.4.5.3. Géométrie des implants**

Il existe aussi différentes géométries d'implant, c'est-à-dire un implant avec un seul arc de cercle pour toute la prothèse ou avec une modification plusieurs rayons selon le degré de flexion. La modification de l'axe de flexion en fonction du degré de flexion du genou ne semble pas avoir d'impact sur la cinématique du genou à la marche [101]. Les études rapportant une différence ont été effectuées lors de mouvement de squat ou in vitro.

#### **1.4.5.4. Resurfaçage de la rotule**

Le resurfaçage de la rotule est encore un sujet à débat. La littérature ne permet pas d'affirmer l'avantage du resurfaçage au niveau de la correction de la douleur, mais Smith et coll. [56] ont démontré une flexion augmentée lors du contact au sol chez les sujets avec un resurfaçage de la rotule. Cependant, cette différence disparaît lorsqu'ils ont ajusté les données selon les valeurs préchirurgie. Il est donc possible de supposer qu'il n'y a pas de différence sur la cinématique avec ou sans resurfaçage.

En résumé, la cinématique 3D des patients avec une prothèse totale du genou est peu décrite dans les plans frontal et axial. Plusieurs facteurs du design de la prothèse semblent, en théorie, affecter la cinématique du genou à la marche, mais, selon les résultats publiés dans la littérature, il ne semble pas y avoir d'impact mesurable lors de la marche. La cinématique dans le plan sagittal, la plus décrite, montre une contracture en flexion tout au long de la phase

d'appui avec une diminution de l'amplitude totale de mouvement. La cinématique dans le plan frontal semble, quant à elle, être corrigée suite à la chirurgie, mais certains auteurs doutent que cette correction persiste dans le temps. Finalement, la cinématique dans le plan axial, la moins étudiée, montrerait une position du genou plus en rotation externe tout au long du cycle ainsi qu'une diminution de l'excursion en rotation interne lors du chargement. Peu d'études ont analysé l'effet prospectif de la chirurgie sur la cinématique 3D, encore moins d'études ont comparé les résultats de la cinématique avec un groupe contrôle. Finalement, pratiquement aucune d'étude n'ont décrit la cinématique dans le plan axial.

#### **1.4.6. Cinématique des patients avec une prothèse totale du genou et douleur chronique**

Comme expliqué précédemment, la problématique de la douleur suivant l'arthroplastie totale du genou atteint une bonne proportion de la population avec une prothèse totale du genou. Plusieurs causes de douleur suite à la chirurgie ont été rapportées dans la littérature. Il n'en demeure pas moins que 10-20 % des patients n'ont pas de causes identifiées de leur douleur [4-6, 8]. Lorsque la marche suite à une prothèse totale du genou est analysée, la plupart des études excluent les sujets souffrant des douleurs de leurs analyses. Une seule étude a analysé la cinématique dans le plan sagittal de sujets souffrant de douleur antérieure [107]. Les auteurs se sont concentrés sur l'analyse des moments dans le plan sagittal de 34 sujets pour un total de 41 genoux. Les participants avaient un âge moyen de 69 ans, une taille moyenne de 169 cm, un poids de 87 kg et un indice de masse corporelle de 30,5. Ils ont tous eu une prothèse Profix™ de Smith and Nephew. La moitié des genoux avaient eu un resurfacement de la rotule. La même proportion de sujets avec douleur était présente dans le groupe avec resurfacement que sans. Les auteurs n'en ont pas tenu compte dans l'analyse. Il y avait donc 17 genoux sur les 41 qui souffraient de douleur antérieure au suivi 12-18 mois après la chirurgie. Les auteurs rapportent une modification dans le patron des moments lors de la marche chez les sujets avec de la douleur. Cette modification dans les patrons a généralement une répercussion sur la cinématique tridimensionnelle du genou. Cependant, dans cette étude, seulement la cinématique dans le plan sagittal est rapportée. Suite à la revue de la littérature, il

apparaît nécessaire de s'intéresser à la cinématique des autres plans dans l'optique de mieux comprendre la douleur suite à la chirurgie. Effectivement, cette revue a permis d'observer que plusieurs paramètres cinématiques peuvent être modifiés, non seulement dans le plan sagittal, mais aussi dans les autres plans. Il est donc important de mieux documenter la cinématique des sujets souffrant de douleur suite à leur prothèse dans les plans sagittal, frontal et axial.

## **2. Problématique et objectifs**

### **2.1. Résumé de la problématique**

La gonarthrose est probablement une des formes d'arthrose les plus incapacitantes [23, 24]. La prothèse totale du genou est l'option de dernier recours pour traiter les patients souffrant d'arthrose sévère. Dans les cinq dernières années, le nombre de chirurgies pour prothèse totale du genou a explosé [37]. En plus, avec le vieillissement de la population et par conséquent l'augmentation de la prévalence de l'arthrose, les prévisions sont que ce nombre va continuer d'augmenter dans les prochaines années [22, 38]. La prothèse totale du genou a été démontrée efficace pour améliorer la qualité de vie des patients [3, 39] et rentable du point de vue économique [2, 3, 39]. Malgré tout, un pourcentage non négligeable de patients demeure insatisfait suite à leur chirurgie pour prothèse totale du genou [4, 6]. Cette insatisfaction s'explique par de la douleur persistante suite à la chirurgie et par une perception de mauvaise fonction articulaire.

Plusieurs causes de douleurs ont été identifiées. Parmi les plus importantes, il y a le mauvais alignement axial de l'implant fémoral et tibial, le descellement aseptique, les infections, l'instabilité, etc. [9, 11, 49, 50]. Cependant, malgré toutes ces causes identifiées, 10-20 % des sujets souffrent toujours de douleurs suite à leur chirurgie [4-6, 37]. Plusieurs de ces patients rapportent une douleur antérieure du genou ou péripatellaire [53-56]. Dans une population souffrant du syndrome fémoro-patellaire et décrivant une douleur similaire, il a été possible d'identifier quelques marqueurs biomécaniques de ces douleurs dans des études cinématiques à la marche.

La cinématique du genou évalué lors de la marche chez une population avec prothèse totale du genou est peu décrite dans la littérature. Tandis que la cinématique dans le plan sagittal est bien décrite et il semble y avoir un consensus entre les auteurs. Par contre, la cinématique dans

le plan frontal et axial est très peu décrite et il y a, dans la littérature, des contradictions dans les résultats obtenus. De plus, la plupart des études sur la cinématique sont des études rétrospectives. Il y a aussi peu d'études comparant leurs résultats avec un groupe contrôle. Beaucoup de travail reste donc à effectuer pour bien décrire la cinématique tridimensionnelle évaluée à la marche chez des patients avec une prothèse.

Une autre lacune au niveau de l'évaluation de la cinématique chez les sujets avec prothèse totale du genou est l'absence d'étude décrivant la cinématique chez une population insatisfaite de leur prothèse. Effectivement, une seule étude décrivant la cinématique dans le plan sagittal de patients souffrant de douleur suite à leur chirurgie ou présentant une limitation fonctionnelle suite à la chirurgie a été trouvée. Il y a donc un manque important à ce niveau dans la littérature scientifique.

Ces deux lacunes importantes dans la littérature pourraient possiblement permettre de découvrir une explication à l'insatisfaction importante suite à la chirurgie pour prothèse totale du genou. Il apparaît donc pertinent d'évaluer prospectivement l'effet de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D évaluée lors de la marche et de la comparer à un groupe du même âge avec des genoux asymptomatiques. Cette analyse permettrait d'identifier des marqueurs biomécaniques pertinents pour comprendre la douleur inexplicée chez des patients avec une prothèse totale douloureuse.

## **2.2. Objectifs**

### **2.2.1. Objectif principal**

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est d'évaluer l'impact de la prothèse totale du genou sur la cinématique tridimensionnelle évaluée lors de la marche.

## **2.2.2. Objectifs secondaires**

Le premier objectif secondaire est de décrire l'évolution prospective de la cinématique tridimensionnelle du genou avant et suite à l'arthroplastie totale du genou, puis de comparer cette cinématique à un groupe asymptomatique.

Le deuxième objectif secondaire est de comparer l'évolution de la cinématique tridimensionnelle du genou suite à l'implantation de deux différents designs de prothèse totale du genou : les implants postéro-stabilisés et les implants préservant les deux ligaments croisés.

Le troisième objectif secondaire est de décrire la cinématique tridimensionnelle de patients souffrant de douleur suite à leur arthroplastie totale du genou, puis de la comparer avec un groupe asymptomatique suite à leur arthroplastie.

## **2.3. Hypothèses**

### **2.3.1. Hypothèse #1**

L'impact du remplacement articulaire du genou sur la cinématique tridimensionnelle sera principalement observable dans le plan frontal. La prothèse totale du genou a pour objectif de corriger l'axe mécanique mesuré par radiographie, cette correction sera corrélée à l'alignement dynamique dans le plan frontal mesuré lors de la marche.

La chirurgie aura peu d'effet sur la cinématique dans le plan frontal et axial. Les stigmates caractéristiques de la gonarthrose ne seront pas corrigés par la prothèse totale du genou.

### **2.3.2. Hypothèse #2**

Le design de l'implant, c'est-à-dire la préservation ou non des ligaments croisés, a un impact sur la cinématique 3D du genou lors de la marche. Les implants préservant les ligaments croisés auront une cinématique 3D plus près de celle de sujets sains. Effectivement, le fait de préserver le plus de structures anatomiques normales devrait permettre au genou d'avoir une cinématique plus naturelle.

### **2.3.3. Hypothèse #3**

Dans la population de patients souffrant de douleur suite à l'arthroplastie totale de leur genou, une proportion importante souffre de douleur antérieure du genou et décrit des symptômes similaires à ceux du syndrome fémoro-patellaire. Dans cette optique, les patients souffrant de douleur post-prothèse devraient présenter les mêmes facteurs biomécaniques que les patients souffrant du syndrome fémoro-patellaire. Il s'agit principalement, dans le plan sagittal, d'un flexum au contact initial, d'une diminution de l'excursion en flexion au chargement et d'une contracture en flexion lors de la phase d'appui. Pour le plan frontal, un valgus augmenté au contact au sol ou un valgus dynamique lors de la phase d'appui est attendu. Dans le plan axial, une rotation tibiale externe trop augmentée tout au long de la phase d'appui ainsi qu'une excursion en rotation interne augmentée lors du chargement sont attendues. Ces marqueurs biomécaniques seront absents chez une population asymptomatique suite à la prothèse totale du genou.



### **3. Étude #1 : L'effet prospectif de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D**

Comme spécifié en avant-propos, ce projet consistait en l'analyse rétrospective de résultats collectés préalablement dans le cadre d'un autre projet.

#### **3.1. Résumé de la problématique**

Avec l'augmentation du nombre de prothèses totales du genou annuellement, il devient important de bien comprendre la problématique de l'insatisfaction suite à l'arthroplastie totale du genou. L'analyse de la cinématique du genou lors de la marche permet d'obtenir des informations pertinentes sur la condition du membre inférieur lors de situations de chargement fonctionnel[93]. Cependant, seule la cinématique dans le plan sagittal est bien décrite dans la littérature chez une population avec une PTG. Très peu d'études ont décrit la cinématique dans les autres plans, et les informations données sont conflictuelles.

Pour ce qui est de la comparaison de la cinématique au niveau des implants postéro-stabilisés et des implants préservant les ligaments croisés, aucune étude randomisée prospective n'a comparé la cinématique 3D de ces implants évalués lors de la marche. Certaines études en fluoroscopie pendant un accroupissement ou un demi-pas ont décrit une cinématique plus physiologique chez les sujets avec des implants préservant les ligaments croisés. Cependant, l'activité la plus fréquente des patients avec une prothèse totale du genou est la marche. Il est donc intéressant d'analyser leur cinématique durant cette activité.

L'objectif de ce projet est donc dans un premier temps d'évaluer prospectivement l'évolution de la cinématique 3D du genou suite à la prothèse totale. Dans un deuxième temps, une

comparaison entre la cinématique des patients avec un implant qui préserve les ligaments croisés et un implant postéro-stabilisé sera effectuée.

## **3.2. Méthodologie**

Ce projet a été réalisé en collaboration avec le service d'orthopédie de l'hôpital Notre-Dame du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Toutes les acquisitions biomécaniques ont été réalisées au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Le projet a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche du CHUM et de l'ÉTS.

### **3.2.1. Population à l'étude**

19 patients en attente d'une chirurgie pour prothèse totale du genou ont été recrutés dans la clinique externe d'orthopédie de l'hôpital Notre-Dame. Tous les patients seront opérés par le même chirurgien. Puisqu'un des sous-objectifs est d'évaluer et comparer la cinématique de sujets avec un implant postéro-stabilisé et de sujets avec un implant préservant les croisés, les patients devront être candidats à une prothèse préservant les ligaments croisés pour pouvoir participer à l'étude. Effectivement, les participants à l'étude seront randomisés dans deux groupes, un groupe avec un implant postéro-stabilisé et un groupe avec un implant préservant les deux ligaments croisés. La randomisation se fera peropératoire puisque les critères d'inclusion comportent des éléments constatés lors de la chirurgie. La randomisation s'effectue au moyen d'enveloppes scellées une fois l'indication d'une prothèse préservant les ligaments croisés établie.

Un groupe contrôle constitué de 17 participants (voir calcul de puissance statistique section 3.2.6 Analyse statistique) avec des genoux sains, a ensuite été recruté dans la communauté.

### **3.2.2. Critères d'inclusion**

Les patients en attente d'une prothèse totale du genou désirant participer à l'étude devront remplir les critères d'inclusion suivants :

- Avoir une gonarthrose bicompartimentale avec échec du traitement conservateur
- Être âgé de 65 ans ou moins lors de la consultation préopératoire
- Avoir des ligaments croisés intacts et fonctionnels
- Avoir un malalignement coronal du genou de 10 degrés ou moins
- Avoir une amplitude articulaire préopératoire suffisante, définie par une contracture du genou en flexion maximale de 10 degrés et être capable de fléchir le genou à plus de 90 degrés.
- Durant la chirurgie, l'exposition doit être adéquate pour permettre la conservation des deux ligaments croisés. Pour les patients chez qui une prothèse préservant les deux ligaments croisés serait contre-indiquée, une prothèse postéro-stabilisée sera installée. La collecte de données lors des suivis post-opératoires sera la même pour ces patients

Les participants asymptomatiques seront recrutés à l'aide d'affiches placées au CHUM et à l'ÉTS. Ils devront être âgés de 38 ans ou plus, ne rapporter aucun antécédent de blessure ou d'opération aux membres inférieurs et ne présenter aucune douleur au genou. Finalement, ils ne devront pas souffrir d'arthrose du genou confirmée lors de l'évaluation radiologique.

### **3.2.3. Critères d'exclusion**

- Toutes pathologies pouvant interférer avec les évaluations (par exemple : l'incapacité à marcher sur un tapis roulant)
- Pour des raisons d'instrumentations, les patients obèses sur lesquels il est impossible de fixer l'exosquelette seront exclus
- Les femmes enceintes

- L'analphabétisme, barrière de langue, ou toutes autres raisons empêchant les patients de répondre aux questionnaires subjectifs

### 3.2.4. Collectes de données

**Tableau 1** Liste des évaluations

Évaluation	Tests
Subjective	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Questionnaire KOOS</li> </ul>
Biomécanique	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Analyse de la marche</li> </ul>
Radiologie	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alignement membre inférieur en charge</li> </ul>

Tout d'abord, il s'agit d'une étude prospective, donc tous les sujets avec prothèse totale du genou seront évalués préchirurgie et 12 mois suite à leur chirurgie. Les sujets asymptomatiques quant à eux, ne seront évalués qu'une seule fois. Chaque évaluation comprendra 3 principales sections : une section subjective avec le questionnaire KOOS, une section d'évaluation de la cinématique 3D lors de la marche et une section avec prise de radiographie des membres inférieures pour évaluer l'alignement.

#### **Évaluation subjective**

Au niveau de l'évaluation subjective, les participants devront répondre au questionnaire KOOS. Ce questionnaire a été développé dans les années 1990 pour permettre une évaluation subjective précise et reproductible des patients sur leur problématique du genou. Le questionnaire est divisé en cinq sections : une sur la douleur, une sur les symptômes, une sur les activités de la vie domestique, une sur les activités récréatives et finalement une sur la qualité de vie. Chaque section comprend plusieurs questions dont le patient doit répondre selon 5 choix et chaque choix est associé à un pointage entre 0-4. Un score normalisé (en pourcentage) pour chaque section est par la suite calculé. L'utilisation d'un score totale n'a pas été validée, donc l'analyse doit ce faire section par section. Ce questionnaire permet

d'évaluer l'impact de la chirurgie sur l'amélioration de la douleur, l'amélioration de la fonction du genou, l'amélioration de la qualité de vie des patients.

### **Évaluation biomécanique**

La cinématique 3D sera évaluée lors de la marche. Pour ce faire, la marche sur tapis roulant avec le harnais KneeKG™ sera utilisée. Le harnais KneeKG™ est composé d'un exosquelette fixé à l'aide de bande velcro au niveau du genou. L'exosquelette contient des marqueurs réfléchissants. Le déplacement des marqueurs sera capté par 12 caméras optoélectroniques reliées au système Vicon™ avec une fréquence d'acquisition de 200 Hz. Le tapis roulant (AMTI™) est pourvu de capteurs permettant d'enregistrer la force de réaction au sol. Cette donnée sert ici uniquement à découper le cycle de marche.

Dans un premier temps, une période d'adaptation de 10 minutes de marche sur le tapis roulant sera donnée au participant. Cette période permet au patient de s'habituer à la marche sur tapis roulant, elle sert aussi au patient à déterminer une vitesse de marche confortable.

Ensuite, pour pouvoir représenter précisément le déplacement des os par les marqueurs réfléchissants, un calibrage doit être effectué. Le calibrage des marqueurs utilise la méthode FP («functional and postural method») [61]. Cette méthode permet de définir les centres articulaires ainsi que les systèmes d'axes des différentes structures (pieds, tibia fémur et bassin), puis de mesurer le mouvement de celles-ci. Enfin, la cinématique 3D du genou sera évaluée lors de deux essais de 45 secondes de marche.

Le traitement des données de cinématique a été effectué par une routine de calculs Matlab™ (MathWorks version 2013b) développée au LIO. Aucun filtre n'a été appliqué sur les trajectoires des marqueurs. La méthode de découpage des cycles de marche utilise les forces de réaction au sol. Pour y parvenir, un premier découpage est effectué lorsque la force de réaction au sol atteint à 10% du poids du participant. Dans un deuxième temps, on recule sur la courbe jusqu'à atteindre 2% du poids. Ce point est considéré comme l'instant où le talon du participant touche le sol. Chaque cycle est identifié de cette façon, ensuite, par la méthode de

coefficient de corrélation multiple décrite par Kadaba et coll. [67], seulement les 15 cycles les plus similaires sont gardés.

### **Évaluation radiologique**

L'évaluation radiologique est effectuée à l'aide du système EOS™. Lors de cette évaluation, une image des membres inférieurs entiers sera prise. Cette image sera acquise de face en mise-en-charge complète. Cette radiographie permettra de mesurer l'évolution de l'alignement des membres inférieurs suite à l'arthroplastie totale du genou.

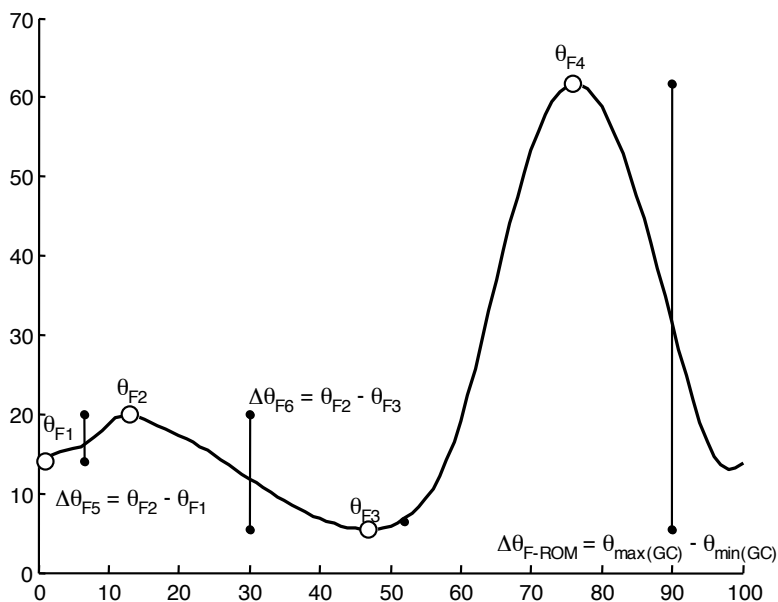
### **3.2.5. Analyse des données**

Suite au traitement des données biomécanique avec MatLab™, les courbes de cinématique des rotations de flexion/extension, d'adduction/abduction et de rotation tibiale interne/externe seront analysées. Pour permettre une interprétation clinique des différents patrons cinématiques, des paramètres spécifiques dans chacune des courbes seront analysés. Chaque paramètre a une signification clinique dans les différentes pathologies. Ces paramètres ont été définis par la revue de la littérature (cf. section 1.4.3 Cinématique genou pathologique).

Les tableaux 2 à 4 présentent une liste ainsi qu'une définition de chacun des paramètres. Les figures 17 à 19 illustrent chacun des paramètres identifiés directement sur la courbe de cinématique.

**Tableau 2** Paramètres plan sagittal

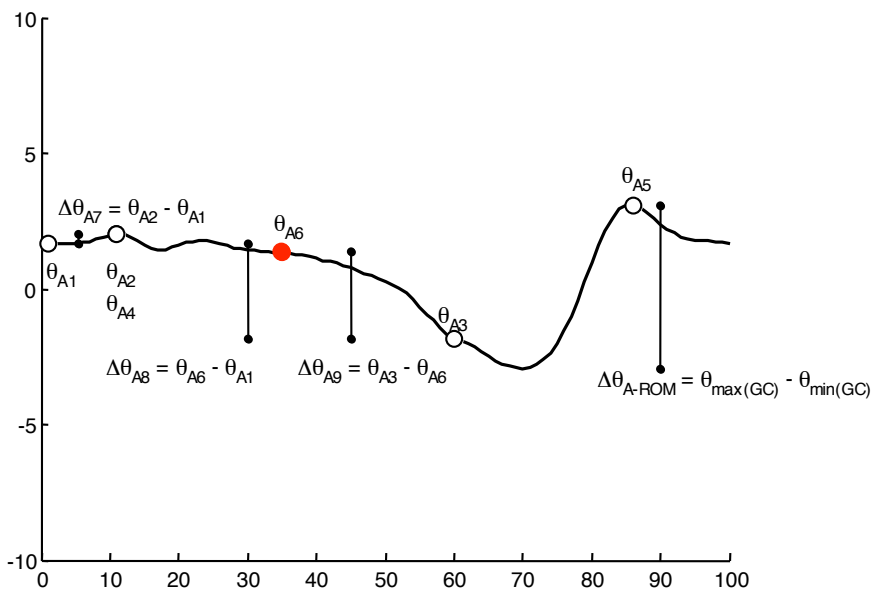
PARAMÈTRES CINÉMATIQUES	DÉFINITION
<b>Paramètres Flexion/ Extension</b>	
Angle au contact au sol	$\theta_{F1}$
Angle maximal durant chargement	$\theta_{F2}$
Angle minimum durant appui	$\theta_{F3}$
Angle maximum durant oscillation	$\theta_{F4}$
Excursion en flexion au chargement	$\Delta\theta_{F5} = \theta_{F2} - \theta_{F1}$
Excursion en extension à l'appui	$\Delta\theta_{F6} = \theta_{F2} - \theta_{F3}$
Amplitude de mouvement	$\Delta\theta_{F-ROM} = \theta_{\max(GC)} - \theta_{\min(GC)}$



**Figure 17** Paramètres dans le plan sagittal

**Tableau 3** Paramètres plan frontal

PARAMÈTRES CINÉMATIQUES	DÉFINITION
<b>Paramètres Adduction/Abduction</b>	
Angle au contact au sol	$\theta_{A1}$
Angle maximal durant chargement	$\theta_{A2}$
Angle à la poussée	$\theta_{A3}$
Pic d'adduction durant l'appui	$\theta_{A4}$
Angle maximum durant oscillation	$\theta_{A5}$
Angle moyen (10-50% GC)	$\theta_{A6}$
Excursion en adduction au chargement	$\Delta\theta_{A7} = \theta_{A2} - \theta_{A1}$
Mouvement angulaire net durant chargement	$\Delta\theta_{A8} = \theta_{A6} - \theta_{A1}$
Mouvement angulaire net durant poussée	$\Delta\theta_{A9} = \theta_{A3} - \theta_{A6}$
Mouvement angulaire net durant appui	$\Delta\theta_{A10} = \theta_{A3} - \theta_{A1}$
Amplitude de mouvement	$\Delta\theta_{A-ROM} = \theta_{\max(GC)} - \theta_{\min(GC)}$

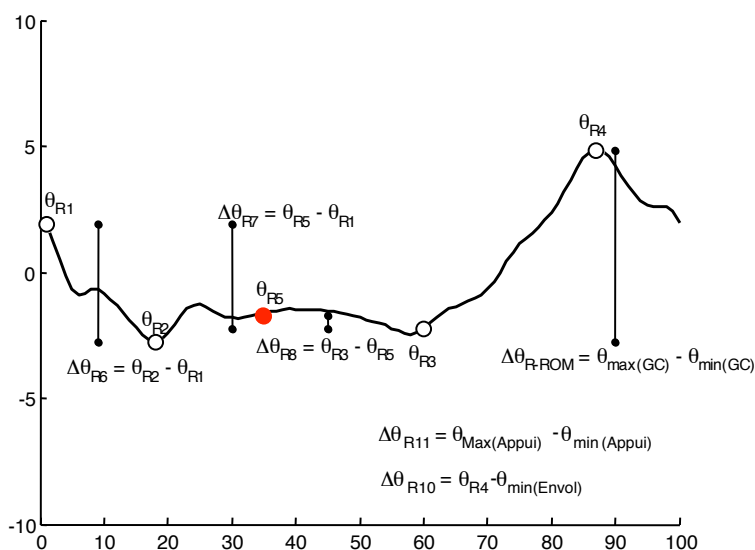


**Figure 18** Paramètres dans le plan frontal



**Tableau 4** Paramètres plan axial

PARAMÈTRES CINÉMATIQUES	DÉFINITION
<b>Paramètres Rotation tibiale interne/externe</b>	
Angle au contact au sol	$\theta_{R1}$
Rotation interne maximale durant chargement	$\theta_{R2}$
Angle à la poussée	$\theta_{R3}$
Rotation externe maximale durant envol	$\theta_{R4}$
Angle moyen (10-50% GC)	$\theta_{R5}$
Excursion en rotation interne au chargement	$\Delta\theta_{R6} = \theta_{R2} - \theta_{R1}$
Mouvement angulaire net durant chargement	$\Delta\theta_{R7} = \theta_{R5} - \theta_{R1}$
Mouvement angulaire net durant poussée	$\Delta\theta_{R8} = \theta_{R3} - \theta_{R5}$
Mouvement angulaire net durant appui	$\Delta\theta_{R9} = \theta_{R3} - \theta_{R1}$
Amplitude de mouvement durant oscillation	$\Delta\theta_{R10} = \theta_{R4} - \theta_{\min(\text{swing})}$
Amplitude de mouvement durant appui	$\Delta\theta_{R11} = \theta_{\max(\text{stance})} - \theta_{\min(\text{stance})}$
Amplitude de mouvement	$\Delta\theta_{R-ROM} = \theta_{\max(\text{GC})} - \theta_{\min(\text{GC})}$



**Figure 19** Paramètres dans plan axial

### 3.2.6. Analyse statistique

Pour déterminer la taille de chaque échantillon, un calcul de puissance a été effectué avec une erreur alpha de 0,05 et une erreur bêta de 0,20. Une étude antérieure [89] révèle que les sujets souffrants de gonarthrose ont un angle d'adduction (valgus) de 6° au contact au sol et un écart type de 3°. Pour pouvoir démontrer la correction projetée de l'angle d'adduction vers une position neutre (entre 0-3 degrés d'adduction) lors de la marche suite à la chirurgie, 17 sujets par groupes sont requis. Pour pallier pour les pertes au suivi, 25 sujets seront recrutés pour le groupe avec prothèse et seulement 17 pour le groupe sain.

Toutes les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide de MatLab™. L'analyse statistique des résultats s'effectuera en deux temps. La première analyse a pour but d'évaluer l'effet de la prothèse sur la cinématique, peu importe l'implant utilisé : postéro-stabilisé (PS) ou préservant les deux ligaments croisés (2C). Tous les sujets ayant une prothèse ont donc été séparés en un groupe préchirurgie et un groupe post-chirurgie. La seconde analyse a pour but d'analyser et comparer l'effet des 2 différents types d'implants.

Pour la première analyse, l'effet de l'arthroplastie totale du genou sur la cinématique 3D, l'analyse statistique sera faite sur les paramètres cinématiques précédemment identifiés. Un test de Shapiro-Wilk sera effectué pour évaluer si la distribution des résultats suit une loi normale. Dans un premier temps, pour comparer l'effet de la prothèse avant et après la chirurgie, un test de Student apparié sera utilisé. Pour les quelques paramètres ne suivant pas une loi normale, le test de Wilcoxon sera utilisé. Ensuite, une ANOVA sera utilisée pour comparer les groupes avant la chirurgie, après la chirurgie et le groupe sain. Le test de Student avec la correction de Bonferroni sera utilisé comme test post-hoc. Finalement, la corrélation de Pearson sera utilisée pour corrélérer les paramètres cinématiques et radiologiques.

Pour la seconde analyse, l'effet sur la cinématique de deux designs d'implant, l'analyse sera aussi effectuée sur les paramètres cinématiques. La normalité des résultats sera aussi évaluée. La première analyse utilisera encore le test de Student apparié pour évaluer l'effet de chaque

design de prothèse séparément. Ensuite, l'ANOVA sera utilisée pour comparer tous les groupes (2C-pré, PS-pré, 2C-post, PS-post et sain). Le test post-hoc sera à nouveau un test de Student corrigé par Bonferroni.

### **3.3. Résultats**

#### **3.3.1. Données Démographiques**

Des 25 sujets recrutés pré-chirurgie, deux ont été exclus de l'étude suite à des complications suite à la chirurgie nécessitant une seconde opération, quatre ont été exclus pour des raisons techniques lors des acquisitions, comme l'impossibilité de faire tenir le harnais ou des erreurs dans un essai de calibration. Il y a donc eu 19 sujets avec prothèse totale du genou qui ont participé à l'étude. Parmi les sujets sains, sur les 17 qui ont été recrutés, 17 ont été inclus dans l'étude.

Les deux groupes sont semblables pour l'âge, le sexe, le poids et la vitesse de marche (Tableau 5). Cependant, ils diffèrent pour la taille et l'indice de masse corporelle. Ces deux paramètres ont été analysés comme co-variables dans les analyses statistiques (ANCOVA), mais pour tous les paramètres cinématiques des plans sagittal et frontal, aucun impact n'a été calculé. Seulement pour le paramètre d'excursion en rotation interne au chargement, qu'une influence de l'IMC a été notée (cf section. 3.3.3.3).

**Tableau 5** Données démographiques groupe préchirurgie et groupe contrôle

Paramètres		Groupe avec PTG	Groupe Contrôle	Valeur <i>P</i>
		n=19	n=17	
		Moy.(EC)	Moy(EC)	
Âge, (années)		60,8(5,5)	56,7(8,0)	0,076
Sexe	H/F	7/12	11/6	0,10
Taille(m)		1,62 (0,08)	1,68 (0,10)	0,045**
Poids (kg)		83,86(14,76)	74,51(15,64)	0,07
IMC* (kg/m <sup>2</sup> )		31,93(4,23)	26,17(4,23)	<0,001**
Vitesse de marche PRÉ		1,6(0,87)	2,1(0,92)	0,40
	POST	1,8(0,93)		

\*IMC : Indice de masse corporelle

\*\* Différence statistique

Dans le groupe chirurgical, 8 sujets avaient une prothèse postéro-stabilisée et 11 sujets avaient un implant préservant les ligaments croisés. L'évaluation des données démographiques des deux groupes montre qu'ils sont semblables pour toutes les caractéristiques analysées (Tableau 6).

**Tableau 6** Données démographiques 2C vs PS

Paramètres		Groupe 2C*	Groupe PS**	Valeur <i>P</i>
		n=11	n=8	
		Moy (EC)	Moy (EC)	
Âge, (années)		58,9 (5,5)	63,5 (4,8)	0,07
Sexe	H/F	7/12	3/5	0,13
Taille(m)		1,62 (0,08)	1,62 (0,06)	0,95
Poids (kg)		84,97 (14,76)	82,35 (15,00)	0,71
IMC* (kg/m <sup>2</sup> )		32,27 (4,23)	31,46 (5,01)	0,69
Vitesse de marche				
(km/h)	PRÉ	1,8 (0,87)	1,4 (0,72)	0,34
	POST	1,8 (0,91)	1,80 (1,01)	0,94

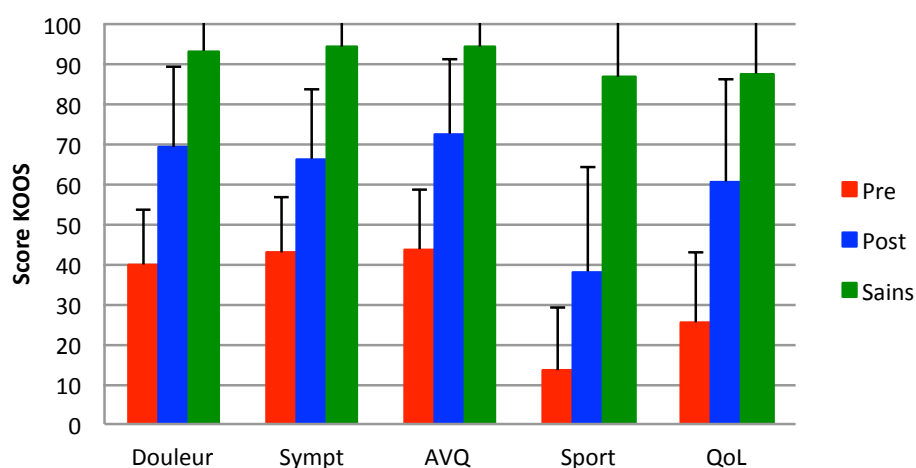
\* 2C : implant préservant les deux ligaments croisés

\*\* PS : implant postéro-stabilisé

\*\*\* IMC : indice de masse corporelle

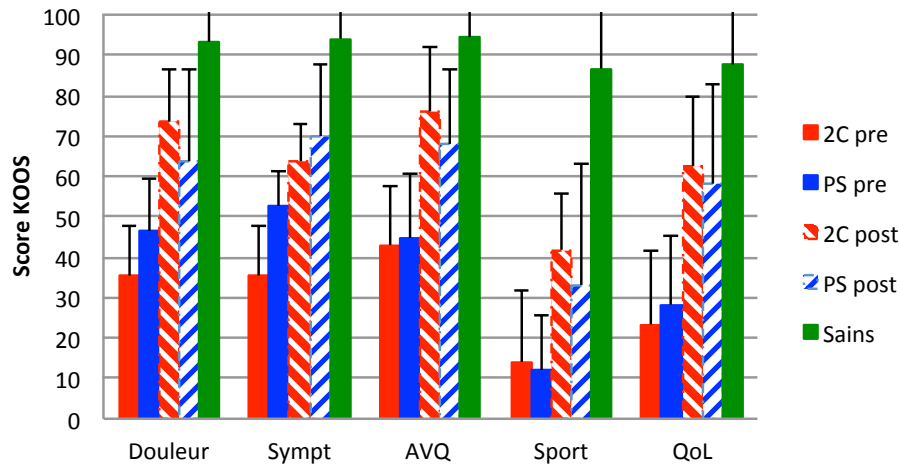
### 3.3.2. Données subjectives

Tout comme rapporté dans la littérature, l'analyse des scores subjectifs montre une diminution de la douleur et une amélioration des symptômes et de la qualité de vie suite à la chirurgie ( $p < 0,001$ ). Un fait intéressant à noter est que malgré une amélioration significative, ces sujets ont un faible score de la section sur les activités récréatives et le sport (Figure 20).



**Figure 20** Résultats KOOS Pré vs Post

Les barres verticales représentent l'écart type.



**Figure 21** Résultats KOOS, 2C vs PS

Les barres verticales représentent l'écart type.

En ce qui concerne les scores des questionnaires subjectifs entre les deux designs d'implants (Figure 21), il n'a pas de différence significative entre les groupes avant la chirurgie. Il n'y a pas non plus de différence entre les groupes suite à la chirurgie. Donc, pour les deux types d'implants, la chirurgie pour prothèse totale du genou améliore les scores subjectifs de façon significative.

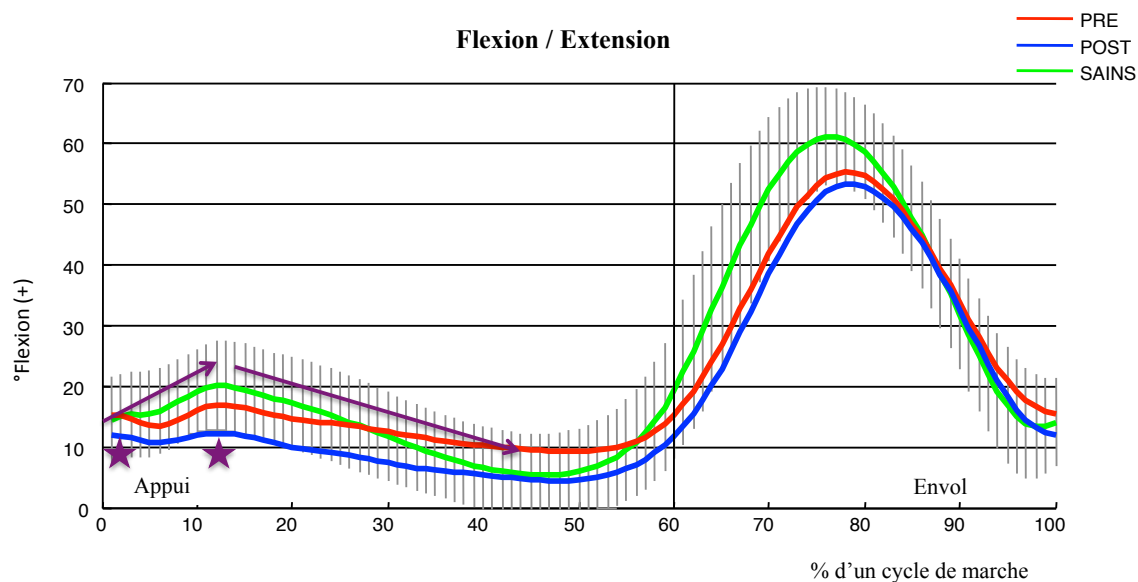
### 3.3.3. Données cinématiques de tous les sujets avec PTG

Comme mentionné précédemment, l'analyse de la cinématique s'effectue en deux temps. Tout d'abord, l'effet de la chirurgie sera évalué par un test de Student sur des variables dépendantes, pré et post chirurgie. Puis, à l'aide d'une ANOVA, les sujets avec une prothèse seront comparés avec un groupe contrôle.

### 3.3.3.1. Plan sagittal pré/post prothèse comparé aux sujets sains

Au niveau de l'évolution de la cinématique dans le plan sagittal (Figure 25), la première constatation en analysant la courbe moyenne des sujets pré et post chirurgie est que les angles maximums de flexion durant la phase d'appui ont diminué suite à la prothèse totale du genou. Plus en détail (Tableau 7), les sujets avec une prothèse du genou ont une attaque au sol avec une jambe plus en extension ( $12^\circ$  de flexion en moyenne, écart type : 8,4) qu'avant la chirurgie ( $15,1^\circ$  de flexion, écart type : 8,4) ( $p$  0,04). Ensuite, lors du chargement, ils ont une excursion en flexion similaire, d'environ  $3^\circ$  (écart type 3,3), et donc un pic de flexion plus faible chez les sujets avec prothèse comparativement aux sujets arthrosiques ( $p$  0,05). Au niveau de l'excursion en flexion, elle est aussi similaire dans les deux groupes. Vers la fin de la phase d'appui, les sujets avec arthrose ont donc une flexion minimale de  $8,7^\circ$  (écart type : 9,3) et les sujets avec prothèse une flexion minimale de  $4,1^\circ$  (écart type : 6,8) (paramètre ne suivant pas une loi normale test Wilcoxon :  $p$  0,23). Durant la phase d'oscillation, les deux groupes sont similaires.

Lorsque ces deux groupes (avant et après prothèse) sont comparés à un groupe de sujets sains à l'aide d'une ANOVA, les valeurs absolues de flexion tout au long de la phase d'appui ne sont plus statistiquement différentes (Tableau 7). Cependant, la comparaison avec un groupe de sujets sains met en lumière la présence, malgré la chirurgie, d'une tendance vers une contracture en flexion subsistant tout au long de la phase d'appui.



**Figure 22** Mouvement de Flexion / Extension : pré/post prothèse comparé aux sujets sains  
 Les barres verticales représentent l'écart type des sujets sains pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans les autres groupes. Les 2 étoiles représentent une différence significative entre la courbe pré et post-PTG. Les deux flèches représentent les mouvements différents entre le groupe chirurgie (pré et post) et le groupe sain.

**Tableau 7** Paramètres cinématiques plan sagittal, Pré vs Post vs Sains

	Pré-PTG n=19	Post-PTG n=19	P (pré vs post)	Sains n=17	P (ANOVA)
Paramètres	Moy (EC)	Moy (EC)		Moy (EC)	
Angle au contact au sol	15,1 (8,4)	12,0 (8,4)	0,03*	14,4 (7,3)	0,46
Angle maximal durant chargement	18,4 (8,8)	14,7 (9,2)	0,005*	20,8 (7,3)	0,10
Angle minimum durant appui	8,7 (9,3)	4,1 (6,8)	0,24	4,9 (7,1)	0,17
Angle maximum durant envol	58,0 (7,7)	55,1 (9,8)	0,07	62,4 (7,2)	0,04*
Excursion en flexion au chargement	3,3 (3,3)	2,7 (2,9)	0,68	6,4 (4,6)	0,008*
Excursion en extension à l'appui	9,7 (4,6)	10,6 (4,4)	0,48	15,9 (7,3)	0,003*
Amplitude de mouvement	50,1 (11,4)	51,2 (13,4)	0,53	57,8 (7,7)	0,10

\* différence statistique



### 3.3.3.2. Plan frontal pré/post prothèse comparé aux sujets sains

Comme spécifié dans la revue de la littérature, l'arthroplastie du genou vise à corriger l'alignement du membre inférieur dans le plan frontal (axe mécanique). Dans le groupe avec prothèse totale du genou, l'évolution de l'axe mécanique, mesuré en statique par radiologie, a été corrigée en position neutre suite à la chirurgie. Par la suite, cette correction a été comparée à l'angle moyen d'adduction lors de la phase d'appui, qui a aussi été corrigé vers une position neutre. Une corrélation avec un  $R^2$  de 0,49 a été établie entre ces deux valeurs ( $p < 0,01$ ) (Tableau 8).

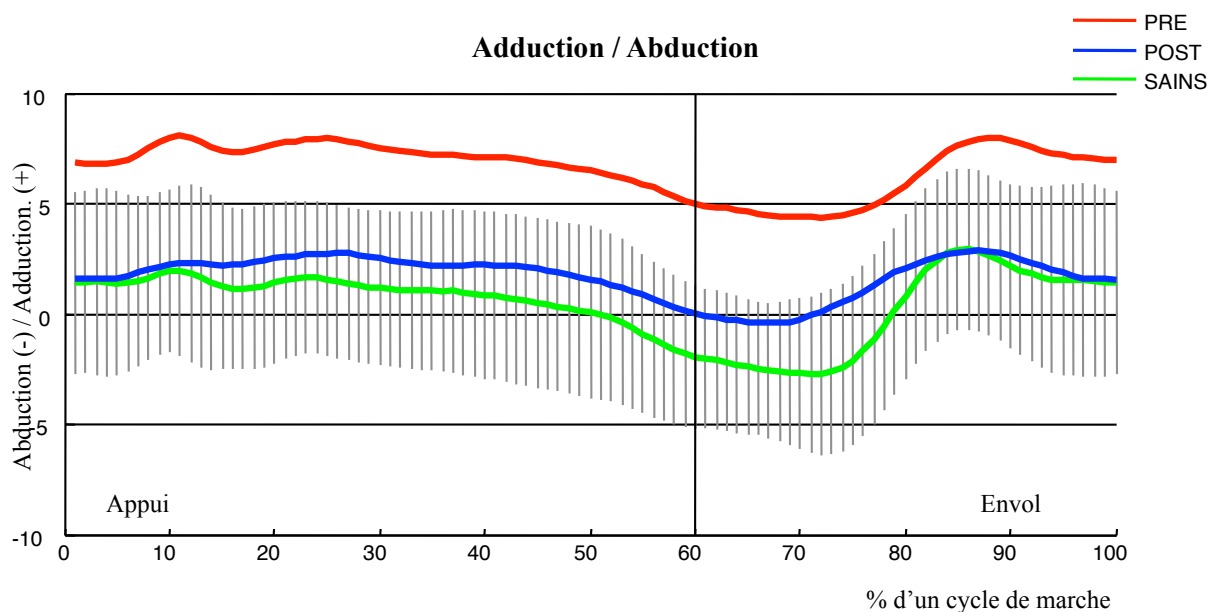
**Tableau 8** Correction alignement membre inférieur

Paramètres	Pré-PTG Moy	Post-PTG Moy	Valeur- <i>P</i>
Axe mécanique mesuré par radiologie	Varus 5,3°	Valgus 0,4°	0,002
Angle moyen d'adduction mesuré à la marche	Add 6,3°	Add 1,7°	<0,001
Corrélation	$R^2$ 0,49	R-ajusté: 0,46	<0,01

La première observation en analysant les courbes moyennes de la cinématique dans le plan frontal (Figure 23) est la correction de l'axe dynamique en position neutre. Effectivement, tous les paramètres cinématiques analysés ont eu une correction de leur valeur absolue suite à la chirurgie (Tableau 9).

Lorsque comparée avec le groupe contrôle, la correction de l'axe dynamique devient flagrante. Les sujets post-chirurgie ont un angle d'adduction moyen (2,3°, écart type : 3,8) semblable à celui du groupe de sujets sains (1,1° écart type : 3,6) ( $p < 0,01$ ). Une autre constatation est que chez les sujets avec une prothèse totale du genou, l'amplitude totale de mouvement dans le

plan frontal diminue suite à la chirurgie. Effectivement, ils ont une position relativement stable tout au long de la phase d'appui et très peu d'amplitude de mouvement lors de la phase d'envol. Tout au long du cycle de marche, les sujets post-PTG ont  $5,8^{\circ}$  (écart type : 2,7) d'amplitude comparativement à  $8,6^{\circ}$  (écart type : 3,1) chez les sujets sains.



**Figure 23** Mouvement d'adduction/abduction : pré/post prothèse comparé aux sujets sains  
 Les barres verticales représentent l'écart type des sujets sains pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans les autres groupes. La principale différence significative dans ce graphique est la correction de l'axe dynamique post-PTG vers le groupe sain.

**Tableau 9** Paramètres cinématiques plan frontal, pré vs post vs sains

Paramètres	Pré-PTG	Post-PTG	P (pré vs post)	Sains	P (ANOVA)
	n=19	n=19		n=17	
	Moy (EC)	Moy (EC)		Moy (EC)	
Angle au contact au sol	6,9 (3,7)	1,6 (3,8)	<0,001*	1,4 (4,1)	<0,001*
Angle maximal durant chargement	8,6 (3,5)	3,2 (4,2)	<0,001*	2,4 (4,0)	<0,001*
Angle à la poussée	5,0 (4,8)	0,0 (3,8)	<0,001*	-2,0 (3,2)	<0,001*
Pic d'adduction durant l'appui	8,9 (3,5)	3,5 (4,1)	<0,001*	2,6 (3,8)	<0,001*
Angle maximum durant envol	8,8 (3,6)	3,7 (4,1)	<0,001*	3,9 (3,8)	<0,001*
Angle moyen (10-50% GC)	7,4 (3,9)	2,3 (3,8)	<0,001*	1,1 (3,6)	<0,001*
Excursion en adduction au chargement	1,7 (1,1)	1,6 (1,3)	0,62	1,0 (0,8)	0,12
Mouvement angulaire net durant chargement	0,5 (2,0)	0,7 (1,5)	0,70	-0,3 (1,1)	0,17
Mouvement angulaire net durant poussée	-2,4 (1,4)	-2,3 (1,4)	0,60	-3,1 (2,1)	0,33
Mouvement angulaire net durant appui	-1,9 (2,8)	-1,6 (1,8)	0,62	-3,4 (2,7)	0,09
Amplitude de mouvement	7,0 (2,9)	5,8 (2,7)	0,09	8,6 (3,1)	0,02*

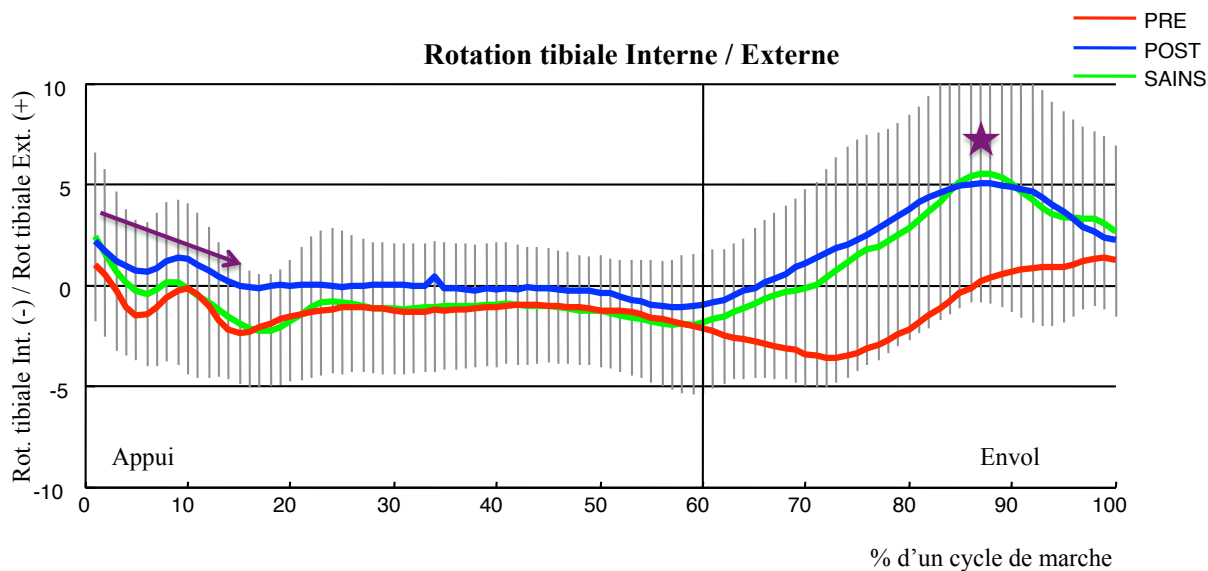
\* différence statistique

### 3.3.3.3. Plan axial pré/post prothèse comparé aux sujets sains

Pour les mouvements dans le plan axial, la principale observation de l'effet de la prothèse est une augmentation générale de la position en rotation tibiale externe durant le cycle de marche (Figure 24). Pendant le chargement, le tibia, suite à la chirurgie, reste en rotation tibiale externe comparativement au groupe préchirurgie. Il en va de même lors de la phase d'envol : dès que le pied quitte le sol, le tibia a un mouvement de rotation tibiale externe comparativement à un léger mouvement en rotation interne suivi d'un mouvement en rotation externe comme chez les sujets arthrosique.

En comparant avec le groupe de sujets sains (Tableau 10), une diminution de l'excursion en rotation interne au chargement est observée suite à la chirurgie. (Post : amplitude de 3,4° écart

type : 1,6 ; Sains : amplitude de 5,4° écart type : 2,4  $p$  0,02). Comme mentionné précédemment, pour ce paramètre, la différence statistique est entre autres attribuable à l'IMC. De plus, les sujets des trois groupes présentent peu de mouvement durant le reste de la phase d'appui. Finalement, durant la phase d'envol, une correction vers le groupe de sujets sains est observée suite à la chirurgie.



**Figure 24** Mouvement de rotation tibiale interne/ externe : pré/post prothèse comparé aux sujets sains.

Les barres verticales représentent l'écart type des sujets sains pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans les autres groupes. La flèche représente le paramètre d'excursion en rotation interne au chargement, différent chez le groupe post-PTG par rapport au groupe sain. L'étoile représente l'angle de rotation externe maximal qui est corrigé suite à la chirurgie.

**Tableau 10** Paramètres cinématique plan axial : pré vs post vs sains

Paramètres	Pré-PTG	Post-PTG	P (pré vs post)	Sains	P (ANOVA)
	n=19	n=19		n=17	
	Moy (EC)	Moy (EC)		Moy (EC)	
Angle au contact au sol	1,0 (2,7)	2,2 (2,9)	0,11	2,4 (4,2)	0,37
Rotation interne max durant chargement	-2,5 (2,1)	-1,6 (2,6)	0,29	-2,8 (3,3)	0,37
Angle à la poussée	-2,1 (2,2)	-0,9 (2,5)	0,19	-1,8 (3,5)	0,4
Rotation externe max durant envol	3,1 (3,9)	6,8 (4,5)	<b>0,003*</b>	7,1 (6,0)	<b>0,03*</b>
Angle moyen (10-50% GC)	-1,3 (2,3)	0,0 (2,1)	0,24	-1,2 (3,0)	0,23
Excursion en rotation interne au chargement	4,2 (2,5)	3,4 (1,6)	0,15	5,4 (2,4)	<b>0,03*</b>
Mouvement angulaire net durant chargement	-2,3 (2,5)	-2,2 (2,3)	0,97	-3,6 (2,6)	0,18
Mouvement angulaire net durant poussée	-0,8 (1,4)	-0,9 (1,8)	0,88	-0,7 (1,8)	0,90
Mouvement angulaire net durant appui	-3,1 (3,1)	-3,1 (3,5)	0,96	-4,2 (3,0)	0,49
Amplitude de mouvement durant envol	8,5 (3,4)	8,9 (5,4)	0,74	10,6 (4,1)	0,32
Amplitude de mouvement durant appui	5,5 (1,9)	5,6 (2,0)	0,84	6,5 (2,1)	0,26
Amplitude de mouvement	9,1 (3,4)	9,7 (5,4)	0,62	11,5 (4,4)	0,26

\* différence statistique

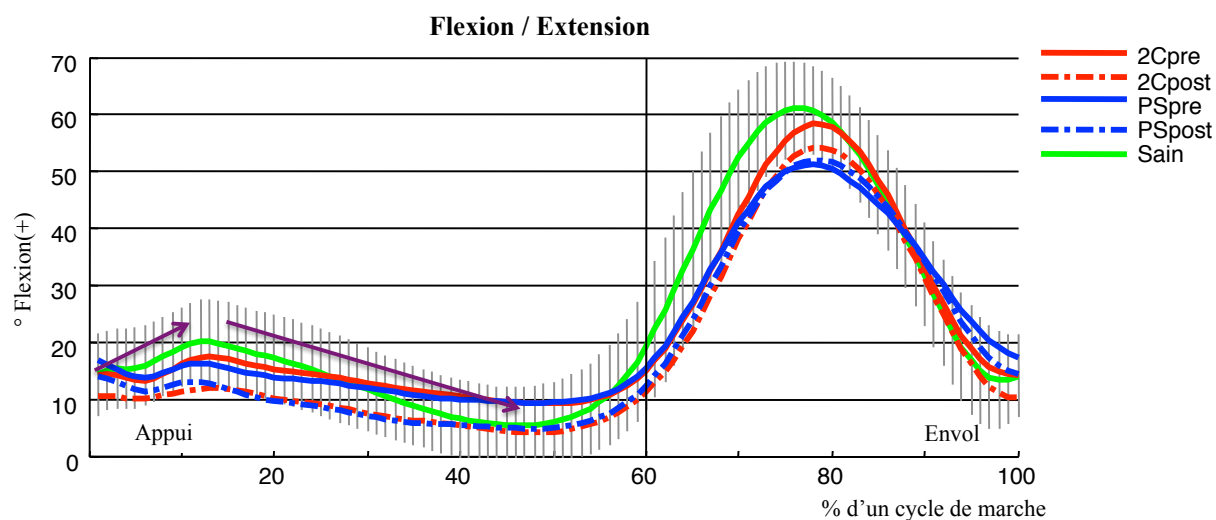
### 3.3.4. Données cinématiques, comparaison des 2 types d'implants avec les sujets sains

#### 3.3.4.1. Plan Sagittal : PS vs 2C et comparaison avec les sujets sains

Lorsque les implants sont analysés séparément, par un test de Student apparié (pré vs post de chaque implant séparément) une diminution de l'angle de flexion est observée tout au long de la courbe (Figure 25) pour les deux implants. Pour l'implant préservant les ligaments croisés, cette diminution est statistiquement différente lors du chargement ( $p$  0,02). Tandis que pour

l'implant postéro-stabilisé, la différence est significative au niveau de la fin de la phase d'appui ( $p 0,03$ ) (Tableau 11).

Cependant, lors que la cinématique des deux implants est comparée ensemble et avec un groupe de sujets sains, aucune différence significative n'est observée. Il n'y a donc aucune différence entre les types d'implants et les sujets sains dans le plan sagittal.



**Figure 25** Données dans le plan sagittal (2C vs PS vs groupe Sains)

Les barres verticales représentent l'écart type des sujets sains pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans les autres groupes. Les flèches représentent les mouvements d'excursion en flexion puis d'excursion en extension présents chez les sujets sains, mais absents chez les sujets post-PTG.

**Tableau 11** Paramètres cinématiques plan sagittal : 2C vs PS vs Sains

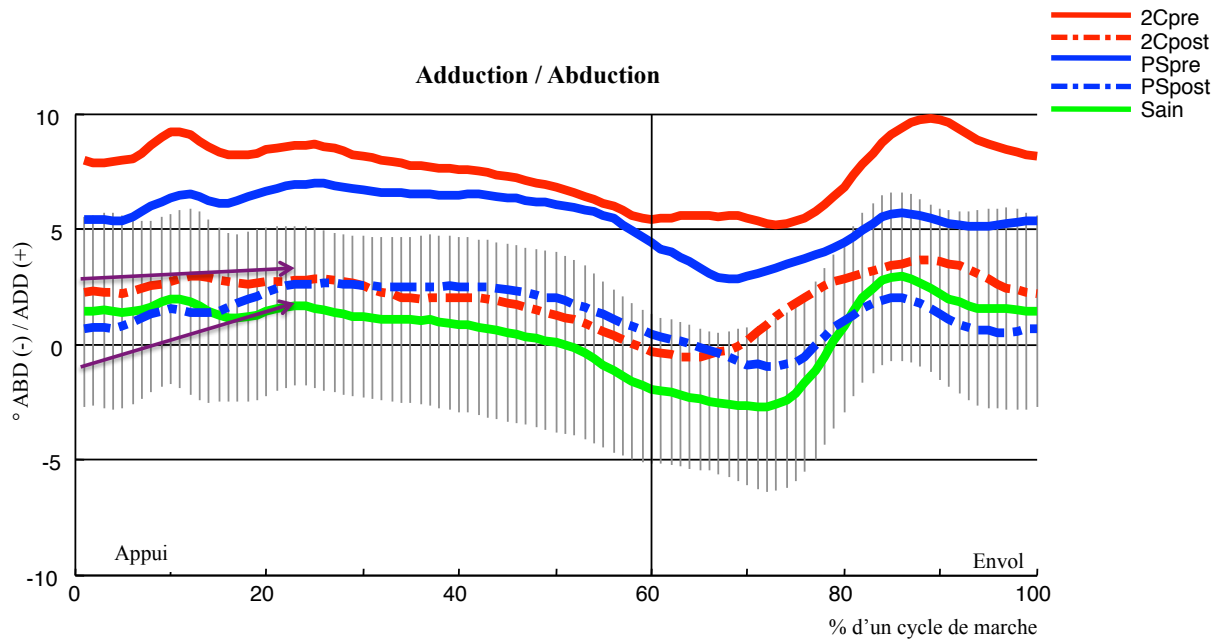
Paramètres	2C Pre	PS Pre	2C Post	PS Post	Sains	<i>P</i> (ANOVA)
	n=11 Moy (EC)	n=8 Moy (EC)	n=11 Moy (EC)	n=8 Moy (EC)	n=17 Moy (EC)	
Angle au contact au sol	14,2 (9,9)	16,3 (6,2)	10,4 (8,3)	14,0 (8,6)	14,4 (7,3)	0,62
Angle maximal durant chargement	19,1 (10,4)	17,5 (6,7)	13,6 (9,3)	16,1 (9,4)	20,8 (7,3)	0,28
Angle minimum durant appui	8,5 (10,9)	9,0 (7,3)	4,0 (7,2)	4,2 (6,7)	4,9 (7,1)	0,48
Angle maximum durant envol	59,6 (8,4)	55,9 (6,6)	54,7 (11,7)	55,6 (7,2)	62,4 (7,2)	0,11
Excursion en flexion au chargement	4,9 (3,5)	1,1 (1,2)	3,2 (2,8)	2,1 (3,0)	6,4 (4,6)	0,004*
Excursion en extension à l'appui	10,6 (5,0)	8,5 (3,9)	9,6 (3,7)	11,9 (5,1)	15,9 (7,3)	0,008*
Amplitude de mouvement	52,3 (10,5)	47,0 (12,7)	50,8 (14,5)	51,6 (12,8)	57,8 (7,7)	0,21

\* différence statistique

**3.3.4.2. Plan Frontal : PS vs 2C et comparaison avec les sujets sains**

L'axe dynamique dans le plan frontal, comme démontré précédemment, est corrigé suite à la prothèse totale du genou, et ce, peu importe l'implant utilisé. Il y a donc, pour tous les paramètres analysés, une correction de l'angle d'adduction préopératoire vers un angle neutre (Tableau 12).

Si les trois groupes sont comparés entre eux (PS, 2C, Sains), une modification de la cinématique lors du chargement est observée (Figure 26). Le groupe ayant un implant préservant les ligaments croisés, tout comme le groupe contrôle, ont une excursion en adduction plus faible que le groupe avec un implant postéro-stabilisé ( $p$  0,02).



**Figure 26** Données dans le plan frontal (2C vs PS vs groupe Sains)

Les barres verticales représentent l'écart type des sujets sains pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans les autres groupes. Les flèches représentent l'excursion en varus au chargement, qui est augmenté chez le groupe PS post-chirurgie.



**Tableau 12** Paramètres cinématiques plan frontal : 2C vs PS vs Sains

Paramètres	2C Pre	PS Pre	2C Post	PS Post	Sains	P (ANOVA)
	n=11	n=8	n=11	n=8	n=17	
	Moy (EC)	Moy (EC)	Moy (EC)	Moy (EC)	Moy (EC)	
Angle au contact au sol	8,0 (3,1)	5,4 (4,1)	2,3 (4,3)	0,7 (3,1)	1,4 (4,1)	<0,001*
Angle maximal durant chargement	9,7 (3,0)	7,2 (3,8)	3,6 (5,0)	2,7 (2,9)	2,4 (4,0)	<0,001*
Angle à la poussée Pic d'adduction durant l'appui	5,4 (4,5)	4,4 (5,5)	-0,3 (4,3)	0,4 (3,4)	-2,0 (3,2)	<0,001*
Angle maximum durant envol	9,8 (2,9)	7,6 (4,0)	3,7 (4,9)	3,3 (3,1)	2,6 (3,8)	<0,001*
Angle moyen (10-50% GC)	10,1 (2,9)	7,0 (3,8)	4,3 (4,9)	2,9 (3,0)	3,9 (3,8)	<0,001*
Excursion en adduction au chargement	8,0 (3,8)	6,5 (4,2)	2,3 (4,4)	2,2 (3,2)	1,1 (3,6)	0,16
Mouvement angulaire net durant chargement	1,8 (1,2)	2,2 (1,5)	1,4 (1,1)	2,6 (1,5)	1,2 (0,8)	0,04*
Mouvement angulaire net durant poussée	0,1 (2,0)	1,1 (1,8)	0,0 (1,0)	1,6 (1,6)	-0,3 (1,1)	0,04*
Mouvement angulaire net durant appui	-2,6 (1,1)	-2,1 (1,7)	-2,7 (1,0)	-1,8 (1,7)	-3,1 (2,1)	0,49
Amplitude de mouvement	-2,6 (3,0)	-1,0 (2,5)	-2,6 (1,1)	-0,2 (1,8)	-3,4 (2,7)	0,04
	7,3 (3,6)	6,7 (1,7)	5,6 (1,9)	6,0 (3,7)	8,6 (3,1)	0,72

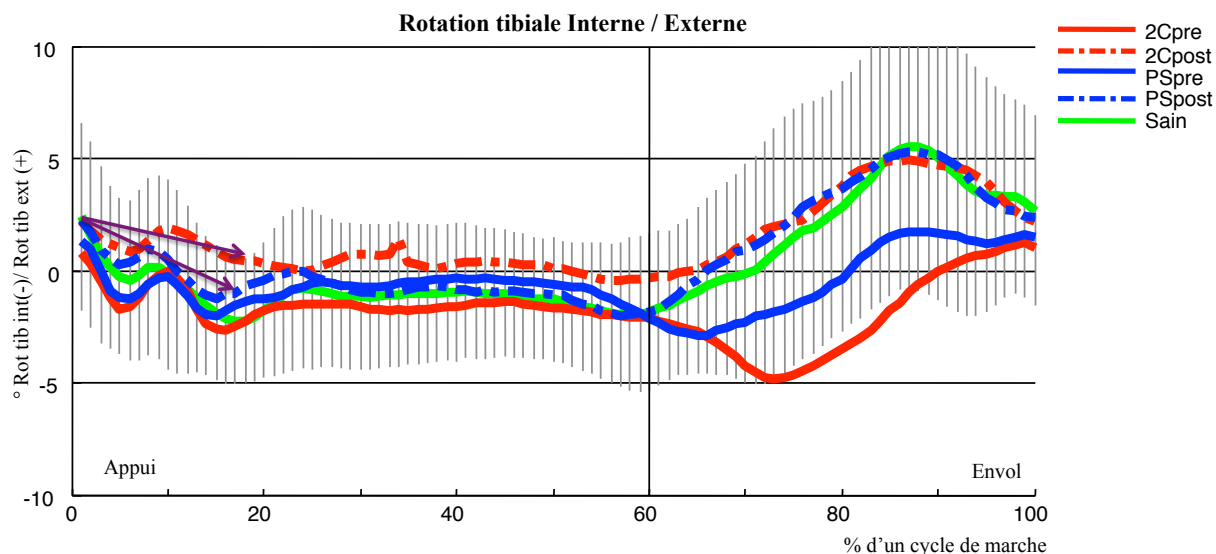
\* différence statistique

**3.3.4.3. Plan Axial : PS vs 2C et comparaison avec les sujets sains**

Les sujets des deux groupes de prothèses montrent une diminution de la rotation tibiale interne lors du chargement par rapport aux sains (Figure 27). Lors de la phase d'appui, très peu de mouvement en rotation axiale est observé dans les deux groupes de prothèses. Finalement,

pendant la phase d'oscillation, une modification de la cinématique vers la rotation tibiale externe est enregistrée pour les groupes de prothèses.

Tout comme pour le plan frontal, la principale différence mesurée lors de la comparaison des deux groupes avec prothèses et du groupe contrôle, est observée durant la phase de chargement (Tableau 13). Les sujets avec un implant postéro-stabilisé ont un mouvement de rotation tibiale interne plus important (moyenne :  $4,2^\circ$  écart type : 2,0) que les sujets avec un implant préservant les ligaments croisés (moyenne :  $2,8^\circ$  écart type : 1,2) ( $p$  0,04). Les sujets du groupe contrôle ont aussi une excursion en rotation interne plus importante au chargement.



**Figure 27** Données cinématiques dans le plan axial (2C vs PS vs groupe Sains)

Les barres verticales représentent l'écart type des sujets sains pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans les autres groupes. Les flèches représentent le mouvement de rotation tibiale interne au chargement qui est plus important chez les sujets PS post-PTG.

**Tableau 13** Paramètres cinématiques plan axial : 2C vs PS vs Sains

Paramètres	2C Pre	PS Pre	2C Post	PS Post	Sains	P (ANOVA)
	n=11 Moy (EC)	n=8 Moy (EC)	n=11 Moy (EC)	n=8 Moy (EC)	n=17 Moy (EC)	
Angle au contact au sol	0,8 (1,6)	1,3 (3,8)	2,1 (3,1)	2,3 (2,9)	2,4 (4,2)	0,61
Rotation interne max durant chargement	-2,7 (2,4)	-2,4 (1,9)	-1,1 (2,5)	-2,3 (2,6)	-2,8 (3,3)	0,56
Angle à la poussée	-2,1 (2,3)	-2,1 (2,1)	-0,3 (2,4)	-1,8 (2,7)	-1,8 (3,5)	0,59
Rotation externe max durant envol	2,6 (1,7)	3,7 (5,8)	6,9 (3,6)	6,7 (5,9)	7,1 (6,0)	0,11
Angle moyen (10-50% GC)	-1,6 (2,3)	-0,8 (2,3)	0,5 (2,1)	-0,8 (1,8)	-1,2 (3,0)	0,33
Excursion en rotation interne au chargement	4,5 (2,6)	3,9 (2,5)	2,8 (1,2)	4,2 (2,0)	5,4 (2,4)	0,04*
Mouvement angulaire net durant chargement	-2,4 (2,7)	-2,1 (2,3)	-1,6 (1,6)	-3,0 (3,0)	-3,6 (2,6)	0,21
Mouvement angulaire net durant poussée	-0,5 (1,0)	-1,3 (1,7)	-0,8 (2,2)	-1,1 (1,3)	-0,7 (1,8)	0,94
Mouvement angulaire net durant appui	-2,9 (3,0)	-3,4 (3,4)	-2,4 (3,2)	-4,1 (3,8)	-4,2 (3,0)	0,54
Amplitude de mouvement durant envol	8,6 (2,6)	8,4 (4,5)	8,7 (4,4)	9,2 (6,9)	10,6 (4,1)	0,68
Amplitude de mouvement durant appui	5,7 (1,9)	5,2 (2,0)	5,2 (1,7)	6,3 (2,4)	6,5 (2,1)	0,31
Amplitude de mouvement	9,4 (2,2)	8,7 (4,7)	9,4 (4,6)	10,1 (6,7)	11,5 (4,4)	0,59

\* différence statistique

### 3.4. Discussion

La problématique de l'insatisfaction suite aux prothèses totales du genou a un impact grandissant dans la société. Effectivement, avec le vieillissement de la population, et donc l'augmentation de la prévalence de la gonarthrose, le nombre de prothèses totales du genou effectué chaque année est en constante augmentation, une augmentation de 21,5% sur cinq ans a été rapportée par le Registre des remplacements articulaires canadien [37]. Cependant, l'insatisfaction des patients suite à leur prothèse totale demeure constante depuis plusieurs années[6]. L'insatisfaction des patients est principalement due à une douleur persistante et à une perception de mauvaise fonction articulaire. Il est vrai que le genou est une articulation complexe d'un point de vue anatomique et biomécanique, ce qui fait d'elle une articulation difficile à reproduire. C'est pourquoi certains chirurgiens tentent d'introduire à nouveau une prothèse préservant le plus de structures possible au niveau du genou, les prothèses préservant les ligaments croisés. Avec l'amélioration des technologies d'analyse du mouvement, il a été possible de décrire et comprendre la cinématique du genou lors de la marche chez des sujets normaux. L'utilisation de cette technologie pour décrire la cinématique suite à une prothèse totale du genou demeure sous-utilisée. C'est dans cette optique que cette étude s'intéresse à l'évolution prospective de la cinématique 3D suite à l'arthroplastie totale du genou pour permettre une meilleure compréhension de l'effet de la chirurgie sur la cinématique lors de la marche. En plus, l'analyse et la comparaison de l'effet de ces deux designs d'implant, postéro-stabilisé et préservant les ligaments croisés, ont aussi été effectuées. De plus, pour permettre une meilleure compréhension de la cinématique après une prothèse, un groupe de sujets sains composé de participants du même âge, mais n'ayant aucune pathologie des membres inférieurs, a été recruté.

Tout d'abord, les résultats des scores subjectifs semblent montrer que la prothèse est efficace pour diminuer la douleur et améliorer la fonction articulaire. Dans ce groupe de patients, aucun n'était insatisfait de sa prothèse ni n'avait une douleur insupportable. Comme mentionné précédemment, il est intéressant de noter qu'il y a un faible score au niveau des activités récréatives post-chirurgie. Ce faible score pourrait être secondaire aux limitations

imposées par la PTG. Une autre hypothèse pour expliquer ces limitations serait une détérioration de leur condition physique pré-chirurgie ainsi que leur habitude de vie pré-chirurgie. Lorsque les deux types d'implants sont analysés, les scores subjectifs sont similaires suite à la chirurgie. Les deux types d'implants ont donc un effet positif sur les scores subjectifs.

Pour ce qui est de l'évolution de la cinématique suite à l'implantation d'une prothèse totale du genou, plusieurs altérations par rapport à la cinématique d'un genou sain sont observables dans tous les plans. Tout d'abord, pour la cinématique du mouvement de flexion / extension, la première constatation est une diminution de l'angle de flexion tout au long du cycle de marche. Une diminution de l'angle de flexion au contact au sol est probablement associée à une diminution du flexum qui peut être retrouvé chez les sujets arthrosiques. Par contre, une diminution de l'excursion en flexion au chargement, et de l'excursion en extension vers la fin de la phase d'appui peut être expliquée par deux différentes raisons. Certains auteurs avancent que cette démarche est utilisée pour stabiliser le genou et diminuer les impacts et les forces de cisaillement au genou [102]. D'autres auteurs croient plutôt que cette démarche est secondaire à l'apprentissage d'un mauvais patron de marche avant la chirurgie, qui n'a jamais été corrigé en réadaptation suite à la chirurgie [56, 108-110]. Ces deux explications sont probablement à l'origine de cette altération. Effectivement, dans le groupe préchirurgie, une contracture en flexion était déjà présente, c'est seulement l'angle de la contracture qui a diminué suite la chirurgie, soit par une diminution de la douleur, de l'inflammation ou par la correction de l'alignement.

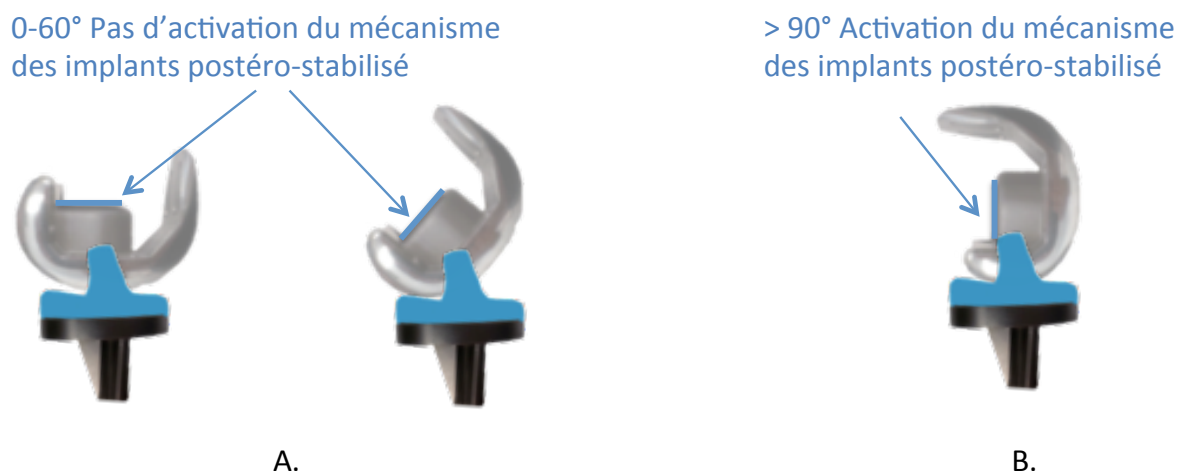
Dans le plan frontal, l'observation la plus importante est la correction de l'alignement dynamique. C'est-à-dire que suite à la chirurgie, le patron de marche est en position neutre. La chirurgie vise à corriger l'alignement statique pour augmenter la survie de l'implant. Cependant, malgré une corrélation entre l'alignement statique et dynamique lors de la marche chez des patients arthrosiques établis par Mündermann [82], certains auteurs ont remis en question l'habileté de la PTG à corriger la cinématique dans le plan frontal du genou [104].

Les résultats de ce projet tendent à montrer une correction de la cinématique dans le plan frontal. Cette correction est corrélée modérément avec la correction de l'axe mécanique statique. Cependant, une autre constatation est que la prothèse totale du genou contraint le mouvement dans le plan frontal en diminuant l'amplitude totale dans ce plan. Cette contrainte pourrait possiblement être due à une balance ligamentaire trop serrée. La forme des implants pourrait aussi expliquer cette limitation des mouvements dans le plan frontal.

En analysant les mouvements de rotations tibiales, il est plus difficile d'observer des différences significatives suite à la chirurgie simplement parce que l'amplitude de mouvement est faible et qu'une grande variabilité existe dans la population. C'est pour ces deux raisons que la cinématique est très peu décrite dans le plan axial. Tout de même, le mouvement d'excursion en rotation interne durant le chargement est diminué chez le groupe avec une prothèse. En fait, suite à la chirurgie, les sujets sont plus en rotation tibiale externe, tout au long de la phase d'appui. Ceci est un fait intéressant et probablement explicable par la peur qu'ont les chirurgiens d'avoir une malrotation de la prothèse. Si la position de l'implant fémoral par rapport au fémur est en rotation interne ou la position de l'implant tibial par rapport au tibia est en rotation interne, un désalignement combiné des deux implants en rotation tibiale interne par rapport au fémur est mesurable. Ce désalignement a été associé à une augmentation de la douleur suite à la chirurgie [111-113]. Il est donc coutume, durant la chirurgie, d'augmenter de quelques millimètres en rotation externe l'implant tibial pour s'assurer qu'il n'y aura pas de désalignement en rotation tibiale interne. Effectivement, la rotation tibiale externe relative semble être garante de meilleurs résultats suite à la chirurgie [111].

Le fait de préserver les ligaments croisés permet, en théorie, une cinématique du genou plus près de celle des sujets sains. Les résultats présentés lors de ce rapport suggèrent une amélioration de la stabilité du genou lors de la phase de chargement dans le plan frontal et axial avec un implant préservant les ligaments croisés.

Dans le plan sagittal, les deux implants montrent une correction semblable. Effectivement, comme expliquée précédemment, une diminution de l'angle de flexion au contact au sol et de l'angle de contracture en flexion est observable. Cependant, la contracture lors du chargement et lors de la fin de la phase d'appui n'est pas corrigée avec aucun des implants. Cette cinématique semblable entre les implants est probablement expliquée par le fait que le mécanisme des implants postéro-stabilisés améliorant la cinématique du genou s'active seulement lors de mouvement de flexion importante. Lors de la marche, l'amplitude totale de flexion est donc trop faible pour activer ce mécanisme (Figure 28).



**Figure 28** Activation mécanisme postéro-stabilisé lors de la flexion

(a) pas d'activation du mécanisme lors d'une amplitude physiologique à la marche. (b) lors de flexion importante, il y a une activation du mécanisme qui permet de reproduire le «fémoral roll back»

Dans le plan frontal, les deux implants corrigent de façon similaire l'angle d'adduction lors de la marche. Cette correction rapproche les sujets avec une prothèse des sujets sains. De plus, les deux implants limitent l'amplitude de mouvement dans ce plan. Ceci laisse effectivement supposer que le balancement ligamentaire peut jouer un rôle dans cette contrainte de la prothèse. Par contre, une différence entre les implants est aussi observable durant la phase de chargement. En effet, les implants postéro-stabilisés montrent une augmentation de

l'excursion en adduction lors du chargement. Cette excursion en adduction, un «varus trust», est considérée comme une instabilité du genou lors du chargement. Chang [27] décrit ce varus trust comme une incapacité de stabiliser le genou pour contrer le moment d'adduction, ce qui provoque un varus soudain lors du chargement. Cette instabilité du genou pourrait entre autres expliquer les résultats présentés par Pritchett [58] qui montraient une préférence des patients pour les implants préservant les deux ligaments croisés et pour qui ce phénomène est moins observable.

Dans le plan axial, la même altération vers une rotation tibiale externe augmentée est visible chez les deux implants. Cependant, tout comme dans le plan frontal, les sujets avec un implant préservant les deux ligaments croisés ont une amplitude de mouvement en rotation tibiale interne plus faible que les sujets avec un implant postéro-stabilisé. Il est intéressant de noter qu'un mouvement de rotation tibiale interne augmentée au chargement est associé avec une apparition de douleur péripatellaire [73]. Cependant, dans le présent projet, les sujets du groupe contrôle ont aussi une amplitude de rotation tibiale interne augmentée au chargement. Ce projet ne permet donc pas de se prononcer sur l'impact de ce mouvement sur la prothèse. Il est tout de même possible de supposer que les sujets avec un implant préservant les ligaments croisés ont une meilleure stabilité en rotation axiale lors du chargement.

Finalement, les deux types d'implants semblent en général avoir un effet similaire sur la cinématique 3D mesurée lors de la marche. Cependant, la principale différence entre les implants est mesurée lors du chargement. Ceci peut être expliqué par le fait que la phase de chargement est la phase où le genou subit la plus grande force. Les implants préservant les ligaments croisés semblent donc avoir une meilleure stabilité lors d'une augmentation des forces dans le genou, qui est mesurable dans le plan frontal et axial. Cette meilleure stabilité pourrait être causée par la préservation du ligament croisé antérieur dont les principaux rôles sont justement de stabiliser le genou en varus et en rotation tibiale interne.



En résumé, cette étude avait un but observationnel pour permettre une meilleure compréhension de l'impact de l'arthroplastie totale du genou sur la cinématique 3D lors de la marche. Les résultats suggèrent une amélioration de la cinématique, principalement dans le plan frontal. Pour le plan sagittal, une amélioration de l'angle de flexion est observable, mais les patients avec une prothèse totale du genou préservent une certaine contracture en flexion durant la phase d'appui. Une modification en rotation tibiale externe est mesurable suite à la chirurgie, probablement secondaire à la crainte d'un désalignement des implants en rotation tibial interne, qui a été associée à une douleur suite à la chirurgie. Pour ce qui est des différences entre les implants, l'analyse des résultats montre une tendance des implants préservant les deux ligaments croisés à redonner une plus grande stabilité au genou durant la phase de chargement, particulièrement dans le plan frontal et axial, suite à la chirurgie.

## **4. Étude #2 : Douleur post-prothèse totale du genou : lien avec la cinématique 3D**

Comme spécifié en avant propos, il s'agit ici d'une analyse des résultats préliminaires.

### **4.1. Rappel de la problématique**

Plusieurs études ont démontré que 15-20 % des patients, suite à la prothèse totale du genou (PTG), étaient insatisfaits [4-6]. Un pourcentage élevé de ces patients rapporte des douleurs antérieures du genou [53-56]. Plusieurs causes biomécaniques ont été associées à ces mêmes symptômes chez une population sans prothèse et souffrant d'un syndrome fémoro-patellaire [73, 74]. Cependant, une seule étude s'est intéressée à la cinématique des patients souffrant de douleur post-PTG et ce, seulement dans le plan sagittal. L'étude précédente montre l'intérêt d'analyser des facteurs biomécaniques également dans les deux autres plans, soit le plan frontal et le plan axial, pour une meilleure compréhension des phénomènes. L'objectif de cette étude est d'analyser et de comparer la cinématique 3D du genou de patients souffrant de douleur post-PTG et de patients post-PTG asymptomatiques.

### **4.2. Méthodologie**

Cette étude a été réalisée conjointement avec le département d'orthopédie de l'hôpital Jean-Talon de Montréal. Toutes les acquisitions ont eu lieu à l'hôpital Jean-Talon. Compte tenu de la participation de chercheurs de différents centres et l'absence de comité d'éthique de la recherche à l'hôpital Jean-Talon, le projet a été soumis et approuvé par les comités

scientifiques et éthiques du CHUM et de l'ÉTS. Par la suite, la direction de services professionnels de l'hôpital Jean-Talon a approuvé le projet.

#### **4.2.1. Population étudiée**

Puisqu'il s'agit d'une étude rétrospective sur la douleur suite à la prothèse totale du genou, tous les patients ayant été opérés pour une prothèse totale du genou primaire entre octobre 2012 et octobre 2013 par trois chirurgiens orthopédistes de l'hôpital ont été approchés. Deux groupes de patients ont été recrutés, un premier groupe souffrant de douleur antérieure au genou depuis la chirurgie et un second groupe asymptomatique depuis leur arthroplastie totale du genou. Le recrutement s'est fait par appel téléphonique. Un questionnaire, la section douleur du KOOS, a servi à classer les patients qui étaient intéressés à participer dans leur groupe respectif.

Un premier groupe de 20 sujets ayant bénéficié d'une arthroplastie du genou et souffrant de gonalgie chronique d'origine inconnue seront recrutés. À ce jour, 11 sujets ont été recrutés et analysés.

Un second groupe de 20 participants ayant aussi bénéficié d'une prothèse totale du genou, mais asymptomatique et associés pour l'âge, le sexe, l'indice de masse corporelle et la présence d'une prothèse bilatérale seront recrutés. À ce jour, 11 sujets ont été recrutés et analysés.

#### **4.2.2. Critères d'inclusion**

Le premier groupe (douleur) sera formé de 20 patients avec une prothèse totale du genou depuis 12-24 mois. Aucun critère d'âge n'est établi. Les patients devront avoir été opérés par les docteurs Pierre Ranger, Julio Fernandes et Hai Nguyen. Pour diminuer les facteurs

confondants, les patients devront tous avoir reçu la même prothèse, la prothèse Genesis™ de Smith and Nephew, prothèse standard utilisée à l'hôpital Jean-Talon. Tous les patients ont aussi eu un resurfaçage de la rotule. De plus, il devra s'agir d'une prothèse primaire, n'ayant aucune contrainte. La présence de douleur sera évaluée par téléphone lors du recrutement. Un score de plus de 6/20 aux questions relatives à la douleur du score KOOS [4, 114] sera utilisé comme critère d'inclusion dans le groupe douleur.

Le second groupe (sans douleur), formé de 20 sujets avec la même prothèse totale du genou et opéré par les mêmes chirurgiens, sera recruté sur la liste opératoire. L'absence de symptôme sera aussi évaluée lors du recrutement téléphonique. Effectivement, un score de 4 ou moins dans la partie douleur du questionnaire KOOS est nécessaire.

#### **4.2.3. Critères d'exclusion**

- Toutes les causes de douleurs post-PTG connues : chaque patient présentant de la douleur post-prothèse totale du genou a été référé à son chirurgien pour s'assurer qu'aucune cause connue de douleur et qui puisse être traitée ne soit présente. Le protocole clinique établi avec les trois chirurgiens à l'hôpital Jean-Talon pour évaluer les patients avec des douleurs importantes post-prothèse implique une radiographie des genoux, une formule sanguine complète, la vitesse de sédimentation, la protéine c-réactive ainsi qu'une tomographie axiale. Ces évaluations permettent d'éliminer les principales causes connues de douleurs post-PTG. Une fois ces causes éliminées, les sujets peuvent être admis dans l'étude (infection de prothèse, descellement, malrotation des implants).
- Toute autre pathologie orthopédique ou neurosensorielle aux membres inférieurs
- Pathologie pouvant interférer avec les évaluations (p. ex. incapacité à marcher sur un tapis roulant)
- Présence d'implants ayant des contraintes (ex contrainte en varus-valgus)

- Toutes les chirurgies de révision des implants (si seulement une révision du polyéthylène a eu lieu, alors les sujets peuvent faire partie de l'étude, si la chirurgie a eu lieu il y a entre 12-24 mois)
- Pour des raisons d'instrumentations, les patients obèses sur lesquels il est impossible de fixer l'exosquelette seront exclus

#### 4.2.4. Collecte des données

**Tableau 14** Liste des évaluations

Évaluation	Tests
Subjective	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Questionnaire KOOS</li> <li>• Questionnaire LEFS</li> </ul>
Biomécanique	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Analyse de la marche</li> </ul>
Fonction du genou	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Test assis debout en 30sec</li> <li>• Test de la montée/descente de marches</li> <li>• «Timed up and go»</li> </ul>

##### Évaluation Subjective

Au niveau de l'évaluation subjective, chaque patient devra répondre à deux questionnaires pour bien cerner le tableau de la douleur. Premièrement, il y a le questionnaire KOOS qui comporte une section sur la douleur, sur les symptômes d'inflammation, raideur, sur la fonction du genou lors des activités quotidiennes, sur la fonction du genou lors d'activité récréative et finalement une section sur la qualité de vie. Le questionnaire LEFS, qui possède des questions un plus détaillées sur la fonction physique que le KOOS, sera aussi utilisé puisqu'il est plus sensible pour évaluer l'atteint fonctionnel des patients [115].

##### Évaluation Biomécanique

Puisque les acquisitions de la cinématique seront effectuées à l'hôpital Jean-Talon et qu'il n'y a pas de laboratoire de la marche équipé avec des caméras Vicon™, le système clinique du

KneeKG™ sera utilisé. Il s'agit d'un protocole d'acquisition similaire à celui du projet précédent. Deux principales différences sont à noter. D'abord, au lieu d'utiliser un système Vicon™ avec 12 caméras, lors de cette acquisition, une caméra infrarouge optoélectronique NDI de Polaris de 60hz sera utilisée pour enregistrer le déplacement des marqueurs. Ensuite, dans le premier projet, un tapis instrumenté a été utilisé pour permettre le découpage des cycles de marche, mais dans ce projet, un tapis non instrumenté sera utilisé. Pour ce projet, deux essais de marche à vitesse confortable de 45 secondes seront enregistrés.

Contrairement au projet précédent, l'enregistrement des données biomécaniques sera effectué avec le logiciel fourni avec le système KneeKG™. Ce logiciel effectue un premier traitement des données. Aucun filtre n'a été utilisé sur les trajectoires 3D des marqueurs. Les données de sorties de ce logiciel sont les données de cinématique du tibia par rapport au fémur dans les six degrés de liberté. Pour cette étude, seulement les mouvements de rotation seront analysés : flexion/extension, abduction/adduction, rotation tibiale interne/externe.

Une routine de calcul MatLab™ programmé au LIO sera utilisée pour extraire les données cinématiques non découpées du système KneeKG™. Par la suite, une méthode de découpage des cycles de marche utilisant le minimum de flexion pour identifier le début du cycle sera utilisée. Puis, les 15 cycles les plus répétables seront identifiés à l'aide du coefficient de corrélation multiple décrit par Kadaba et coll[67].

### **Évaluation Fonctionnelle**

Finalement, les patients auront une évaluation fonctionnelle de leur genou. Cette évaluation sera effectuée à l'aide de trois tests approuvés et recommandés par OARSI [116]. Il y aura, tout d'abord, un test d'habileté à monter et descendre un palier de marche. Ensuite, il y a un test pour vérifier l'endurance des jambes, soit se lever et s'asseoir d'une chaise le plus de fois possible en 30 secondes. Finalement, il y aura le test bien connu du «timed up and go». Lors de ce test, le patient débute assis sur une chaise, il doit se lever, marcher trois mètres puis revenir s'asseoir sur la même chaise.

#### **4.2.5. Analyse des données**

Les critères principaux qui seront analysés lors de cette étude sont les marqueurs biomécaniques (paramètres cinématiques définis précédemment) (cf. section 3.2.5 Analyse des données). Tout comme pour le projet précédent, les paramètres cinématiques seront définis pour permettre une traduction de la cinématique mesurée de façon à être utilisable pour les cliniciens.

#### **4.2.6. Analyse statistique**

Tout d'abord, un calcul de puissance a été effectué pour déterminer la taille de l'échantillon. L'erreur alpha a été fixée à 0,05 et l'erreur bêta à 0,20. Une étude antérieure décrivant la cinématique dans le plan sagittal chez les sujets avec PTG[56] a été utilisée pour le calcul de puissance. Il a été déterminé que 18 sujets par groupes étaient requis pour pouvoir mesurer une différence significative d'une diminution du flexum au contact initial de 3°. 20 sujets par groupe seront recrutés puisque pour certains participants, le rendez-vous avec le médecin pour confirmer qu'ils ne souffrent pas de douleur d'origine connue, aura lieu après la rencontre d'évaluation biomécanique, ils seront donc éliminés à postériori.

Toutes les analyses ont été effectuées à l'aide de différents programmes de statistique sur MatLab™. La normalité des résultats a été évaluée par le test de Shapiro-Wilk. Tous les paramètres, sauf sept, suivent une distribution normale. Sur ceux-ci, le test de Student non-apparié sera utilisé pour comparer chaque paramètre des deux groupes. La valeur alpha a été définie à 0,05. Pour les paramètres ne suivant pas une loi normale, le test de Wilcoxon sera utilisé pour vérifier si l'hypothèse nulle était rejetée ou non.

## 4.3. Résultats

### 4.3.1. Données démographiques des participants

Parmi les 60 sujets projetés, à ce jour, seulement 22 sujets ont été recrutés et évalués. Il s'agit de 11 sujets dans chaque groupe, un groupe avec douleur et un sans douleur suite à la prothèse totale du genou. Les deux groupes sont similaires au niveau des caractéristiques démographiques sauf pour l'âge (Tableau 15). Tel que mentionné précédemment, lors du recrutement, les participants sont associés pour l'âge, le sexe, l'IMC et la présence de prothèse bilatérale. C'est pourquoi, malgré une différence pour le moment au niveau de l'âge des groupes, le test de Student sera utilisé dans les analyses des résultats préliminaires. Si lors des analyses finales, il y a encore une différence au niveau de l'âge, cette caractéristique sera analysée comme co-variable.

**Tableau 15** Paramètres Démographiques : Étude #2

Paramètres	Groupe Douleur	Groupe Asympt.	Valeur <i>P</i>
	n=11	n=11	
	Moy (EC)	Moy (EC)	
Âge (années)	62 (6,0)	69 (5,9)	0,02**
Sexe (H/F)	5/6	6/5	0,31
Taille (m)	1,68 (0,09)	1,70 (0,10)	0,71
Poids (Kg)	91,3 (16,9)	81,7 (13,7)	0,16
IMC* (kg/m <sup>2</sup> )	32,2 (5,2)	28,2 (3,5)	0,05
Vitesse marche (km/h)	2,8 (0,8)	2,8 (0,8)	0,57

\* IMC : Indice de masse corporelle

\*\* Différence statistique



## 4.3.2. Données subjectives et fonctionnelles des participants

### 4.3.2.1. Scores subjectifs

L'évaluation des questionnaires subjectifs a comme objectif principal de s'assurer que les deux groupes ont bien été séparés (Tableau 16 et Figure 29). Des études antérieures démontrent [117] qu'avec un score au WOMAC de plus de 75 pour les catégories de douleur et de symptôme les sujets sont satisfaits. Les sujets de ce projet souffrant de douleur post-PTG ont un score WOMAC, calculé grâce au score KOOS, inférieur à 75 comparativement aux sujets asymptomatiques (Figure 30). Il est possible d'affirmer que les sujets du groupe douleur ont bel et bien une problématique de douleur chronique suite à la chirurgie

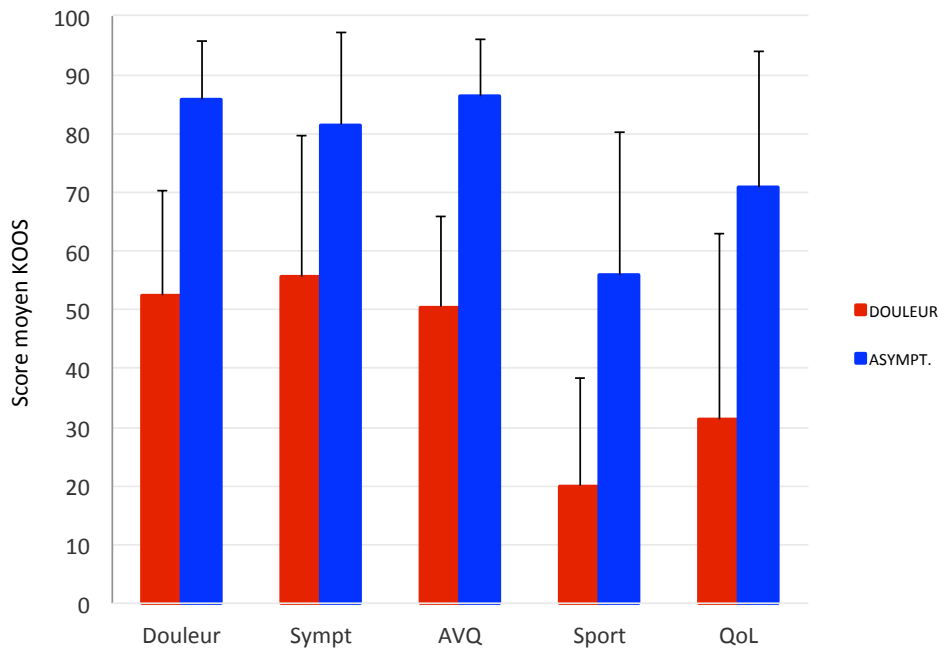
**Tableau 16** Résultats KOOS

Catégorie	DOULEUR	ASYMPT.	Valeur <i>P</i>
	Moy (EC)	Moy (EC)	
Douleur	52 (21)	85 (10)	< 0,001***
Sympt	58 (21)	81 (19)	0,022***
AVQ*	51 (17)	86 (10)	< 0,001***
Sport	18 (18)	56 (29)	0,001***
QoL**	27 (28)	71 (25)	0,003***

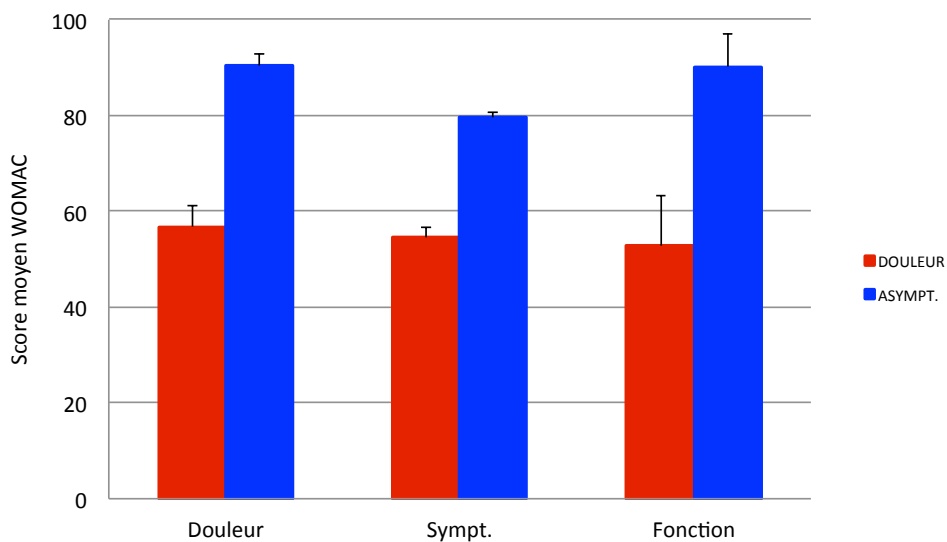
\* Activités de la vie quotidienne

\*\* Qualité de vie

\*\*\* Différence statistiquement



**Figure 29** Résultats KOOS : sujets souffrant de douleur vs sujets asymptomatiques post-PTG.



**Figure 30** Résultat WOMAC calculé avec le score KOOS sujets souffrant de douleur post-PTG vs sujets asymptomatiques post-PTG.

Le score LEFS est plus sensible que le KOOS pour évaluer la fonction du genou suite à l'arthroplastie totale du genou. Dans cette cohorte de patients, le score LEFS est nettement

inférieur chez les sujets souffrant de douleur post-PTG (Moyenne : 38 écart type : 13) que ceux asymptomatiques (Moyenne : 67, écart type : 9). Le résultat de tous ces scores de douleurs démontre bien que les patients insatisfaits de leur prothèse ont des scores très faibles, et probablement une atteinte fonctionnelle.

#### 4.3.2.2. Résultats tests fonctionnels

L'intérêt d'effectuer des tests fonctionnels était, tout comme pour les questionnaires subjectifs, de vérifier si les sujets avec douleurs présentaient bien des limitations fonctionnelles. Au niveau des différents tests effectués (Tableau 17), une différence significative entre les deux groupes est observable seulement au niveau du test assis-debout, 12,5 répétitions pour les sujets asymptomatiques contre 9,9 pour les sujets avec douleur ( $p$  0,03). La puissance statistique des deux autres tests n'était pas suffisante ( $\beta=0,54$ ) pour conclure à une différence statistique, mais les sujets asymptomatiques ont tout de même tendance d'avoir un meilleur score que les sujets avec douleur.

**Tableau 17** Résultats des tests fonctionnels

Tests	Asympt. Moy (EC)	Douleur Moy (EC)	Valeur- $P$
Timed-up and go (secondes)	9,8 (2,05)	11,8 (3,20)	0,095
Assis-debout (répétitions)	12,8 (3,3)	10,0 (2,73)	0,034
Montée/descente marches (secondes)	12,8 (3,82)	16,6 (4,75)	0,082

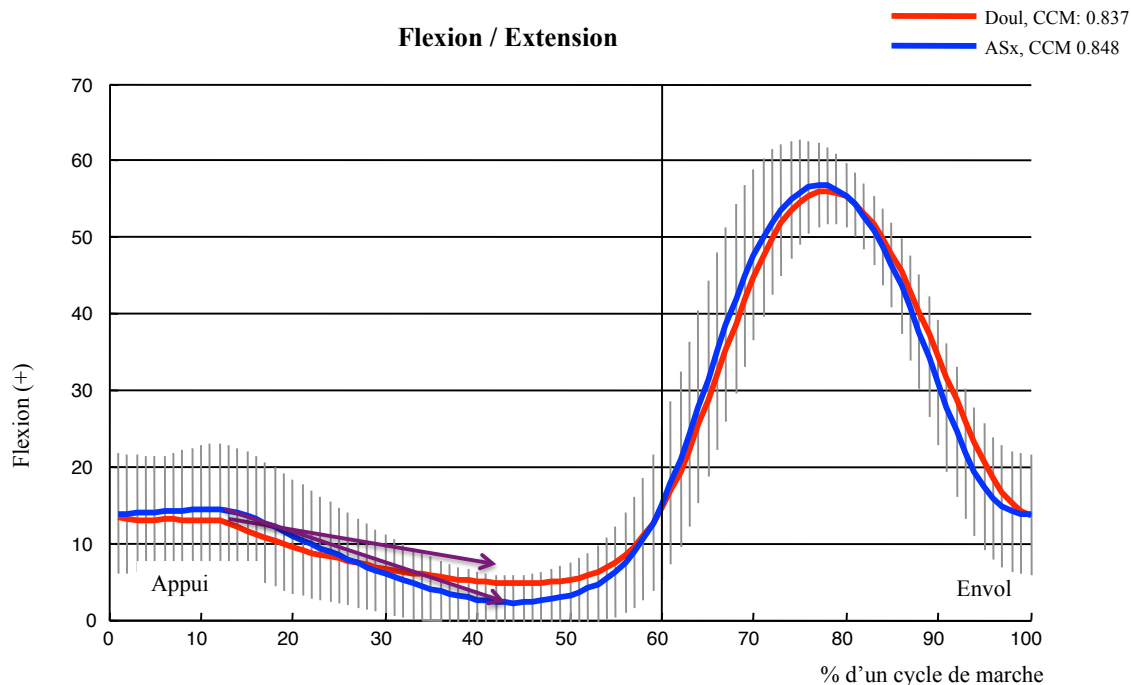
### 4.3.3. Données cinématiques

Comme mentionné précédemment, seulement la cinématique de rotation dans les plans sagittal, frontal et axial sera analysée, les translations ne seront pas analysées.

#### 4.3.3.1. Plan Sagittal : comparaison des patients post-PTG avec douleur et asymptomatique

Le coefficient de corrélation multiple (CCM) a été mesuré pour chacun des groupes dans l'optique de déterminer si tous les patients du même groupe avaient un patron de marche similaire. Pour les patients des deux groupes, douleur et asymptomatique, un coefficient de corrélation de 0,85 est calculé. Ceci permet d'affirmer que les sujets d'un même groupe ont peu de variabilité au niveau du patron de marche et donc marchent de façon similaire.

L'analyse de la courbe moyenne (Figure 31) de chaque groupe permet de constater une grande ressemblance entre les deux groupes. Au niveau de la flexion au contact initiale, les deux groupes présentent un angle de flexion avoisinant les 15°. Encore chez les deux groupes, très peu d'excursion en flexion lors du chargement est observée et l'angle maximal de flexion au chargement est aussi similaire. Par contre, une différence est observable au niveau de l'excursion en extension au chargement. Le groupe asymptomatique a une excursion en extension (14,9°, écart type : 4,9) plus importante que le groupe avec douleur (10,9° écart type : 3,8) ( $p$  0,04). Pendant la phase d'envol, les deux groupes sont similaires avec une flexion de près de 60° à 80% du cycle, suivie d'une extension pour préparer le contact au sol. La seule différence significative est donc la diminution de l'excursion en flexion chez le groupe avec douleur dans le plan sagittal (Tableau 18).



**Figure 31** Cinématique dans le plan sagittal : patients post-PTG avec douleur et asympt. Les barres verticales représentent l'écart type des sujets asymptomatiques pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans l'autre groupe. Les flèches représentent la différence entre les groupes de l'excursion en extension lors de la phase d'appui.

**Tableau 18** Paramètres cinématiques plan sagittal : sujets PTG avec douleur vs asympt.

PARAMÈTRES	Groupe Douleur	Groupe Asympto	Valeur P
	n=11	n=11	
	Moy (EC)	Moy (EC)	
Angle au contact au sol	13,4 (5,6)	13,9 (7,9)	0,88
Angle maximal durant chargement	15,1 (6,4)	16,4 (7,5)	0,66
Angle minimum durant appui	4,2 (5,0)	1,5 (3,4)	0,15
Angle maximum durant oscillation	57,1 (8,7)	57,8 (4,9)	0,81
Excursion en flexion au chargement	1,7 (2,9)	2,5 (2,7)	0,48
Excursion en extension à l'appui	10,9 (3,8)	14,9 (4,9)	0,04*
Amplitude de mouvement	52,8 (8,6)	56,3 (4,3)	0,25

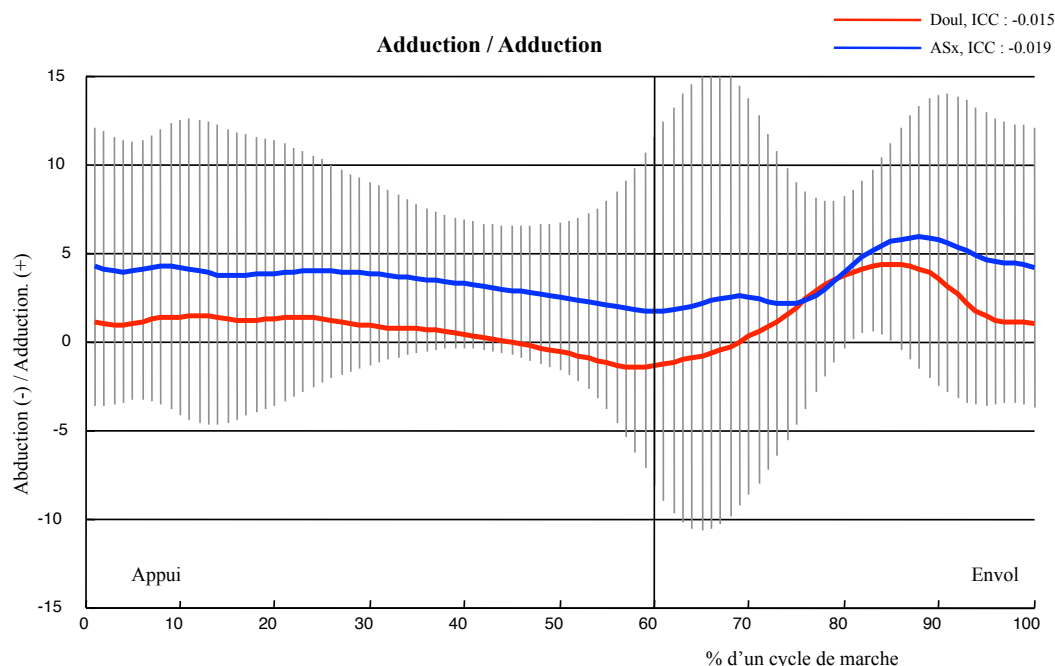
\* différence statistique

#### **4.3.3.2. Plan Frontal : comparaison des patients post-PTG avec douleur et asymptomatique**

Tout comme pour la cinématique dans le plan sagittal, le coefficient de corrélation multiple a été mesuré pour la cinématique dans le plan frontal. Cependant, la variabilité des patrons de marche dans ce plan est très importante. Le coefficient de corrélation est donc très faible chez les deux groupes, -0,02 pour le groupe douleur et pour le groupe asymptomatique.

L'analyse de la courbe moyenne (Figure 32) de chaque groupe révèle qu'au contact au sol, les sujets avec de la douleur ont un angle d'adduction de 1° comparativement aux sujets sans douleur qui ont un angle d'adduction de 4° au contact au sol. Cependant, cette différence n'est pas statistiquement significative ( $p$  0,11). Cet écart entre les courbes est observable tout au long du cycle de marche, sans jamais être statistiquement différente. Pour les deux groupes, les participants ont un angle d'adduction relativement stable tout au long de la phase d'appui. Durant la phase d'oscillation, les sujets des deux groupes ont un mouvement d'adduction de la poussée jusqu'à environ 85% du cycle, puis un mouvement relatif en abduction jusqu'au contact au sol.

L'analyse des paramètres cliniques définis lors du protocole de recherche ne permet d'identifier aucun biomarqueur mécanique différent entre les deux groupes. Les paramètres et la valeur pour chaque groupe sont listés dans le tableau 19.



**Figure 32** Cinématique dans le plan frontal : patients post-PTG avec douleur et asympt.

Les barres verticales représentent l'écart type des sujets asymptomatiques pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans l'autre groupe. Aucune différence significative entre les groupes n'est mesurée.

**Tableau 19** Paramètres cinématiques plan frontal : sujets PTG avec douleur vs asympt.

PARAMÈTRES	Groupe Douleur	Groupe Asympto	Valeur P
	n=11	n=11	
	Moy (EC)	Moy (EC)	
Angle au contact au sol	1,1 (4,9)	4,2 (3,9)	0,11
Angle maximal durant chargement	2,3 (4,6)	5,0 (4,1)	0,16
Angle à la poussée	-1,3 (7,0)	1,7 (3,3)	0,21
Pic d'adduction durant l'appui	2,7 (5,1)	5,3 (3,9)	0,20
Angle maximum durant oscillation	5,4 (5,7)	7,2 (4,8)	0,45
Angle moyen (10-50% GC)	0,8 (4,9)	3,5 (3,6)	0,15
Excursion en adduction au chargement	1,2 (1,2)	0,7 (1,0)	0,33
Mouvement angulaire net durant chargement	-0,28 (1,7)	-0,68 (1,4)	0,55
Mouvement angulaire net durant poussée	-2,12 (2,9)	-1,84 (1,2)	0,77
Mouvement angulaire net durant appui	-2,40 (3,8)	-2,53 (1,8)	0,92
Amplitude de mouvement	8,26 (3,8)	7,73 (3,5)	0,74

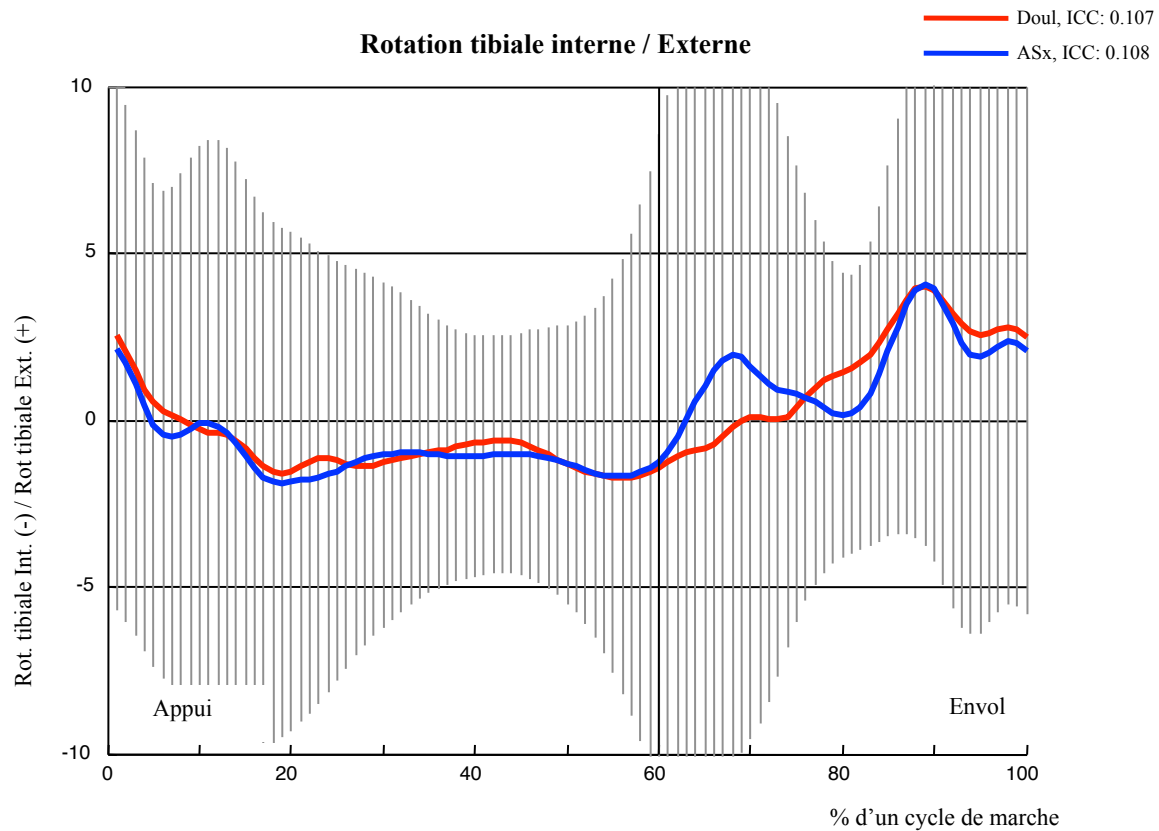
#### **4.3.3.3. Plan Axial : comparaison des patients post-PTG avec douleur et asymptomatique**

La même constatation sur la variabilité des patrons de marche est faite dans le plan axial. Effectivement, le coefficient de corrélation multiple est de 0,10 pour les deux groupes : avec douleur et asymptomatique.

La courbe moyenne (Figure 33) de chaque groupe est très semblable dans le plan axial. Effectivement, l'angle d'attaque au sol est d'environ  $2^{\circ}$  en rotation tibiale externe pour les deux groupes. Puis un mouvement de rotation tibiale interne d'environ  $5^{\circ}$  lors du chargement est observé chez les deux groupes. Lors du reste de la phase d'appui, les sujets demeurent avec une rotation tibiale interne stable d'environ  $1^{\circ}$ . Finalement, lors de la phase d'oscillation, un mouvement en rotation tibiale externe est observé de la poussée jusqu'à 90% du cycle, puis un léger mouvement de rotation tibiale interne jusqu'au contact au sol.

La très grande similitude entre les courbes se reflète dans les paramètres cinématiques prédéfinis. Effectivement, aucune différence statistique entre les deux groupes n'est identifiée dans les paramètres cinématiques étudiés (Tableau 20).





**Figure 33** Cinématique dans le plan axial : patients post-PTG avec douleur et asympt.  
 Les barres verticales représentent l'écart type des sujets asymptomatiques pour permettre une meilleure lisibilité du graphique; l'écart type est équivalent dans l'autre groupe

**Tableau 20** Paramètres cinématique plan axial : sujets PTG avec douleur vs asympt.

PARAMÈTRES	Groupe Douleur	Groupe Asympto	Valeur <i>P</i>
	n=11	n=11	
	Moy (EC)	Moy (EC)	
Angle au contact au sol	2,5 (3,5)	2,1 (3,0)	0,79
Rotation interne max durant chargement	-2,6 (2,3)	-2,7 (3,0)	0,91
Angle à la poussée	-1,4 (3,4)	-1,3 (3,7)	0,91
Rotation externe max durant oscillation	6,4 (4,7)	5,6 (4,3)	0,68
Angle moyen (10-50% GC)	-1,0 (2,2)	-1,1 (1,9)	0,87
Excursion en rotation interne au chargement	4,8 (3,3)	5,1 (2,8)	0,77
Mouvement angulaire net durant chargement	-3,52 (3,1)	-3,28 (3,0)	0,86
Mouvement angulaire net durant poussée	-0,43 (2,2)	-0,11 (2,3)	0,74
Mouvement angulaire net durant appui	-3,95 (4,6)	-3,40 (3,8)	0,76
Amplitude de mouvement durant oscillation	9,97 (2,7)	8,49 (3,1)	0,25
Amplitude de mouvement durant appui	6,52 (3,3)	7,14 (2,7)	0,63
Amplitude de mouvement	10,54 (3,0)	10,49 (3,8)	0,25

## 4.4. Discussion

L'arthrose du genou est très incapacitante, principalement à cause de la douleur constante et les limitations fonctionnelles qui découlent de la progression de la dégénération du cartilage. La prothèse totale du genou vise à corriger cette douleur et ces limitations fonctionnelles en remplaçant le cartilage usé par un implant de métal. Cependant, malgré les bons résultats cliniques, une proportion importante de patients n'a pas d'amélioration de leur douleur ou de la fonction de leur genou suite à la chirurgie. L'analyse de la mécanique du genou lors de la marche chez les sujets arthrosique a permis de mieux définir cette pathologie dans des conditions fonctionnelles et de mise-en-charge. Une revue de la littérature a indiqué que la cinématique des sujets souffrant de douleur suite à leur chirurgie n'a pas été évaluée en 3D. Il est donc important de mieux comprendre comment le genou des patients souffrant de douleur suite à leur prothèse agit lors d'activités fonctionnelles comme la marche. Dans la présente étude, la cinématique d'un groupe souffrant de douleur d'origine indéterminée suite à une prothèse totale du genou a été analysée et comparée avec un groupe de sujet, ayant la même prothèse du genou, mais ne souffrant d'aucune douleur. Dans ce rapport, seulement les résultats préliminaires de l'étude sur 11 sujets par groupe sont présentés.

Tout d'abord, dans l'optique de diminuer les facteurs confondants pouvant influencer la cinématique, autre que la douleur, seulement des patients avec la même prothèse ont été sélectionnés. De plus, seulement les patients avec de la douleur antérieure du genou ou péripatellaire ont été sélectionnés. Un autre facteur pouvant influencer la cinématique est une atteinte pathologique au niveau de la jambe controlatérale. Dans cette étude, la présence d'une prothèse bilatérale a été contrôlée et les sujets seront appariés sur cette base, cependant, pour ces résultats préliminaires, les analyses ont été faites sans en tenir compte puisque le recrutement n'est pas terminé et qu'un nombre inégal de sujets avec prothèse bilatérale a été recruté. Malheureusement, la présence d'arthrose controlatérale n'a pas été évaluée, ce qui présente une limite de l'étude. La vitesse de marche a été identifiée comme un facteur influençant la cinématique du genou. Dans cette cohorte, il n'y a pas de différence significative au niveau de la vitesse de marche entre les groupes.

L'analyse des scores subjectifs montre une différence marquée entre les groupes. Escobar et coll [117], ont défini le seuil de douleur acceptable pour les patients comme étant l'équivalent de 75% au niveau du score WOMAC. Dans le groupe avec douleur, le score WOMAC, calculé à l'aide du KOOS, est sous le seuil du 75%, tandis que chez les sujets asymptomatiques, ce score est supérieur au seuil. Finalement, la différence entre les scores des deux groupes est significative.

Les résultats préliminaires de cette étude tendent à montrer que les sujets souffrant de douleur suite à la prothèse totale du genou ont une cinématique 3D à la marche semblable à celle des sujets asymptomatiques dans les mouvements de flexion / extension, abduction / adduction et de rotation tibiale / interne. Une différence significative est tout de même observée durant la phase d'appui dans le plan sagittal. Effectivement, l'excursion en extension durant la dernière moitié de la phase d'appui est de plus faible amplitude chez les sujets avec douleur. L'extension du genou lors de la phase d'appui est une étape importante pour stabiliser le membre inférieur lors de la mise-en-charge et pour produire la puissance nécessaire à la propulsion [28, 100]. Le fait que les participants du groupe douleur ne parviennent pas à effectuer cette extension pourrait expliquer en partie leurs difficultés à la marche et ce qui pourrait expliquer la perception d'une mauvaise fonction de leur genou.

Pour parvenir à corriger cette contracture en flexion, il est important de comprendre quelle en est la cause. Une première hypothèse est que cette contracture en flexion est une altération de la cinématique préopératoire non corrigée. Effectivement, certains auteurs [56] suggèrent qu'un facteur important affectant la cinématique post-chirurgie est la cinématique avant la chirurgie. Cette altération a été expliquée par certains par un mauvais contrôle musculaire suite à la chirurgie [108-110]. Ce mauvais contrôle musculaire pourrait facilement expliquer la contracture en flexion : une atrophie du quadriceps avec une perte de force est décrite, ainsi qu'une augmentation de la contraction des ischio-jambiers. Les deux conjugués provoquent une contracture en flexion et une perte d'extension lors de la phase d'appui. Il a ensuite été montré par plusieurs auteurs que l'augmentation de cet angle de flexion lors de la phase d'appui augmente le vecteur de force appliqué sur la rotule [77]. La douleur suite à

l'augmentation de la pression sous la patella a longtemps été associée à l'usure du cartilage. Cependant, une étude sur la perception de la douleur dans le genou [118] a démontré que le fait d'exercer une pression sur le cartilage de la rotule ne provoquait pas de douleur. La douleur était plutôt secondaire à la palpation des tissus avoisinants. Il est donc possible d'avancer que cette augmentation de la pression sous la rotule chez les sujets post-PTG, malgré le resurfaçage de la rotule, provoque une mauvaise biomécanique de la rotule et cause de la douleur en activant les récepteurs de douleur dans les tissus adjacents.

Cette altération pourrait aussi être expliquée par une douleur qui n'est pas d'origine biomécanique, mais avec des répercussions sur la cinématique du genou. Effectivement, la douleur au niveau du genou est associée à un mécanisme de protection de l'articulation. Par exemple, il a été montré chez des sujets sains que le quadriceps était inhibé secondairement à une distension de la capsule [119] et ce, même avant que la douleur apparaisse. Puisque dans la chirurgie de prothèse totale du genou, toutes les structures internes du genou sont complètement changées, n'importe laquelle de ces structures pourrait causer une irritation à la capsule et activer ce mécanisme de protection. Bref, que ce soit l'altération de la cinématique qui cause la douleur ou la douleur qui cause une altération de la cinématique, il s'agit d'une première piste de solution qui devra être approfondie.

Pour ce qui est des mouvements dans les autres plans, l'analyse préliminaire des résultats ne permet pas d'identifier aucun facteur biomécanique de la douleur chez les sujets souffrant de douleur post-prothèse totale du genou. Il est cependant à noter que dans le plan frontal, une augmentation de l'écart type en fin de phase d'appui et au début de la phase d'envol (cf Figure 34) permet de supposer que le groupe est composé de sujets avec différents patrons de marche comme décrit par Mezghani et coll [70]. Dans le contexte de ces résultats préliminaires, le nombre de sujets est trop faible pour être analysé en prenant en compte ces différences, mais il sera important d'en tenir compte dans l'analyse finale.

De plus, puisqu'il y a une grande variabilité des patrons de marche individuels, lors de l'analyse finale des résultats, une analyse globale de la courbe (aire sous la courbe ou encore

analyse par composante principale) devrait être effectuée pour mieux caractériser les patrons de marche.

Cette étude comporte certaines limites. Tout d'abord, il s'agit d'une étude rétrospective. La littérature démontre que certains facteurs préopératoires jouent un rôle important dans la problématique des douleurs suite aux prothèses totales du genou. Effectivement, le niveau de douleur, le niveau de fonction articulaire ainsi que la cinématique préopératoire ont été corrélés dans plusieurs études avec le niveau d'insatisfaction suite à l'opération. Cependant, cette étude avait un but exploratoire pour identifier certains facteurs mécaniques. Une seconde limite est que l'état dépressif n'a pas été évalué lors de cette étude. Effectivement, certains auteurs ont établi une association entre différents facteurs psychologiques et la perception de la douleur[120]. L'ajout du questionnaire SF-36 aurait aussi permis d'évaluer les comorbidités des participants.

Une troisième limite est le manque d'information quant à l'alignement axial des implants chez les sujets asymptomatiques. Effectivement, les sujets souffrants de douleur passeront un CT-scan pour éliminer la malrotation comme une cause de douleur post-chirurgie, mais cette variable ne sera pas contrôlée chez les sujets asymptomatiques. Or, l'angle de rotation axiale des implants pourrait avoir un impact sur la cinématique même chez les sujets sains. Un amendement a donc été déposé au comité d'éthique de la recherche pour pouvoir demander aux sujets asymptomatiques de passer un CT-scan.

Au niveau du découpage des cycles, une méthode de découpage utilisant la forme de la courbe de flexion-extension a été utilisée. Cette méthode permet une utilisation de l'analyse de marche dans un contexte clinique, sans tapis instrumenté. La précision exacte de cette technique n'a pas été validée, comparativement à la technique utilisant la force de réaction au sol. Cependant, une étude effectuée au LIO sur quelques sujets démontre qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les deux techniques. L'utilisation de cette technique peut donc induire un biais systématique, mais puisque le but premier de cette étude est de répondre à une question clinique, l'utilisation de la cinématique dans un contexte clinique apparaît pertinente.

Finalement, l'analyse par comparaison de moyenne (test de Student) sur des paramètres cinématiques spécifiques a été utilisée dans cette étude pour permettre une compréhension clinique des différents patrons de cinématique. Dans une situation où il y a une grande variabilité interindividu, l'utilisation de tests sur la moyenne n'est peut-être pas la plus précise, puisque la moyenne est grandement affectée par les valeurs extrêmes. Il serait donc intéressant lors de l'analyse finale des résultats d'effectuer des tests d'analyse globale des courbes, par exemple par analyse par composantes principales.

Malgré les quelques limites, cette analyse préliminaire des résultats a permis d'identifier un biomarqueur mécanique dans le plan sagittal présent chez les sujets souffrant de douleur suite à leur prothèse totale du genou. Une fois le nombre de sujets calculé préalablement sera atteint, il sera possible de statuer sur le nombre de marqueurs biomécanique caractérisant la douleur à la marche suite à une prothèse totale du genou. Il s'agit d'une première étape dans la compréhension des douleurs post-prothèse totale du genou. Effectivement, une seule étude a décrit la cinématique du genou chez une population souffrant de ces douleurs. Une meilleure compréhension des marqueurs biomécaniques de la douleur pourrait permettre de proposer des traitements qui pourront par la suite être validés dans une étude de plus grande envergure.

## Conclusion

La gonarthrose est une pathologie très incapacitante pour l'individu [23, 24] et avec un coût sociétal important [22]. La prothèse totale du genou est le traitement de choix pour l'arthrose sévère, réfractaire au traitement conservateur. Ce traitement a été démontré efficace pour l'amélioration de la qualité de vie des patients [3, 39] et rentable d'un point de vue socioéconomique [2, 3, 39]. L'arthroplastie du genou est donc une chirurgie en plein essor qui vise à remplacer les structures usées de l'arthrose par un implant métallique. Cependant, le genou est une structure complexe qui sert à stabiliser tout le membre inférieur et propulser le corps vers l'avant durant la marche. Il est vrai que le genou a longtemps été vu comme une articulation simple, une articulation trochléenne avec seulement un degré de liberté, la flexion/extension. Cependant, il s'agit plutôt d'une structure complexe d'un point de vue anatomique et mécanique, permettant 6 degrés de liberté. Dans ce contexte, l'arthroplastie totale du genou ne permet pas de redonner une anatomie parfaite ni une mécanique parfaite au genou. Ce qui pourrait expliquer qu'un pourcentage non négligeable de patients soit insatisfait suite à leur chirurgie et souffrent de douleur constante. Malheureusement pour ces patients, et ce malgré l'effort de plusieurs chercheurs, l'origine de ces douleurs demeure inconnue. La connaissance approfondie de l'analyse de la cinématique du genou dans des conditions fonctionnelles et de mise en charge a permis de mieux comprendre le fonctionnement du genou sain et le rôle de chacune de ses structures. Par contre, la cinématique 3D du genou avec prothèse lors d'activité de marche demeure peu expliquée. Il apparaît donc important de bien décrire la cinématique 3D du genou pour tenter de mieux définir la problématique des douleurs suite à la chirurgie.

Ce projet comporte deux études visant à approfondir cette problématique des douleurs d'origine inconnue suite aux prothèses totales du genou. Dans une première étude, l'évolution de la cinématique 3D suite à la prothèse totale du genou a été analysée, de plus, une comparaison entre l'évolution de la cinématique de deux designs d'implant a été effectuée : les implants postéro-stabilisés et les implants préservant les deux ligaments croisés. Dans une



deuxième étude, la cinématique 3D de patient souffrant de douleur suite à leur prothèse a été évaluée rétrospectivement.

Tout d'abord, l'analyse de l'évolution de la cinématique suite à la prothèse totale du genou a permis de valider en partie la première hypothèse que la cinématique dans le plan frontal serait corrigée, mais pas dans le plan sagittal et axial. Il est vrai que l'angle d'adduction moyen et le pic d'adduction ont tous les deux été corrigés par la chirurgie. L'axe dynamique du membre inférieur a été repositionné dans un alignement neutre. Cependant, il est apparu que la prothèse contraignait le mouvement dans le plan frontal par rapport aux sujets souffrant d'arthrose et par rapport aux sujets sains. Une explication plausible de cette limitation est la balance ligamentaire trop tendue. De plus, au niveau de la correction dans le plan sagittal, il est vrai que la contracture en flexion n'est pas corrigée, mais tout de même suite à la chirurgie, les patients ont un angle de flexum diminué. Finalement dans le plan axial, la cinématique n'est pas corrigée vers le groupe contrôle lors de la phase d'appui, puisque la rotation tibiale externe est augmentée suite à la chirurgie, probablement à cause de la technique chirurgicale utilisée.

La deuxième hypothèse partait du principe que préserver le plus de structures anatomiques originales permettait une meilleure cinématique suite à l'arthroplastie totale du genou. Il a effectivement été observé que la préservation des deux ligaments croisés augmentait la stabilité du genou lors de la marche. Plus particulièrement, lors de la phase de chargement, où les forces actives dans le genou sont les plus élevées. De plus, l'amélioration des scores subjectifs était plus importante chez les sujets avec une prothèse totale du genou préservant les ligaments croisés. Ce résultat reflète probablement cette meilleure stabilité du genou.

Finalement, suite à la constatation que la prothèse totale du genou ne corrigeait pas totalement la cinématique 3D vers un groupe sain, il a été avancé qu'une cause biomécanique pourrait être identifiée chez les sujets souffrant de douleur d'origine indéterminée suite à la chirurgie. Dans ce projet, seulement des données préliminaires ont été rapportées. Il apparaît tout de

même que chez les sujets souffrant de douleur la contracture en flexion est plus importante que dans le groupe avec une prothèse asymptomatique.

De plus amples travaux seront nécessaires pour percer la problématique de la douleur suite aux prothèses totales du genou. Ce projet a tout de même permis une meilleure compréhension de l'impact de la prothèse totale du genou sur la cinématique 3D évaluée lors de la marche dans une population asymptomatique. Ce projet a aussi mis en lumière que les implants préservant les deux ligaments croisés avaient une meilleure stabilité lors de la phase de chargement à la marche. Il s'agit aussi de la première étude rapportant la cinématique 3D d'une cohorte de patients souffrant de douleur suite à leur prothèse totale du genou.

À court terme, le recrutement et la collecte des données de patients souffrant de douleur suite à leur prothèse totale du genou continuent. C'est seulement à la fin des acquisitions et des analyses qu'il sera possible de se prononcer sur le nombre et l'importance des marqueurs biomécaniques identifiés. De plus, comme il a été mentionné précédemment, l'analyse des résultats finaux devra prendre en considération dans quel groupe de patron dans le plan frontal chaque participant se situe. Ceci permettra d'identifier des facteurs biomécaniques de la douleur personnalisés à la façon de marcher de chacun.

Ultimement, l'identification de marqueurs biomécaniques personnalisés pourrait être utilisées pour déterminer quel design de prothèse conviendrait le mieux à chaque patient, selon son patron de marche préopératoire. Finalement, lors d'une étude prospective, un programme de réadaptation pré et post chirurgie devrait être tenté pour corriger les marqueurs biomécaniques identifiés.

## Bibliographie

1. Ranawat, C.S., *History of total knee replacement*. J South Orthop Assoc, 2002. **11**(4): p. 218-26.
2. Dakin, H., et al., *Rationing of total knee replacement: a cost-effectiveness analysis on a large trial data set*. BMJ Open, 2012. **2**(1): p. e000332.
3. Rasanen, P., et al., *Effectiveness of hip or knee replacement surgery in terms of quality-adjusted life years and costs*. Acta Orthop, 2007. **78**(1): p. 108-15.
4. Bourne, R.B., et al., *Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not?* Clin Orthop Relat Res, 2010. **468**(1): p. 57-63.
5. Brander, V.A., et al., *Predicting total knee replacement pain: a prospective, observational study*. Clin Orthop Relat Res, 2003(416): p. 27-36.
6. Robertsson, O., et al., *Patient satisfaction after knee arthroplasty: a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden*. Acta Orthop Scand, 2000. **71**(3): p. 262-7.
7. Baker, P.N., et al., *The role of pain and function in determining patient satisfaction after total knee replacement. Data from the National Joint Registry for England and Wales*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(7): p. 893-900.
8. Bonnin, M.P., L. Basigliani, and H.A. Archbold, *What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA?* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(9): p. 1411-7.
9. Al-Hadithy, N., et al., *Causes of a painful total knee arthroplasty. Are patients still receiving total knee arthroplasty for extrinsic pathologies?* Int Orthop, 2012. **36**(6): p. 1185-9.
10. Haanstra, T.M., et al., *Systematic review: do patient expectations influence treatment outcomes in total knee and total hip arthroplasty?* Health Qual Life Outcomes, 2012. **10**: p. 152.
11. Vince, K.G., *Why knees fail*. J Arthroplasty, 2003. **18**(3 Suppl 1): p. 39-44.
12. Moore, K.L., A.F. Dalley, and A.M.R. Augur, *Clinically Oriented Anatomy*. 7th ed. 2014, Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins. 1134.
13. Hollinshead, W.H., *Textbook of Anatomy*. 3rd ed. 1974, Hagerstown, MD: Harper & Row. 985.
14. Martelli, S. and V. Pinskerova, *The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(4): p. 607-13.
15. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the normal tibio-femoral joint*. J Biomech, 2005. **38**(2): p. 197-208.
16. Canale, S.T. and J.H. Beaty, *Campbell's Operative Orthopaedics, Twelfth Edition*. Vol. 1. 2013, Philadelphia PA: Elsevier. 4635.
17. Bellemans, J., et al., *The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus*. Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(1): p. 45-53.

18. Song, M.H., et al., *Coronal alignment of the lower limb and the incidence of constitutional varus knee in korean females*. *Knee Surg Relat Res*, 2015. **27**(1): p. 49-55.
19. Makris, E.A., P. Hadidi, and K.A. Athanasiou, *The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration*. *Biomaterials*, 2011. **32**(30): p. 7411-31.
20. Société de l'arthrite. *Arthrose*. 2015-04-26]; Available from: <http://www.arthrite.ca/page.aspx?pid=5898>.
21. Felson, D.T., *An update on the pathogenesis and epidemiology of osteoarthritis*. *Radiol Clin North Am*, 2004. **42**(1): p. 1-9, v.
22. Société de l'arthrite. *Faits et chiffre sur l'arthrite*. 2015 2015-04-26]; Available from: <http://www.arthrite.ca/faits>.
23. Greene, W.B. and F.H. Netter, *Netter's orthopaedics*. 1st ed. 2006, Philadelphia, PA: Saunders Elsevier. xiv, 494 p.
24. Oliveria, S.A., et al., *Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization*. *Arthritis Rheum*, 1995. **38**(8): p. 1134-41.
25. Hurwitz, D.E., et al., *Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee*. *J Orthop Res*, 2000. **18**(4): p. 572-9.
26. Mundermann, A., C.O. Dyrby, and T.P. Andriacchi, *Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking*. *Arthritis Rheum*, 2005. **52**(9): p. 2835-44.
27. Chang, A., et al., *Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis*. *Arthritis Rheum*, 2004. **50**(12): p. 3897-903.
28. Perry, J. and J.M. Burnfield, *Gait Analysis : Normal and Pathological function*. 2010, Thorofare, NJ: SLACK Incorporated. 576.
29. Andriacchi, T.P., et al., *A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee*. *Ann Biomed Eng*, 2004. **32**(3): p. 447-57.
30. AAOS, *Treatment of osteoarthritis of the knee : Evidence-Based guideline*. 2nd ed. 2013, Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
31. Zhang, W., et al., *OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines*. *Osteoarthritis Cartilage*, 2008. **16**(2): p. 137-62.
32. Waller, C., et al., *Unload it: the key to the treatment of knee osteoarthritis*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011. **19**(11): p. 1823-9.
33. Brouwer, R.W., et al., *Osteotomy for treating knee osteoarthritis*. *Cochrane Database Syst Rev*, 2014. **12**: p. CD004019.
34. Parratte, S., et al., *Long-term results of compartmental arthroplasties of the knee: Long term results of partial knee arthroplasty*. *Bone Joint J*, 2015. **97-B**(10 Suppl A): p. 9-15.
35. Murray, D.W., et al., *Unicompartmental knee arthroplasty: is the glass half full or half empty?* *Bone Joint J*, 2015. **97-B**(10 Suppl A): p. 3-8.
36. Liddle, A.D., E.C. Pegg, and H. Pandit, *Knee replacement for osteoarthritis*. *Maturitas*, 2013. **75**(2): p. 131-6.

37. Institut canadien d'information sur la santé, *Arthroplasties de la hanche et du genou au Canada : rapport annuel de 2014 du Registre canadien des remplacements articulaires*. 2014, Ottawa, ON: ICIS.
38. Kurtz, S., et al., *Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(7): p. 1487-97.
39. Jenkins, P.J., et al., *Predicting the cost-effectiveness of total hip and knee replacement: a health economic analysis*. Bone Joint J, 2013. **95-B**(1): p. 115-21.
40. Brand, R.A., M.A. Mont, and M.M. Manning, *Biographical sketch: Themistocles Gluck (1853-1942)*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(6): p. 1525-7.
41. Gunston, F.H., *Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement*. J Bone Joint Surg Br, 1971. **53**(2): p. 272-7.
42. Cherian, J.J., et al., *Bicruciate-retaining total knee arthroplasty: a review*. J Knee Surg, 2014. **27**(3): p. 199-205.
43. Scott, C.E., et al., *Predicting dissatisfaction following total knee replacement: a prospective study of 1217 patients*. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(9): p. 1253-8.
44. Becker, R., et al., *Expectation, satisfaction and clinical outcome of patients after total knee arthroplasty*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(9): p. 1433-41.
45. Mahomed, N.N., et al., *The importance of patient expectations in predicting functional outcomes after total joint arthroplasty*. J Rheumatol, 2002. **29**(6): p. 1273-9.
46. Mannion, A.F., et al., *The role of patient expectations in predicting outcome after total knee arthroplasty*. Arthritis Res Ther, 2009. **11**(5): p. R139.
47. Greidanus, N.V., et al., *Quality of life outcomes in revision versus primary total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2011. **26**(4): p. 615-20.
48. Baker, P., et al., *Reason for revision influences early patient outcomes after aseptic knee revision*. Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(8): p. 2244-52.
49. Hofmann, S., et al., *The painful knee after TKA: a diagnostic algorithm for failure analysis*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(9): p. 1442-52.
50. Mandalia, V., et al., *Evaluation of patients with a painful total knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 2008. **90**(3): p. 265-71.
51. Association, A.O., *Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry : Annual Report 2014*, Adelaide: AOANJRR.
52. National Joint Registry, *National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland : 11th Annual Report*. 2014, Hemel Hempstead, Hertfordshire: NJR. 133.
53. Agrawal, M., et al., *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty*. Journal of clinical orthopaedics and trauma, 2011. **2**(2): p. 77-81.
54. Arbuthnot, J.E., et al., *Total knee replacement and patellofemoral pain*. Surgeon, 2004. **2**(4): p. 230-3.
55. Campbell, D.G., et al., *Patellar resurfacing in total knee replacement: a ten-year randomised prospective trial*. J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(6): p. 734-9.
56. Smith, A.J., D.G. Lloyd, and D.J. Wood, *A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. **21**(4): p. 379-86.
57. Sabouret, P., F. Lavoie, and J.M. Cloutier, *Total knee replacement with retention of both cruciate ligaments: a 22-year follow-up study*. Bone Joint J, 2013. **95-B**(7): p. 917-22.

58. Pritchett, J.W., *Patients prefer a bicruciate-retaining or the medial pivot total knee prosthesis*. J Arthroplasty, 2011. **26**(2): p. 224-8.
59. Sati, M., et al., *Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis*. The Knee, 1996. **3**(4): p. 179-190.
60. Sati, M., et al., *Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee*. The Knee, 1996. **3**(3): p. 121-138.
61. Hagemester, N., et al., *A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics*. J Biomech, 2005. **38**(9): p. 1926-31.
62. Labbe, D.R., et al., *Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait*. Gait Posture, 2008. **28**(1): p. 170-4.
63. Sudhoff, I., et al., *Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait*. Gait Posture, 2007. **25**(4): p. 533-43.
64. Ganjikia, S., et al., *Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study*. Knee, 2000. **7**(4): p. 221-231.
65. Lustig, S., et al., *The KneeKG system: a review of the literature*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(4): p. 633-8.
66. Lafortune, M.A., et al., *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*. J Biomech, 1992. **25**(4): p. 347-57.
67. Kadaba, M.P., et al., *Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait*. J Orthop Res, 1989. **7**(6): p. 849-60.
68. Chao, E.Y., et al., *Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking*. J Biomech, 1983. **16**(3): p. 219-33.
69. Reinschmidt, C., et al., *Tibiofemoral and tibioalcalcanal motion during walking: external vs. skeletal markers*. Gait & Posture, 1997. **6**(2): p. 98-109.
70. Mezghani, N., et al., *Identification Of Knee Frontal Plane Kinematic Patterns In Normal Gait By Principal Component Analysis*. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2013. **13**(03): p. 1350026.
71. Levens, A.S., V.T. Inman, and J.A. Blosser, *Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion*. J Bone Joint Surg Am, 1948. **30A**(4): p. 859-72.
72. Barton, C.J., et al., *Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review*. Gait Posture, 2009. **30**(4): p. 405-16.
73. Powers, C.M., *The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective*. J Orthop Sports Phys Ther, 2003. **33**(11): p. 639-46.
74. Salsich, G.B. and W.H. Perman, *Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain*. J Orthop Sports Phys Ther, 2007. **37**(9): p. 521-8.
75. Witvrouw, E., et al., *Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013*. Br J Sports Med, 2014. **48**(6): p. 411-4.
76. Steele, K.M., et al., *Compressive tibiofemoral force during crouch gait*. Gait Posture, 2012. **35**(4): p. 556-60.
77. Powers, C.M., et al., *The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1999. **14**(10): p. 722-8.
78. Besier, T.F., et al., *Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing*. J Orthop Res, 2005. **23**(2): p. 345-50.

79. Merican, A.M. and A.A. Amis, *Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics*. J Biomech, 2009. **42**(10): p. 1539-46.
80. Huberti, H.H. and W.C. Hayes, *Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(5): p. 715-24.
81. Nakagawa, T.H., et al., *Hip and knee kinematics are associated with pain and self-reported functional status in males and females with patellofemoral pain*. Int J Sports Med, 2013. **34**(11): p. 997-1002.
82. Mundermann, A., C.O. Dyrby, and T.P. Andriacchi, *A comparison of measuring mechanical axis alignment using three-dimensional position capture with skin markers and radiographic measurements in patients with bilateral medial compartment knee osteoarthritis*. Knee, 2008. **15**(6): p. 480-5.
83. Miyazaki, T., et al., *Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 2002. **61**(7): p. 617-22.
84. Henriksen, M., et al., *Gait changes in patients with knee osteoarthritis are replicated by experimental knee pain*. Arthritis Care Res (Hoboken), 2010. **62**(4): p. 501-9.
85. Gok, H., S. Ergin, and G. Yavuzer, *Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis*. Acta Orthop Scand, 2002. **73**(6): p. 647-52.
86. Astephen, J.L., et al., *Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity*. J Orthop Res, 2008. **26**(3): p. 332-41.
87. Baliunas, A.J., et al., *Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis*. Osteoarthritis Cartilage, 2002. **10**(7): p. 573-9.
88. Boivin, K., *Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques*, in Institut de génie biomédical. 2010, Polytechnique de Montréal. p. 269.
89. Bytyqi, D., et al., *Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment*. Int Orthop, 2014. **38**(6): p. 1191-8.
90. Nagano, Y., et al., *Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis*. Knee, 2012. **19**(5): p. 628-32.
91. Zeni, J.A., Jr. and J.S. Higginson, *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), 2009. **24**(4): p. 372-8.
92. Briem, K. and L. Snyder-Mackler, *Proximal gait adaptations in medial knee OA*. J Orthop Res, 2009. **27**(1): p. 78-83.
93. Hunt, M.A., et al., *Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis*. Gait Posture, 2008. **27**(4): p. 635-40.
94. Ornetti, P., et al., *Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review*. Joint Bone Spine, 2010. **77**(5): p. 421-5.
95. Sosdian, L., et al., *Longitudinal changes in knee kinematics and moments following knee arthroplasty: a systematic review*. Knee, 2014. **21**(6): p. 994-1008.
96. Milner, C.E., *Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature*. J Orthop Sci, 2009. **14**(1): p. 114-20.
97. Astephen Wilson, J.L., M.J. Dunbar, and C.L. Hubble-Kozey, *Knee joint biomechanics and neuromuscular control during gait before and after total knee arthroplasty are sex-specific*. J Arthroplasty, 2015. **30**(1): p. 118-25.

98. Hatfield, G.L., et al., *The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait*. J Arthroplasty, 2011. **26**(2): p. 309-18.
99. Levinger, P., et al., *Lower limb biomechanics in individuals with knee osteoarthritis before and after total knee arthroplasty surgery*. J Arthroplasty, 2013. **28**(6): p. 994-9.
100. McClelland, J.A., et al., *Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement*. Knee, 2011. **18**(3): p. 151-5.
101. Renaud, A., *Évaluation clinique et biomécanique de deux différents types d'arthroplastie totale de genou*, in *Sciences biomédicale*. 2014, Université de Montréal: Montréal. p. 144.
102. Urwin, S.G., et al., *Gait analysis of fixed bearing and mobile bearing total knee prostheses during walking: do mobile bearings offer functional advantages?* Knee, 2014. **21**(2): p. 391-5.
103. Mandeville, D., et al., *The effect of total knee replacement on the knee varus angle and moment during walking and stair ascent*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. **23**(8): p. 1053-8.
104. Orishimo, K.F., et al., *Does total knee arthroplasty change frontal plane knee biomechanics during gait?* Clin Orthop Relat Res, 2012. **470**(4): p. 1171-6.
105. Komistek, R.D., et al., *In vivo kinematics for subjects with and without an anterior cruciate ligament*. Clin Orthop Relat Res, 2002(404): p. 315-25.
106. Okamoto, N., et al., *In vivo kinematic comparison between mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty during step-up activity*. J Arthroplasty, 2014. **29**(12): p. 2393-6.
107. Smith, A.J., D.G. Lloyd, and D.J. Wood, *Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty*. J Orthop Res, 2004. **22**(2): p. 260-6.
108. Benedetti, M.G., et al., *Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. **18**(9): p. 871-6.
109. Hubley-Kozey, C.L., et al., *Alterations in neuromuscular patterns between pre and one-year post-total knee arthroplasty*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010. **25**(10): p. 995-1002.
110. Yoshida, Y., et al., *Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. **23**(3): p. 320-8.
111. Barrack, R.L., et al., *Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 46-55.
112. Bell, S.W., et al., *Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty*. Knee, 2014. **21**(1): p. 272-7.
113. Nicoll, D. and D.I. Rowley, *Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 2010. **92**(9): p. 1238-44.
114. Bonnin, M., et al., *Can patients really do sport after TKA?* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(7): p. 853-62.
115. Stratford, P.W., D.M. Kennedy, and D.L. Riddle, *New study design evaluated the validity of measures to assess change after hip or knee arthroplasty*. J Clin Epidemiol, 2009. **62**(3): p. 347-52.



116. Dobson, F., et al., *OARSI recommended performance-based tests to assess physical function in people diagnosed with hip or knee osteoarthritis*. *Osteoarthritis Cartilage*, 2013. **21**(8): p. 1042-52.
117. Escobar, A., et al., *Patient acceptable symptom state and OMERACT-OARSI set of responder criteria in joint replacement. Identification of cut-off values*. *Osteoarthritis Cartilage*, 2012. **20**(2): p. 87-92.
118. Dye, S.F., G.L. Vaupel, and C.C. Dye, *Conscious neurosensory mapping of the internal structures of the human knee without intraarticular anesthesia*. *Am J Sports Med*, 1998. **26**(6): p. 773-7.
119. Deandrade, J.R., C. Grant, and A.S. Dixon, *Joint Distension and Reflex Muscle Inhibition in the Knee*. *J Bone Joint Surg Am*, 1965. **47**: p. 313-22.
120. Sullivan, M., et al., *Psychological determinants of problematic outcomes following Total Knee Arthroplasty*. *Pain*, 2009. **143**(1-2): p. 123-9.