

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	5
1.1 Anatomie.....	5
1.1.1 Terminologie.....	5
1.1.2 Le genou.....	6
1.1.3 Cinématique du genou	12
1.2 Gonarthrose.....	14
1.3 Prothèse totale de genou	16
1.3.1 Qu'est-ce qu'une PTG ?.....	16
1.3.2 Problématique de l'insatisfaction post-PTG	18
1.3.2.1 Comprendre l'insatisfaction post-PTG	19
1.3.2.2 Des prédicteurs de l'insatisfaction post-PTG	21
1.3.3 Prise en charge d'un patient avec PTG douloureuse	23
1.4 Cinématique tridimensionnelle (3D).....	27
1.4.1 Système d'enregistrement de la cinématique.....	27
1.4.1.1 Types de marqueurs	27
1.4.1.2 Système de caméras	30
1.4.2 Description de la cinématique 3D du genou à la marche.....	33
1.4.2.1 Définition d'un cycle de marche.....	33
1.4.2.2 Cinématique 3D du genou sain à la marche.....	34
1.4.2.3 Cinématique 3D avec prothèse totale de genou à la marche	37
1.4.2.4 Cinématique 3D avec PTG douloureuse à la marche	40
1.4.2.5 Cinématique 3D du genou pathologique à la marche : syndrome fémoro-patellaire.....	41
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIF / MÉTHODOLOGIE.....	47
2.1 Problématique	47
2.2 Objectifs.....	48
2.2.1 Objectif principal	48
2.2.2 Objectifs secondaires	48
2.3 Hypothèses.....	49
2.3.1 Hypothèse #1 : Technique	49
2.3.2 Hypothèse #2 : Scientifique	49
CHAPITRE 3 ÉTUDE #1 : VALIDATION DE LA COMPARAISON DE LA CINÉMATIQUE 3D ENREGISTRÉE AVEC DEUX SYSTÈMES, L'UN CLINIQUE, L'AUTRE DE RECHERCHE.....	51
3.1 Résumé de la problématique.....	51
3.2 Méthodologie	51
3.2.1 Population étudiée.....	51

3.2.2	Critère d'inclusion et d'exclusion.....	52
3.2.3	Collectes de données.....	52
3.2.4	Analyse des données.....	55
3.3	Résultats.....	57
3.3.1	Données démographiques.....	57
3.3.2	Données cinématiques.....	57
3.3.2.1	Cinématiques 3D obtenues via les deux systèmes.....	57
3.3.2.2	Écart angulaire entre les deux systèmes.....	60
3.4	Interprétation des résultats et discussion.....	62
CHAPITRE 4 ÉTUDE #2 : IDENTIFICATION DE MARQUEURS CINÉMATIQUES		
REPRÉSENTATIFS DE LA MARCHÉ DOULOUREUSE AVEC		
PROTHÈSE TOTALE DE GENOU.....		
		65
4.1	Résumé de la problématique.....	65
4.2	Méthodologie.....	66
4.2.1	Population étudiée.....	66
4.2.2	Critères d'inclusion.....	67
4.2.3	Critères d'exclusion.....	67
4.2.4	Collecte des données.....	68
4.2.4.1	Groupes avec PTG.....	68
4.2.4.2	Groupe contrôle.....	72
4.2.5	Analyse des données.....	72
4.2.6	Analyse statistique.....	78
4.3	Résultats.....	79
4.3.1	Données démographiques.....	80
4.3.2	Données radiologiques.....	81
4.3.3	Données questionnaires subjectifs.....	83
4.3.4	Données test fonctionnalité du genou.....	85
4.3.5	Données cliniques.....	85
4.3.6	Données cinématiques.....	86
4.3.6.1	Plan sagittal.....	87
4.3.6.2	Plan frontal.....	88
4.3.6.3	Plan axial.....	90
4.4	Interprétation des résultats et discussion.....	91
4.4.1	PTG douloureuse : profil de l'insatisfaction.....	91
4.4.2	Évaluation cinématique et tableau clinique de la PTG douloureuse.....	92
4.4.2.1	Tableau clinique des patients avec PTG douloureuse.....	92
4.4.2.2	Cinématique de la marche avec PTG douloureuse.....	94
4.4.3	Évaluation cinématique et tableau clinique de la PTG asymptomatique..	95
CONCLUSION.....		99
RECOMMANDATIONS.....		101

ANNEXE I	COMPARAISON VICON/NDI.....	103
ANNEXE II	ÉVALUATION SUBJECTIVE : QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION.....	105
ANNEXE III	ÉVALUATION CLINIQUE.....	109
ANNEXE IV	RÉSULTATS ÉVALUATION SUBJECTIVE : QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION	115
ANNEXE V	RÉSULTATS ÉVALUATION CLINIQUE	117
ANNEXE VI	RÉSULTATS ÉVALUATION CINÉMATIQUE	125
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	129

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Bilan de torsion des composantes fémorale et tibiale	26
Tableau 1.2 Comparaison des systèmes Vicon™ et Polaris™	32
Tableau 3.1 Données démographiques Moyenne(Moy) (Écart-Type(EC)).....	57
Tableau 3.2 Écart entre la cinématique Polaris™ et Vicon™ sur un cycle de marche entier	62
Tableau 4.1 Liste des évaluations subites par les patients avec PTG	68
Tableau 4.2 Évaluation de la flexibilité et instabilité des muscles de la cuisse	71
Tableau 4.3 Paramètres plan sagittal.....	73
Tableau 4.4 Paramètres plan frontal.....	75
Tableau 4.5 Paramètres plan axial	76
Tableau 4.6 Données démographiques	80
Tableau 4.7 Bilan de torsion (Moyenne (Écart-Type)).....	82
Tableau 4.8 Données questionnaires subjectifs : LEFS et KOOS	83
Tableau 4.9 Données tests fonctionnalité du genou.....	85

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	5
Figure 1.2	8
Figure 1.3	9
Figure 1.4	10
Figure 1.5	12
Figure 1.6	13
Figure 1.7	17
Figure 1.8	26
Figure 1.9	29
Figure 1.10	31
Figure 1.11	32
Figure 1.12	34
Figure 1.13	35
Figure 1.14	36
Figure 1.15	37
Figure 1.16	42
Figure 3.1	54
Figure 3.2	58
Figure 3.3	59
Figure 3.4	59
Figure 3.5	60
Figure 3.6	61

Figure 3.7	Valeur absolue de l'écart moyen en rotation externe/interne	61
Figure 4.1	Paramètres plan sagittal.....	74
Figure 4.2	Paramètre plan frontal	74
Figure 4.3	Paramètres plan axial	77
Figure 4.4	Profil KOOS.....	84
Figure 4.5	Cycle moyen de flexion/extension	87
Figure 4.6	Cycle moyen d'adduction/abduction.....	89
Figure 4.7	Cycle moyen de rotation tibiale interne/externe	90

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Tridimensionnel(le)s; trois dimensions
ABD	Abduction
ADD	Adduction
AP	Antéro-Postérieur
Asympt/Asx	Groupe Asymptomatique
CHUM	Centre Hospitalier et Universitaire de Montréal
CrCHUM	Centre de recherche du Centre Hospitalier et Universitaire de Montréal
CM	Cycle de Marche
CT-SCAN	Tomodensitométrie, scanographie (anglais : <i>Computerized Tomography</i>)
DD	Décubitus Dorsal
DFP	Douleur Fémoro-patellaire
DV	Décubitus Ventral
Ext	Extension
EC	Écart-Type
ÉTS	École de Technologie Supérieure
Flex	flexion
FP	Fémoro-Patellaire
HKA	Axe mécanique du membre inférieur : Hanche-Genou-Cheville (anglais : <i>Hip-Knee-Ankle</i>)
ICC	Coefficient de corrélation multiple
IMC	Indice de Masse Corporelle
KOOS	<i>Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score</i>

LEFS	<i>Lower Extremity Functional Scale</i>
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie
max	maximum
mFP	méthode fonctionnelle et posturale (anglais : <i>functional and postural method</i>)
min	minimum
Moy	moyenne
N/A	non renseigné
N.S	Non statistiquement Significatif ($P>0.05$)
NDI	Northen Digital Inc.
PTG	Prothèse Totale de Genou
RI	rotation tibiale Interne
RE	rotation tibiale Externe
ROM	amplitude de mouvement (Anglais : <i>Range of Motion</i>)
Sympt.	groupe Symptomatique
WOMAC	<i>Western Ontario and Mc Master Universities index</i>

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS DE LONGUEUR

m	mètre
mm	millimètre
cm	centimètre

UNITÉS DE MASSE

Masse

kg	kilogramme
----	------------

Masse surfacique

kg/m ²	kilogramme par mètre carré
kg/cm ²	kilogramme par centimètre carré

UNITÉS DE TEMPS

Angle solide Fréquence

Hz	hertz
----	-------

UNITÉS MÉCANIQUES

Vitesse

m/s	mètre par seconde
-----	-------------------

Angle plan

°	degré
---	-------

UNITÉ DE TEMPS

s	seconde
---	---------

UNITÉ ADIMENSIONNELLE

%	pourcentage
---	-------------

INTRODUCTION

L'articulation du genou est complexe de par sa structure et sa mobilité. Essentielle à la locomotion, cette articulation est très peu contrainte. L'atteinte de celle-ci par l'arthrose handicape grandement les personnes touchées causant de la douleur et une perte de leur mobilité. Pour les cas d'arthrose sévère, l'arthroplastie totale de genou est devenue le traitement de référence depuis maintenant 40 ans. En effet, les prothèses totales de genoux (PTG) ont fait leurs preuves tant pour réduire la douleur causée par l'arthrose que pour améliorer la fonction du genou et donc améliorer la qualité de vie. Cependant, certains patients demeurent insatisfaits à la suite de la chirurgie, principalement parce qu'ils ressentent toujours une douleur d'origine inconnue sur le côté antérieur de leur genou malgré la prothèse (Beswick, et Goberman-Hill, 2015). Certaines causes de douleur ont pu être identifiées à la suite de recherches (infection, descellement, instabilité clinique) (Miller, 2005; Sternheim et al, 2012). Même en l'absence de ces causes, plusieurs patients éprouvent encore de la douleur non expliquée et force est de constater que l'insatisfaction est toujours de l'ordre de 20 %, ce qui est beaucoup plus élevé que pour les prothèses totales de hanche où le taux de satisfaction avoisine les 97 % (Bourne et al, 2010; Mahomed et al, 2011; Robertsson et al, 2000; Scott et al, 2010). Afin de mieux cerner cette problématique, l'approche proposée consiste à analyser la cinématique tridimensionnelle (3D) à la marche du genou prothétique en la complétant par une étude approfondie du profil clinique de ces sujets. En effet, la marche représente l'activité quotidienne principale de ces patients, durant laquelle ils sont susceptibles de ressentir de la douleur. De plus, la cinématique 3D du genou prothétique à la marche reste encore mal étudiée et incomprise.

L'objectif principal de ce projet de recherche est donc d'analyser la cinématique tridimensionnelle (mouvement de flexion/extension, adduction/abduction, rotation tibiale interne/externe) lors de la marche de patients ayant subi une arthroplastie du genou et qui ressentent de la douleur dont la cause n'est pas connue cliniquement. Pour ce faire, deux études ont été entreprises ayant deux objectifs différents. La première étude, d'ordre technique, a permis de valider si deux systèmes de capture de mouvement différents (l'un de

recherche, l'autre utilisé en clinique) permettaient d'obtenir une cinématique 3D du genou comparable. Cette étude a servi à valider le fait qu'il était possible d'utiliser des données d'un groupe contrôle acquis dans le cadre d'un projet antérieur au sein du laboratoire de recherche en orthopédie. La seconde étude, d'ordre scientifique et clinique, a évalué la cinématique 3D de patients souffrant de douleur d'origine inconnue suite à leur arthroplastie pour tenter d'identifier des marqueurs cinématiques pouvant expliquer cette douleur et comparer les résultats cinématiques à ceux d'un groupe contrôle. Cette seconde étude a été faite en environnement clinique, dans les locaux de l'Hôpital Jean-Talon.

Pour la première étude, neuf sujets sains, ne possédant pas de problèmes de locomotion ou de blessures au niveau du genou, ont été recrutés. Leur cinématique 3D a été enregistrée selon deux systèmes différents, l'un utilisé en recherche, l'autre en clinique. Dans les deux cas, le système KneeKG™ a été utilisé pour analyser la cinématique du genou à la marche. Lorsqu'il est utilisé en recherche, les capteurs du mouvement fixés au KneeKG™ étaient enregistrés par un système de 12 caméras Vicon™ (Oxford Metrics, Oxford, UK) et les sujets marchaient sur un tapis roulant instrumenté de capteurs de force. Lorsqu'il est utilisé en clinique, les capteurs de mouvement fixés au KneeKG™ étaient enregistrés par une caméra Polaris Spectra (Northen Digital Inc., Waterloo, Canada) et les sujets marchaient sur un tapis roulant commercial. La validation de la comparaison de la cinématique 3D du genou obtenue via les deux systèmes a permis d'incorporer un groupe contrôle à la seconde étude.

Pour la seconde étude, 39 patients 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 patients asymptomatiques (Asympt, Asx) et 19 patients souffrant de douleur suite à leur prothèse (symptomatique (Sympt.)). Pour tous les patients, la cinématique de leur genou a été évaluée seulement une fois, entre 12 et 24 mois suite à la chirurgie. Une cohorte de 17 sujets sains issus de l'étude précédente faite en environnement de recherche vient compléter ces données afin d'obtenir un groupe contrôle à cette étude. Ainsi, trois groupes ont été comparés: sain (contrôle), asymptomatique avec PTG, symptomatique avec PTG.

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre correspond à une revue de la littérature permettant une meilleure compréhension de la problématique des douleurs suite aux prothèses et de l'intérêt de l'étude de leur cinématique 3D. Le deuxième chapitre présente un résumé de la problématique, les objectifs détaillés et les hypothèses énoncées dans ce projet de recherche. Le troisième chapitre met en avant la méthodologie, les résultats et la discussion de la première étude. Dans le quatrième chapitre, la seconde étude est présentée (méthodologie, résultats, discussion). Finalement, le cinquième et dernier chapitre amène une conclusion globale et des recommandations.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie

1.1.1 Terminologie

L'étude du corps humain se fait couramment selon les plans, axes et directions de référence bien précis (*Voir* Figure 1.1).

Axes	
Vertical	Axe longitudinal du corps, perpendiculaire au sol en position érigée
Transverse	Axe horizontal, allant de la gauche à la droite
Sagittal	Axe traversant le corps comme une flèche et normal aux deux autres
Plans	
Sagittal	Plan normal à l'axe transversal
Frontal	Plan normal à l'axe sagittal
Axial	Plan horizontal normal à l'axe vertical
Directions	
Interne,médial/ Externe,latéral	Vers le plan sagittal/l'extérieur
Antérieur/ Postérieur	Vers l'avant/arrière dans le sens du regard
Proximal/ Distal	Vers l'insertion du membre la plus proche/éloignée du tronc

Figure 1.1 Axes, plans et directions anatomiques
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Südhoff (2007, p.9)

1.1.2 Le genou

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur, c'est la plus volumineuse et la plus complexe de toutes les articulations du corps humain. Le membre inférieur étant constitué de trois os : le fémur, le tibia et la rotule (patella), le genou est en fait deux articulations : fémoro-tibiale et fémoro-patellaire. Il s'agit d'une articulation synoviale de type sphéroïde car possédant six degrés de libertés indépendants assurés par un ensemble complexe de muscles, ligaments, ménisques et cartilages. Ses degrés de libertés permettent trois types de glissements, les translations antéro-postérieure (AP), médio-latérale et proximo-distale et trois types de rotations, soit la flexion(Flex)-extension(Ext), l'abduction(ABD)-adduction(ADD) du tibia et la rotation interne(RI)-externe(RE) du tibia par rapport au fémur. C'est donc une articulation présente une très grande mobilité et une bonne stabilité en l'absence de blessure. Dans l'optique de bien comprendre la problématique des douleurs suite à l'arthroplastie totale du genou, un retour est nécessaire sur l'anatomie et physiologie du genou sain (*Voir* Figure 1.2) et le rôle de chacune des structures principales qui octroient au genou sa mobilité ou sa stabilité.

La partie supérieure de l'articulation du genou est le fémur. Il s'agit de l'os le plus long et le plus fort du corps. Sa robustesse lui permet de supporter jusque 280 kg/cm^2 lors d'un saut puissant. Sa partie proximale 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 de se rapprocher du centre de gravité du corps et ainsi d'en améliorer l'équilibre. La surface articulaire du fémur au niveau du genou est composée de deux condyles : médial et latéral. De formes quasi-sphériques, ils sont recouverts de cartilage articulaire, tissu souple et élastique, qui permet de protéger le fémur en plus de faciliter son mouvement par rapport au tibia en favorisant les glissements. En antérieur, ces deux condyles se joignent pour former la trochlée fémorale, aussi appelée surface patellaire car il s'agit du lieu d'articulation entre le fémur et la patella. En postérieur, ils se séparent pour former la fosse intercondylienne (Marieb, 2005). Chaque condyle possède sa propre géométrie (*Voir* Figure 1.2), ce qui influence donc la cinématique du genou (Iwaki, Pinskerova, et Freeman, 2000; Martelli et Pinskerova, 2002). Le condyle

interne est composé de deux arcs de cercle de diamètres différents et le condyle externe est considéré comme ayant un seul arc de cercle. Sur la partie interne du condyle interne se trouve une protubérance (épicondyle médial), de même sur la partie externe du condyle externe (épicondyle latéral), lieux d'insertion de tendon des muscles de la cuisse.

La patella est un os sésamoïde, de forme triangulaire, qui se loge sous le tendon du quadriceps et qui est en articulation avec le fémur via sa face postérieure. Le rôle de la patella est de protéger l'articulation et d'accroître le levier transmis par le muscle de la cuisse, le quadriceps, à l'articulation lors de son extension (Marieb, 2005).

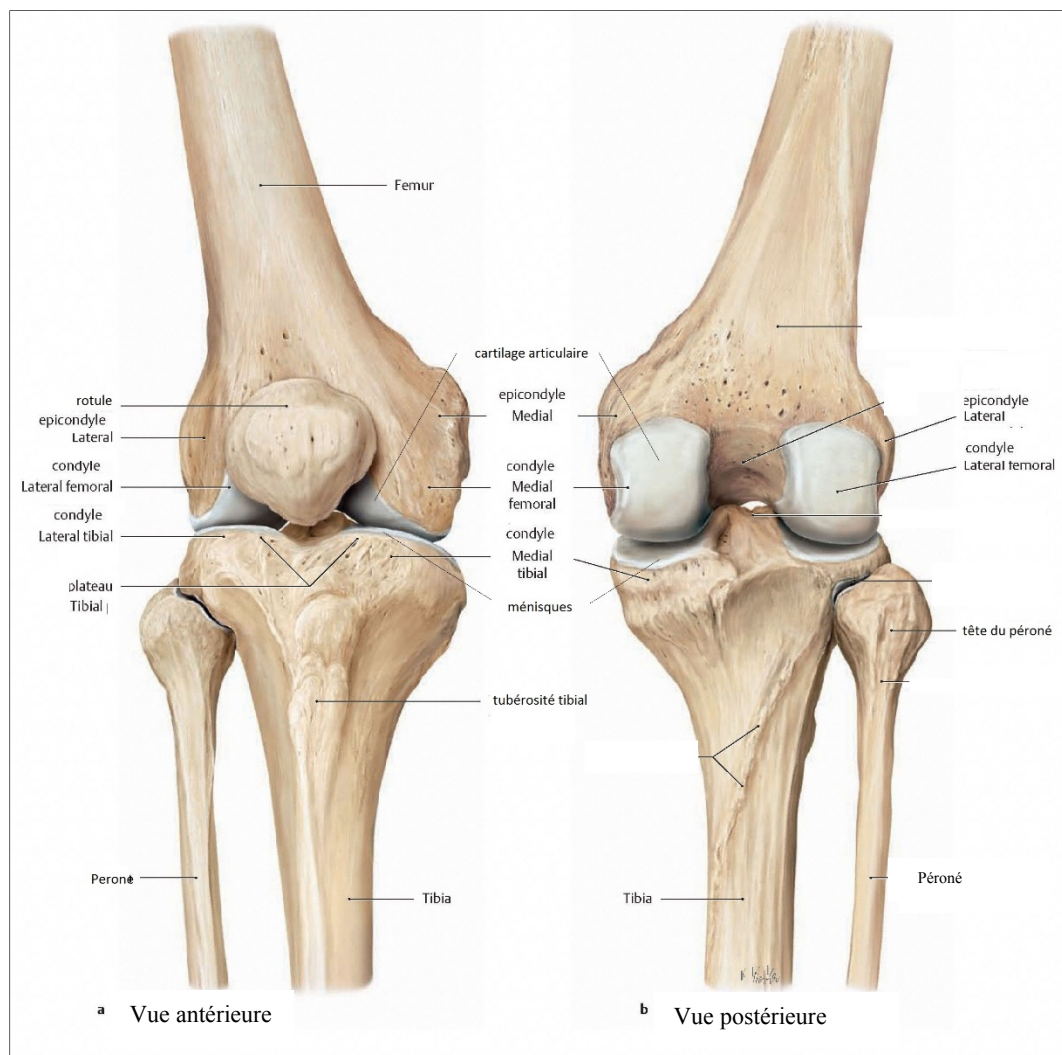


Figure 1.2 Représentation de la structure osseuse du genou droit

Adaptée de Thieme Atlas of Anatomy (2007)

La partie inférieure du genou est constituée de deux os parallèles, le tibia et le péroné, qui s'articulent à leurs extrémités. Le péroné a pour rôle de stabiliser l'articulation mais n'a pas de fonction à proprement parler dans l'articulation du genou. Au niveau du tibia, sa partie articulaire proximale est appelée plateau tibial de par sa forme assez plate. Il comprend également deux condyles, médial et latéral, qui sont séparés par l'éminence intercondylienne (Marieb, 2005). Ces derniers possèdent des concavités différentes avec un condyle interne plat, voire convexe et un condyle externe légèrement concave (Freeman et Pinskerova, 2005).

Chez les sujets sains, les membres inférieurs sont alignés dans le plan frontal (*Voir* Figure 1.3) en appui unipodal. Cet alignement joue un rôle important dans l'apparition de certaines pathologies et est pris en considération dans la chirurgie de la prothèse totale du genou (PTG). L'axe mécanique du membre inférieur (angle HKA pour *Hip-Knee-Ankle*) est défini par l'angle pris médialement entre deux lignes : une ligne reliant le centre de la tête fémorale (centre articulaire de la hanche *Hip*) jusqu'au milieu des sommets des processus épineux tibiaux (centre articulaire du genou *Knee*), l'autre ligne reliant ce même dernier point anatomique jusqu'au centre de l'astragale (centre articulaire de la cheville *Ankle*). Cet axe est obtenu à partir de radiographie de jambes entières et debout, afin d'avoir le poids du corps. L'axe mécanique est normalement neutre avec les deux lignes alignées, autrement dit à $0^{\circ} \pm 3^{\circ}$ (Song et al, 2015; Mandeville et al, 2007). Lorsque la jambe est orientée en dehors de l'axe mécanique, il y a une ouverture interne de l'angle HKA (angle positif, plus de 180°) ce qui correspond à une situation de genou en valgus. A l'inverse, lorsque la jambe est orientée en dedans, il y a une ouverture externe de l'angle HKA (angle négatif, moins de 180°) qui correspond à une situation de genou en varus. A noter, que l'axe anatomique (axe diaphyse) du fémur a un angle d'environ 6° en dehors par rapport à son axe mécanique. Le tibia, quant à lui, a un angle de 3° par rapport à la verticale (Song et al, 2015) (*Voir* Figure 1.3).

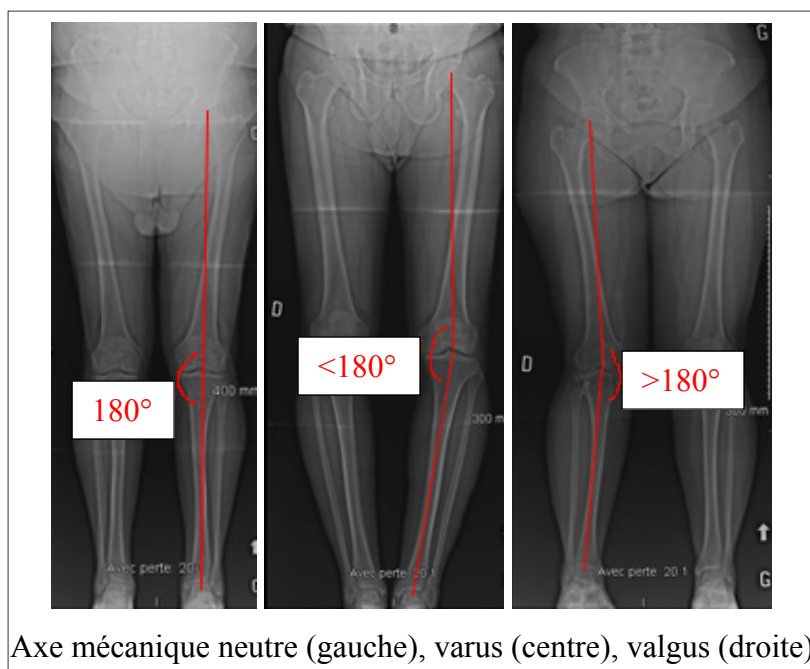


Figure 1.3 Alignement du membre inférieur dans le plan frontal

Outre la géométrie osseuse, il est important de bien connaître les différents ligaments et leurs fonctions respectives dans la cinématique de l'articulation du genou. Les quatre principaux ligaments du genou sont présentés (*Voir* Figure 1.4). Deux ligaments croisés viennent prévenir les glissements du fémur en avant et arrière de l'articulation et limitent l'amplitude du mouvement (ROM) de rotation tibiale dans le plan axial. Le plus important est le ligament croisé antérieur qui a son origine en avant du processus épineux du tibia et son insertion est en arrière de la face médiale du condyle fémoral latéral : il se dirige donc en haut et en arrière. Son principal rôle est d'assurer la stabilité antéro-postérieure du fémur en flexion, ce en limitant son déplacement postérieur du fémur par rapport à la surface articulaire du tibia. Ainsi, il limite aussi l'hyperextension du genou. Il est assisté secondairement par le ligament collatéral médial. De plus, il va intervenir dans la stabilisation du genou lors de stress en varus (Smith et al, 2003). Quant au ligament croisé postérieur, il a son origine en arrière de la région intercondylienne du tibia et son insertion est sur la face latérale avant du condyle fémoral interne, il se dirige donc en avant et en haut. Son principal rôle est d'assurer la stabilité postéro-antérieure du fémur en flexion, ce en prévenant le déplacement antérieur du

fémur par rapport au tibia et en limitant l'hyperflexion du genou (Smith et al, 2003). Il est assisté secondairement par le ligament collatéral latéral (*Voir* Figure 1.4).

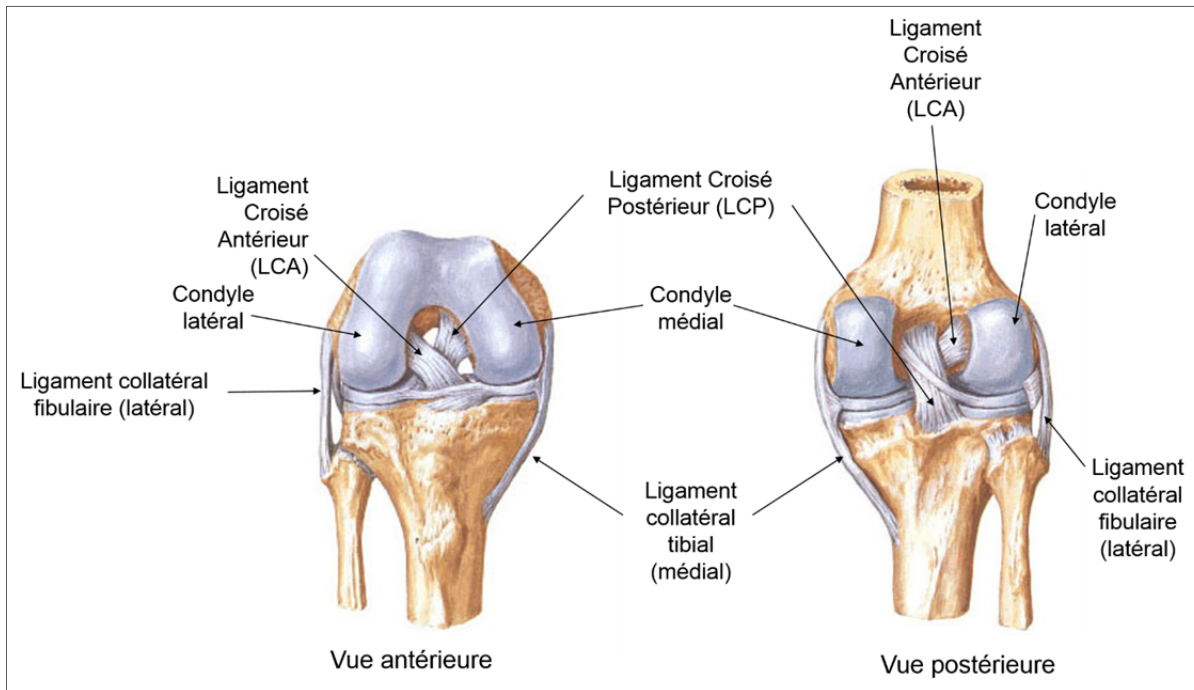


Figure 1.4 Représentation de la structure ligamentaire du genou
Adaptée de Thieme Atlas of Anatomy (2007)

Il existe deux ligaments collatéraux, le ligament collatéral médial tibial et le ligament collatéral latéral fibulaire. Le premier a son origine sur le condyle fémoral médial et son insertion sur la surface médiale du tibia. A contrario, le second a son origine sur le condyle fémoral latéral et s'insère sur le péroné. Leur principal rôle est de stabiliser le genou respectivement en interne et en externe, autrement dit de limiter les mouvements respectivement de valgus et de varus (Marieb, 2005). Un dernier ligament, le ligament patellaire a pour lieu d'insertion la tubérosité tibiale et son origine sur la rotule (*Voir* Figure 1.16). Son rôle est de limiter le déplacement de la rotule de manière transverse et de guider la rotule lors des mouvements de flexion au sein de la cavité trochléenne en réponse à une force exercée par les muscles de la cuisse.

Plusieurs muscles principaux sont agonistes aux mouvements effectués par le genou (*Voir* Figure 1.5). L'extension du genou est assurée principalement par les muscles antérieurs de la cuisse, plus particulièrement les quadriceps avec ses quatre vastes (vaste médial, vaste latéral, le vaste intermédiaire et le droit de la cuisse). Quant à la flexion du genou, elle est assurée par les muscles postérieurs de la cuisse, notamment les ischio-jambiers composés du semi-tendineux, le semi-membraneux et le biceps fémoral (long chef et court chef). Ces derniers permettent également les mouvements de rotation interne et externe du genou. La force générée par ces deux groupes principaux de muscles est nécessaire pour les activités quotidiennes telles que la marche, en montée et en descente, pour monter un escalier ou encore pour maintenir la stabilité de l'articulation du genou (Ullrich et al, 2015). La bandelette ilio-tibiale est une bande fibreuse, qui correspond au tendon terminal du muscle grand fessier et du tenseur du fascia lata et qui s'insère dans le tibia (tractus ilio-tibial). Les fibres de cette bandelette viennent s'insérer sur la tubérosité tibiale, au même endroit que le ligament patellaire et des fibres perpendiculaires viennent en contact avec la rotule. La bandelette passe à proximité du condyle externe lors de mouvement de flexion/extension (*Voir* Figure 1.5).

Cet arrangement des muscles a également un rôle fondamental pour assurer les mouvements de la hanche. Les muscles de la loge antérieure de la cuisse tels que les quadriceps, l'ilio-psoas et le tenseur du fascia lata assurent la flexion de la hanche. Le muscle ilio-psoas permet aussi les mouvements de rotation externe de la hanche et le tenseur du fascia lata assure en grande partie l'abduction et la rotation interne de la hanche. Les ischio-jambiers quant à eux soutiennent l'extension et rotation externe de la hanche. Les muscles fessiers (grand, moyen et petit glutéal) permettent l'extension, l'abduction et la rotation interne/externe de la hanche. Les adducteurs (grand, petit, long et court) jouent un rôle fondamental pour l'adduction de la hanche, mais ils interviennent également individuellement pour tous les autres mouvements de flexion/extension et rotation interne/externe de la hanche.

En résumé les muscles de la loge antérieure de la cuisse assurent généralement les mouvements de flexion de la hanche, ainsi que les mouvements d'extension du genou. A

contrario, les muscles de la loge postérieure de la cuisse permettent les mouvements d'extension de la hanche, ainsi que les mouvements de flexion du genou (*Voir Figure 1.5*).

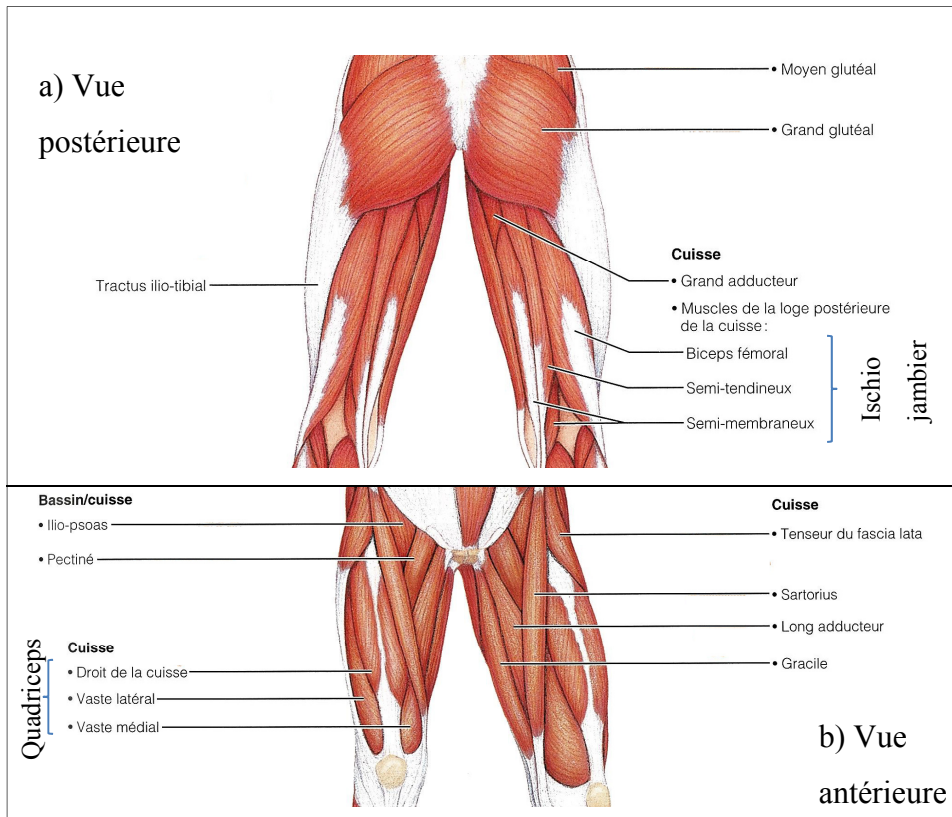


Figure 1.5 Muscles intervenant dans les mouvements du genou
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Marieb (2005, p.341-80)

Cette structure complexe des ligaments et muscles va apporter de la stabilité aux articulations (genou et hanche) et va assurer leur mobilité.

1.1.3 Cinématique du genou

La cinématique 3D du genou s'effectue selon trois plans. La flexion/extension du genou a lieu dans le plan sagittal, l'abduction/adduction dans le plan frontal et enfin la rotation tibiale interne/externe dans le plan axial (*Voir Figure 1.6*). Les mouvements de translation ne seront pas traités dans cette étude puisque leur précision et répétabilité mesurés à l'aide du KneeKG™ n'ont pas été établies.

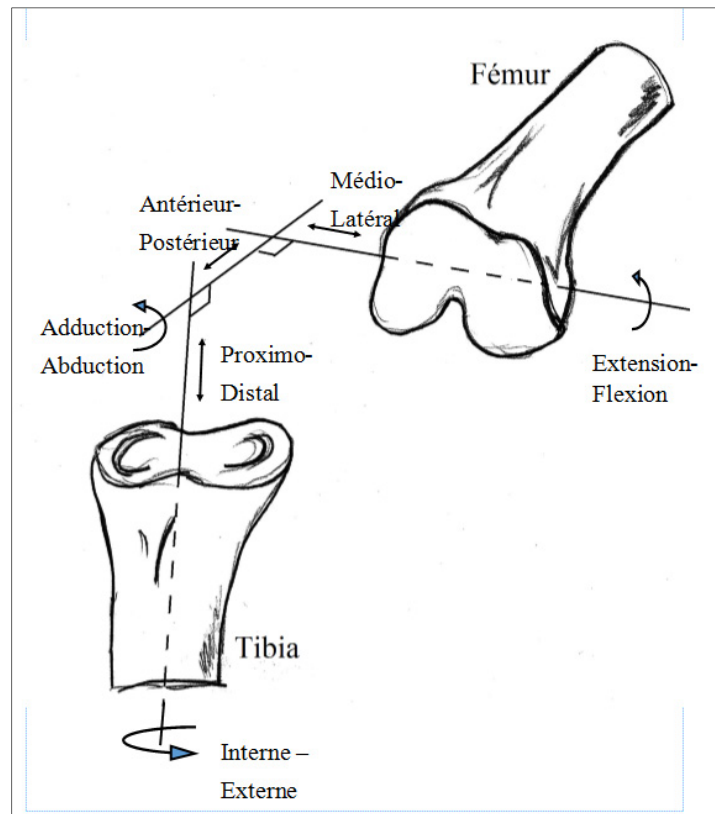


Figure 1.6 Illustration des six degrés de libertés de genou

Le mouvement principal du genou est la flexion/extension, il a la plus grande amplitude (140° au total) qui facilite son analyse. Il s'agit respectivement de diminuer/augmenter l'angle au niveau de l'articulation en mouvement en rapprochant/éloignant les segments de l'articulation les uns des autres. L'extension est d'amplitude nulle puisque l'axe de la jambe est alors dans l'axe de la cuisse. La flexion possède une amplitude de 120° si la hanche est en extension et jusque 140° lorsque la hanche est en flexion. Ce mouvement est celui le plus décrit dans la littérature (Freeman et Pinskerova 2003).

En mouvement d'adduction, le tibia distal se rapproche du corps pour faire un varus du genou et donc du plan sagittal alors qu'il s'en éloigne en abduction pour faire un valgus du genou. Les mouvements d'adduction et d'abduction ne s'observent que lorsque le genou est fléchi.

Enfin, en rotation interne, le tibia effectue une rotation vers l'intérieur du corps, le long de son axe proximo-distal et vers l'extérieur du corps en rotation externe. Le rayon du condyle fémoral médial étant plus faible que celui du condyle fémoral latéral, le tibia effectue une rotation interne au début du mouvement de fléchissement du genou.

1.2 Gonarthrose

Les surfaces articulaires du genou sont recouvertes de cartilage hyalin afin de permettre ses déplacements. Le cartilage hyalin est composé principalement d'eau et de collagène de type II. Ce tissu hautement spécialisé peut supporter des contraintes élevées sans apparition, a priori, de lésions pendant une grande partie de la vie. Il a trois grandes fonctions :

- 1) transmettre les forces d'un os à un autre,
- 2) distribuer les forces sur une grande surface afin de diminuer la force exercée sur les surfaces articulaires, autrement dit il a la capacité d'absorber des chocs;
- 3) permettre le mouvement entre deux surfaces articulaires avec une friction minimale.

L'arthrose du genou, aussi appelée gonarthrose, est d'origine idiopathique et correspond à la situation où le cartilage se détériore progressivement et vient parfois à disparaître. Dans ces phases les plus sévères, l'arthrose du genou transforme un simple exercice de marche en une véritable douleur. Quatre-vingts pourcent des personnes souffrants d'arthrose éprouvent ainsi une diminution de leur capacité fonctionnelle qui peut aller, dans 25 % des cas, jusqu'à l'incapacité à accomplir certaines activités quotidiennes comme la marche ou l'accroupissement. Les personnes gonarthrosiques voient leur fonction articulaire diminuer et perdent une partie de l'amplitude de leurs mouvements. En conséquence, ils ont tendance à modifier leur patron de marche, donc leur cinématique, pour éviter de ressentir la douleur dans leur genou. De ce fait, la distribution des forces sur les condyles du fémur est modifiée. De plus, l'alignement du membre inférieur joue un rôle prédominant dans l'évolution de la gonarthrose. Un alignement en varus du tibia relativement au fémur crée une adduction du tibia médial et donc une compression du condyle médial fémoral avec le plateau tibial

médial, du fait que le vecteur de la force de réaction au sol est dirigé vers l'intérieur du genou. Le moment d'adduction et la pression du compartiment médial sont plus importants, ce dernier est donc beaucoup plus sollicité. Les forces appliquées au genou ne sont plus correctement dispersées sur l'ensemble de l'articulation de sorte que l'arthrose progresse rapidement du côté médial

(Mandeville et al, 2007; Miyazaki et al, 2002; Mundermann et al, 2008).

Avec une population vieillissante, la prévalence de l'arthrose tend à augmenter. En effet, plus de 3 millions de canadiens (La société de l'arthrite, 2015) seraient touchés selon l'association de l'arthrite du Canada et ce chiffre tendrait à doubler d'ici 2031. Selon la littérature, 33 % des adultes de 60 ans et plus auraient des signes cliniques ou radiologiques d'arthrose (Felson, 2004; Neogi et Zhang, 2013).

Le diagnostic conventionnel de la gonarthrose consiste à ce qu'un clinicien regarde une radiographie sous charge bipodale des membres inférieurs pour évaluer le degré de détérioration du cartilage selon les cinq grades de Kellgren et Lawrence (0 normal jusque 4 sévère) (Schiphof et al, 2008; Kellgren et Lawrence, 1957). Pour les premiers stades de l'arthrose, le traitement thérapeutique proposé tend à soulager la douleur, notamment avec des modalités pharmacologiques antidouleurs (type anti-inflammatoire, cortisone). 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 (Zhang et al, 2008; American Academy of Orthopaedic Surgeons Board of Directors, 2013). Pour les stades plus sévères d'arthrose, la chirurgie apparaît comme une solution de choix, avec différentes techniques proposées, mais la plus fréquente et la plus efficace reste la prothèse totale du genou (PTG) (Liddle et al, 2013).

1.3 Prothèse totale de genou

1.3.1 Qu'est-ce qu'une PTG ?

Plus de 55 000 opérations de pose de prothèse totale du genou ont été effectuées entre 2013 et 2014 au Canada d'après l'Institut canadien d'information sur la santé (2015). Le nombre ne fait qu'augmenter avec l'incidence de l'arthrose et le vieillissement de la population. Il s'agit de la deuxième intervention chirurgicale la plus courante chez les personnes de plus de 60 ans (après la cataracte) (Liddle et al, 2013). Il s'agit du traitement le plus efficace et rentable pour réduire la douleur et améliorer la fonction articulaire (Jenkins, 2013; Räsänen et al, 2007; Dakin et al, 2012)

La chirurgie de PTG consiste à réséquer le cartilage restant et une partie de l'os sous-chondral des surfaces articulaires fémorales distales dans leur intégralité en utilisant une coupe transversale, intérieure et postérieure. De même, la surface articulaire du tibia est remplacée par un support en polyéthylène, normalement attaché à une base en métal, tandis que la partie distale du fémur est resurfacée en utilisant un composant de métal. La composante fémorale doit être alignée perpendiculaire à l'axe mécanique du fémur, alors que la composante tibiale doit être perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia. Concernant les structures connexes, les ligaments croisés peuvent être sacrifiés ou non en fonction du type d'implant préféré par le chirurgien. Les implants les préservant permettent théoriquement d'avoir un genou avec une biomécanique normale. Cependant pour diverses raisons, dont la difficulté de la technique chirurgicale, ces dits-implants sont peu utilisés (Cherian et al, 2014). De plus, des balances ligamentaires (relâche) et des tissus mous sont faites au besoin pour équilibrer le genou et donner plus ou moins de mobilité à celui-ci au détriment de la stabilité. S'il y a de l'arthrose fémoro-patellaire, la rotule peut être également resurfacée (résection du cartilage et d'une partie de l'os sous-chondral rotulien) à l'aide d'un «bouton» polyéthylène (Liddle et al, 2013). La littérature ne permet pas d'affirmer l'avantage du resurfaçage au niveau des résultats de la chirurgie et de la satisfaction : la fonction du genou et la cinématique restent identiques post-PTG (Campbell, 2006; Smith et al, 2006; Barrack et Wolfe, 2000; Arbuthnot et al, 2004) avec ou sans resurfaçage de la rotule. Une rotule

resurfacée réduirait cependant le risque de présence de douleur antérieure au genou en post-opératoire (Agrawal et al, 2011).

Plusieurs types de prothèses existent et leur design varie suivant la conformité de la surface articulaire, le resurfaçage de la rotule, le maintien ou non des ligaments croisés ou encore la mobilité de l'insert en polyéthylène (Fantozzi et al, 2003).

Seul le type de prothèse postéro-stabilisé sera présenté car il s'agit de celle de l'étude. Les prothèses postéro-stabilisées sont très utilisées et ont fait leur preuve pour restaurer une cinématique du genou normale 'saine' grâce à son design (Van den Boom et al, 2014; Goutallier et al, 2008). La Figure 1.7 illustre leur design (type Genesis™ postéro-stabilisée de Smith and Nephew). Le principe de ce type de prothèse est qu'une came existe sur la portion centrale de la composante fémorale et vient s'articuler avec le cylindre de plastique fixé sur le polyéthylène. La came s'engage avec le polyéthylène à un angle généralement supérieur à 70° de flexion et ainsi, force les points de contact fémoro-tibiaux d'être plus postérieurs. Ceci recrée donc le retour en arrière (en anglais : *roll-back*) fémoral et permet une augmentation de la flexion (Victor et Bellemans, 2006). Pour ce design de PTG les ligaments croisés antérieur et postérieur sont sacrifiés : c'est la géométrie de l'implant qui maintient la stabilité du genou et évite les mouvements d'hyperflexion et hyperextension.



Figure 1.7 PTG postéro-stabilisée
Tirée de Sacone (2011, p.4)

L'objectif de la pose de PTG pour le patient est de le soulager de la douleur causée par la gonarthrose et d'améliorer la qualité de ses mouvements lors de ses activités quotidiennes et récréatives. De plus, le chirurgien orthopédique cherche à restaurer ou donner un alignement neutre de $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$ au membre inférieur car traditionnellement l'alignement est considéré comme un facteur important de la durabilité de la PTG. Ainsi, l'axe mécanique du membre inférieur prothésé passe à travers le centre du genou ce qui permet une distribution médio latérale des forces. Un mauvais alignement de la PTG a été impliqué dans des complications à long terme, dont l'instabilité tibio-fémorale et fémoro-patellaire, la fracture de la rotule, la rigidité/raideur ou encore l'accélération de l'usure du polyéthylène (Manjunath et al, 2015; Bellemans et al, 2012). Cependant, de nouvelles études s'interrogent sur le bien-fondé du réalignement neutre du membre inférieur lors de l'arthroplastie par rapport à un alignement plus proche de la physiologie du patient (Bellemans et al, 2012; Delpont et al, 2014). En effet, certains patients (32 % d'hommes et 17 % de femmes) ont un 'varus constitutionnel' depuis que leur squelette a atteint sa maturité. Ce varus est supérieur à la limite de 3° considérée pour la chirurgie. Ce varus est associé à des pratiques sportives importantes durant l'adolescence donc durant la période de croissance du squelette. Pour ces cas, le réalignement neutre apparaît comme anormal et non naturel puisqu'il implique une surcorrection de leur anatomie avec laquelle ils fonctionnent depuis la maturité de leur squelette. Ainsi, il y a aujourd'hui un débat quant à la nécessité d'atteindre la cible du varus neutre de $0^{\circ}\pm 3^{\circ}$ pour l'alignement post-opératoire.

1.3.2 Problématique de l'insatisfaction post-PTG

Malgré le succès de l'arthroplastie totale du genou, un pourcentage élevé de patients reste insatisfait suite à leur chirurgie. Comparativement à l'arthroplastie de la hanche où l'insatisfaction est de l'ordre de 3 %, celle-ci atteint 20 % chez les patients ayant subi une arthroplastie du genou (Bourne et al, 2010; Scott et al, 2010; Robertsson et al, 2000; Mahomed et al, 2011).

1.3.2.1 Comprendre l'insatisfaction post-PTG

Il se peut que les attentes entre le chirurgien et le patient vis-à-vis des résultats de l'arthroplastie divergent. En effet, le chirurgien orthopédique s'intéresse à des mesures objectives tels que l'amplitude de mouvement retrouvée, l'alignement neutre du membre inférieur ou encore la stabilité du genou. A contrario, le patient a pour sa part des attentes plus subjectives, à savoir l'amélioration de sa douleur en post-opératoire par rapport au préopératoire, mais également l'amélioration de la fonction de son genou (Mahomed et al, 2011; Scott et al, 2012; Pua et al, 2009; Clement et Burnett, 2013; Turcot et al, 2013). Malheureusement, seulement entre 60-80 % des patients rapportent ne ressentir aucune douleur et aucune limitation après leur chirurgie (Bourne et al, 2010; Brander et al, 2003). Beaucoup éprouvent des difficultés fonctionnelles résiduelles et n'atteignent pas le même niveau d'activité comparativement aux individus du même âge, notamment pour les activités avec forte demande biomécanique (faire un squat, se mettre à genou, déplacement latéraux, etc.).

La question de l'origine de la douleur est primordiale pour mieux comprendre le taux d'insatisfaction relativement élevé de la PTG (Scott et al, 2010). Cette douleur post-opératoire évolue dans le temps post-opératoire. Tout d'abord, il y a une diminution rapide de la douleur dans les trois premiers mois, avec 75 % des patients ne ressentant plus de douleur à trois mois. Entre trois et six mois, la diminution de la douleur est beaucoup plus lente puis un plateau s'installe entre six mois et un an. Autrement dit, si de la douleur est persistante à six mois, il y a très peu de chance qu'elle disparaisse complètement. Finalement à un an post-chirurgie, 20 % environ des patients continueront d'éprouver de la douleur constante (Brander et al, 2003).

Plusieurs causes de douleur chronique sont connues. Les douleurs ressenties tôt après la chirurgie sont souvent dues à une infection, une allergie aux métaux, une instabilité (faiblesse tissus mou environnant), une raideur, un mauvais positionnement des composants ou une malrotation des composantes tibiale ou fémorale (Berger et Rubash, 2001; Sternheim et al,

2012; Miller, 2005). Les causes plus tardives de douleur sont le descellement ou la fracture (Miller, 2005). Le descellement d'une prothèse correspond à la perte de la fixation d'un ou des composants prothétiques et est le plus souvent une complication d'origine mécanique (non infectieuse) qui se traduit par des douleurs et par la migration des implants. De plus, si la douleur persiste en post-opératoire, il se peut aussi que ce soit la conséquence de problèmes extrinsèques touchant les articulations adjacentes, telles que la hanche ou un problème neuronal au niveau de la colonne vertébrale (Al-Hadithy et al, 2012).

Certains patients rapportent de la douleur malgré une PTG fonctionnelle et des amplitudes de mouvements satisfaisantes. L'incidence de la douleur sans raison apparente touche une PTG sur 300 (Torga-Spak et al, 2004). La douleur d'origine inconnue est ainsi la troisième ou quatrième cause (10-15 %) de révision de PTG selon les registres articulaires internationaux consultés (Institut canadien d'information sur la santé, 2015; Australian Orthopaedic Association, 2013).

Chez 5-15 % des patients, cette douleur est décrite comme de la douleur de type fémoro-patellaire (Toms et al, 2009; Agrawal et al, 2011; Smith et al, 2006). Afin d'expliquer les douleurs sans origine connue, certains chercheurs ont donc mis en avant l'intérêt du resurfaçage de la rotule. Agrawal (2011) a démontré que le resurfaçage diminuerait la présence de douleur antérieure au genou. La douleur ressentie est plus particulièrement localisée sur le bord de la bride antéro-externe du composant fémoral. Berger et al (1998) ont révélé une corrélation positive entre la composante de malrotation combinée (tibial et fémoral) et les complications fémoro-patellaire autrement dit la défaillance de la composante patellaire. Barrack et al (2001) décrivent que la malrotation est un facteur significatif dans le développement de douleur antéro-postérieure. De plus, plusieurs causes cinématiques (alignement en valgus du membre inférieur, contracture en flexion) ont été associées à ces symptômes chez une population souffrant du syndrome fémoro-patellaire (*Voir 1.4.2.5*)

Une autre hypothèse pour expliquer les douleurs d'origine inconnue et l'insatisfaction post-opératoire est une mauvaise fonction du genou (Clement et Burnett, 2013). La fonction du

genou peut être évaluée par deux méthodes différentes (Boonstra et al, 2008). La première méthode consiste à faire des tests physiques très rapides tels que le *timed up and go*, le fait de monter quelques marches, ou de se lever et de s'asseoir sur une chaise en un temps limité. Pour le *timed up and go*, Podsiadlo et Richardson (1991) a mis en avant que moins de dix secondes étaient requises pour les sujets normaux et moins de vingt pour les sujets avec une bonne mobilité sans aide. La deuxième méthode utilise des questionnaires validés prospectivement tels que le *Lower Extremity Functional Scale* (LEFS) ou le *Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score* (KOOS) qui est une extension du *Western Ontario and Mc Master Universities index* (WOMAC) (Mahomed et al, 2011; Williams et al, 2012). Le LEFS évalue la fonction (limitations d'activités et restrictions de participation) chez les individus souffrant d'atteintes du membre inférieur (Binkley et al, 1999) à travers 20 questions notées sur une échelle de Likert (0: extrêmement difficile à 4: aucune difficulté). Selon des études comparatives la capacité du LEFS à détecter le changement, le statut fonctionnel chez les patients recevant une arthroplastie est meilleure que celle du WOMAC (Stratford et al, 2009; Pua et al, 2009). Le KOOS est pour sa part constitué de 42 items qui couvrent cinq dimensions (douleur, symptômes, qualité de vie, capacité à faire des activités quotidiennes et récréatives) et sont notées selon une échelle de Likert (0: meilleur état, 4: pire état et un score se calcule comme : 100 moins la somme des items d'une dimension). Il permet ainsi d'évaluer de manière globale des pathologies du genou, aussi bien traumatiques que dégénératives. Une étude d'Escobar et al (2012) a montré que les scores de KOOS inversés inférieurs à 75/100 indiquent une insatisfaction du patient par rapport à la fonction de son genou. Le LEFS est donc similaire au KOOS mais reste plus sensible dans l'évaluation de la progression de la fonction post-chirurgie. La deuxième méthode est préférée car elle coute moins cher et est plus facile à mettre en place.

1.3.2.2 Des prédicteurs de l'insatisfaction post-PTG

Plusieurs chercheurs ont essayé de déterminer les facteurs qui influent et interviennent sur la douleur et la fonction post-opératoire et donc qui prédisent une plus grande insatisfaction post-opératoire.

Le prédicteur de l'insatisfaction le plus fiable est le niveau d'attente des patients. En d'autres termes, l'insatisfaction est plus importante chez les patients qui avaient des attentes élevées quant à l'amélioration de la douleur et leur réadaptation dans leurs activités quotidiennes suite à la chirurgie. La majorité des patients, 85 %, espèrent une disparition complète de la douleur tandis que 52 % s'attendent à un retour à une fonction articulaire sans limitation (Bonnin et al, 2010; O'Connor, 2011; Scott et al, 2010; Scott et al, 2012).

De plus, il a été prouvé que la condition fonctionnelle du genou et de la douleur ressentie avant l'opération jouent un rôle déterminant dans les résultats de l'arthroplastie (Fortin et al, 1999; Fortin et al, 2002; Kim et al, 2009; Mandalia et al, 2008; Scott et al, 2010; Sullivan et al, 2009; Desmeules et al, 2013): les patients avec une qualité de vie et une fonction physique moins bonne ainsi que plus de douleur en préopératoire sont plus susceptibles d'être insatisfaits après leur chirurgie (Singh et al, 2008; Lingard et al, 2004). Le sexe (femme), l'âge (personnes jeunes inférieures à 60 ans), les facteurs psychologiques (dépression) et la santé physique (conditions de comorbidités en grand nombre) sont des critères qui prédisent un plus grand risque de douleur modérée à sévère en post-opératoire ainsi que pour la fonction physique (Singh et al, 2008; O'Connor, 2011; Scott et al, 2012; Bonnin et al, 2011; Judge et al, 2012; Singh et al, 2013; Forsythe et al, 2008; Nilsson et al, 2009). Cependant, le système de santé québécois ne permet pas d'envisager une prise en charge opératoire plus tôt ou pour des patients moins atteints (pour des raisons évidentes de coûts et aussi de liste d'attente) (Hoogeboom et al, 2009; Fortin et al, 2002; Bonnin et al, 2010).

Enfin, l'insatisfaction est fortement corrélée aux échecs de l'arthroplastie, dans le sens où les personnes ayant fait face à un échec de leur PTG primaire (dus à une fracture, malrotation (Sternheim et al, 2012)), douleur avec cause connue par exemple) sont plus insatisfaits que ceux qui n'ont pas eu besoin de révision de PTG (Baker et al, 2012; Vince, 2003). Les études actuelles ne considèrent pas la biomécanique articulaire, ainsi les prédicteurs de l'insatisfaction demeurent essentiellement subjectifs et psychologiques.

1.3.3 Prise en charge d'un patient avec PTG douloureuse

Afin d'éliminer toute cause connue de douleur, les patients suivent un protocole de prise en charge bien précis au Québec. Pour bien comprendre celui-ci, nous allons présenter tout d'abord la prise en charge classique pour ensuite préciser les étapes que suit le patient qui continue de ressentir des douleurs ou dont l'insatisfaction persiste à un niveau non acceptable.

Une personne présentant une arthrose du genou à un stade avancé se voit proposer une arthroplastie du genou comme traitement de sa pathologie. À la suite de l'opération, un suivi personnalisé de physiothérapie est requis pour permettre au patient de retrouver sa mobilité articulaire.

Le chirurgien rencontre son patient six semaines après l'opération. Si le patient est satisfait, ils se revoient un an et deux ans plus tard. Les patients qui présentent une insatisfaction sont revus par le chirurgien trois à six mois après. Si l'insatisfaction est causée par la présence d'une douleur, l'origine de celle-ci est explorée de la manière suivante : 1) un examen physique et historique, 2) des tests en laboratoires et 3) des examens radiologiques sont effectués (Dennis, 2004; Hofmann et al, 2011).

Le chirurgien va tout d'abord s'intéresser aux antécédents médicaux et va explorer la nature de la douleur en fonction de son caractère, sa localisation, sa radiation, son aggravation. Il s'intéresse également au moment où la douleur est apparue, soit immédiatement après la chirurgie ou dans les mois qui ont suivi. Dans le cas d'apparition plus tardive, le descellement ou la fracture de la PTG ou l'instabilité ligamentaire sont des causes probables. A contrario, si le patient ressent de la douleur depuis l'opération, alors l'infection ou l'instabilité due à un mauvais alignement de la PTG sont à explorer (Mandalia et al, 2008; Dennis, 2004; Toms et al, 2009). Dans le doute, différentes évaluations sont effectuées dans un ordre précis.

Tout d'abord, les tests de laboratoire sont exigés afin de différencier les causes septique ou aseptique de la douleur (Dennis, 2004; Mandalia et al, 2008). Autrement dit, il s'agit de vérifier la présence d'une infection de la PTG qui est la première cause de douleur à court terme post-PTG. Ces tests comprennent généralement un décompte cellulaire des globules blancs dans le sang (un nombre peu élevé accroît le risque d'infection), la vitesse de sédimentation (élevée en cas d'inflammation), le niveau de protéine C-réactive (protéine présente en cas d'inflammation). Si le genou est gonflé, une ponction du genou est également effectuée afin de procéder à des cultures et analyses et ainsi vérifier la présence de bactéries.

Si l'infection est totalement écartée comme cause de douleur, un examen des articulations adjacentes (Kim et al, 2009; Mandalia et al, 2008), notamment de la hanche et des vertèbres lombaires, est nécessaire (présence de sténose lombaire ou de hernie discale).

Si ce dernier examen ne permet pas de trouver de raison à la présence de douleur dans le genou, le patient rencontre alors un physiothérapeute qui vérifie également l'état musculo-squelettique du genou et de la hanche (Mandalia et al, 2008; Toms et al, 2009). Pour ce faire, il évalue les amplitudes de mouvements (ROM), les forces et la présence de rétraction ou non du mécanisme extenseur et fléchisseur des articulations des deux articulations. Il analyse également la stabilité des composants de la PTG (en antéro-postérieur et médio-latéralement). Enfin, cet examen est complété par l'évaluation de la fonction du genou, la capacité à monter les escaliers ou encore l'habileté à se lever d'une chaise sans utiliser les bras.

En tout dernier lieu, si rien de significatif ne ressort des tests précédents, les causes d'origine mécanique sont investiguées via des radiographies antéro-postérieures, un bilan axial sur jambe entière ou une tomodensitométrie (CT-scan). Le CT-scan du genou permet d'exclure le descellement ou la défaillance des composants comme source de douleur. Il permet également de faire le bilan de torsion de la PTG pour évaluer le positionnement des composants dans le plan axial, les malrotations (Miller 2005). Cependant, la littérature montre qu'actuellement aucune méthode n'est actuellement reconnue comme *gold standard*

pour faire le bilan de torsion. Autrement dit, il n'existe pas de consensus clair sur la manière de mesurer la malrotation et chaque radiologue suit sa propre méthode avec ses propres valeurs dites "normales" de référence. La variabilité inter observateur est donc très importante (Roper et al, 2013; Miller, 2005). Berger et al (1998) ont récemment mis au point une méthode qui commence à être plus fréquemment utilisée dans la pratique clinique et dans la recherche (Sternheim et al, 2012; Nicoll et Rowley, 2010; Vince, 2003; Bell et al, 2014; Renaud, 2014). Cette méthode utilise des marqueurs anatomiques (épicondyles et tubérosité tibiale) bien visibles. Pour ce faire, le patient est allongé sur le dos, membre inférieur en extension et le CT-Scan se fait perpendiculaire à l'axe mécanique du genou (perpendiculaire au long axe du fémur pour la malrotation fémorale et perpendiculaire au long axe du tibia pour la malrotation tibiale). Pour calculer les malrotations, autrement dit les rotations excessives par rapport aux valeurs de rotations normales des composants, le Tableau 1.1 et la Figure 1.8 montrent les mesures proposées par Berger et al (1998). Les rotations internes sont par convention inférieures à zéro, tandis que les rotations externes sont supérieures à zéro. La rotation interne excessive impliquant le tibia et/ou le fémur a été prouvée comme étant corrélée au symptôme de PTG douloureuse avec une douleur antérieure (Nicoll et al, 2010; Barrack et al, 2001). Ainsi lors de la chirurgie d'arthroplastie totale du genou, les orthopédistes tendent à mettre les composants plus en rotation externe. Cependant la valeur critique de malrotation à partir de laquelle de la douleur apparaît n'est pas encore établie dans la littérature. Par voie de conséquence, l'intégration des bilans de torsion par les chirurgiens orthopédistes dans le processus de prise en charge post-opératoire est encore peu pratiquée. Actuellement, un chirurgien donné pourrait considérer une valeur de malrotation tibiale ou fémorale de 3° comme étant importante et donc impliquant une révision de la PTG, alors que pour un autre chirurgien ce ne le sera pas.

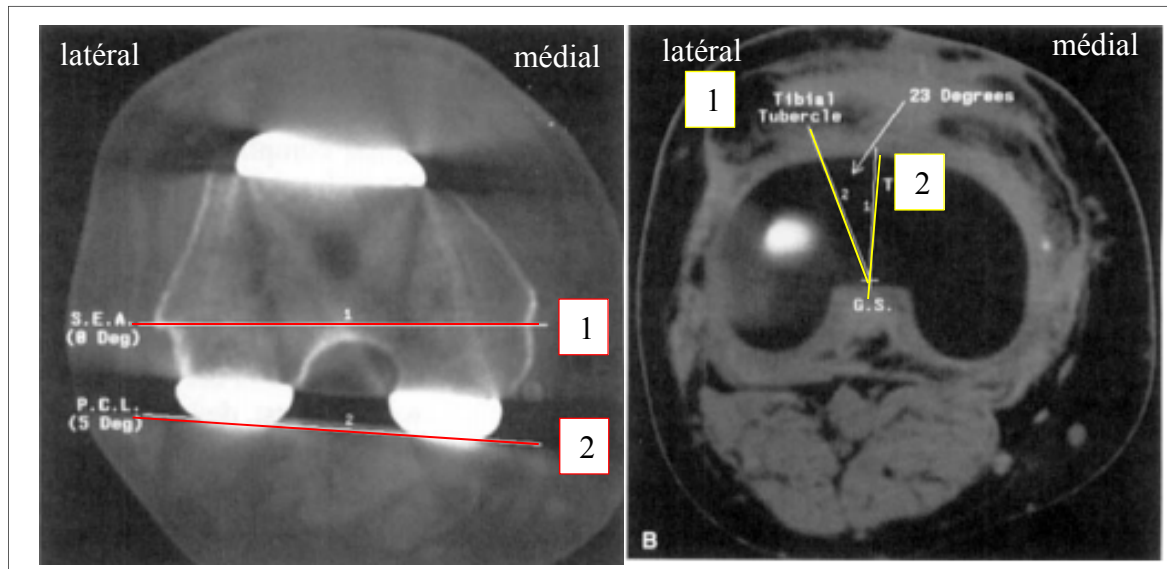


Figure 1.8 Calcul de malrotation des composantes fémorale (gauche) et tibiale (droite)
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Berger (1998, p.146 -148) (Rightslink®)

Tableau 1.1 Bilan de torsion des composantes fémorale et tibiale

Rotation	Méthode	Valeur normale
Rotation fémorale	<p>Angle entre deux lignes :</p> <p>1) axe chirurgical des épicondyles : joint la proéminence de l'épicondyle latéral au sillon médial de l'épicondyle médial (ligne 1, Figure 1.8);</p> <p>2) ligne condylaire postérieure de la prothèse : joint les surfaces des condyles postérieurs (médial et latéral) de la prothèse (ligne 2, Figure 1.8).</p>	<p>Femme : $0,3^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$ RI</p> <p>Homme : $3,5^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$ RI</p> <p>Exemple : Chez une femme, composante fémorale mesurée comme 5° en RI, alors elle est $4,7^{\circ}$ en RI excessive ($-4,7^{\circ}$) par rapport à l'axe chirurgical des épicondyles.</p>

Rotation tibiale	<p>1) centre géométrique du plateau du tibia proximal est localisé et transposé à la main distalement au niveau de la tubérosité tibiale (G.S, Figure 1.8);</p> <p>Angle entre deux lignes :</p> <p>2) axe qui lie le centre géométrique et le point proéminent de la tubérosité tibiale (Ligne 1, Figure 1.8);</p> <p>3) axe AP de la composante tibiale (Ligne 2, Figure 1.8).</p>	<p>Homme et femme : $18^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$ RI</p> <p>Exemple : Chez une femme, la composante tibiale mesurée comme 15° en RI (-15°), alors elle est 3° en <u>RE excessive par rapport à la tubérosité tibiale</u> ou encore 3°</p>
Rotation combinée	Somme angle rotation fémorale et angle rotation tibiale	<p>Exemple : Chez cette femme, la rotation combinée est de $-4,7^{\circ} + 3^{\circ} = -1,7^{\circ}$ (i.e $1,7^{\circ}$ RI excessive).</p>

1.4 Cinématique tridimensionnelle (3D)

1.4.1 Système d'enregistrement de la cinématique

L'analyse de la cinématique du système musculosquelettique permet l'acquisition de données objectives, quantifiables, permettant le suivi et l'évaluation du succès d'un traitement. L'étude de la cinématique humaine a prouvé qu'elle peut contribuer à faire avancer les connaissances fondamentales dans le domaine de la santé (Whittle, 1996; Simon, 2004). Différentes méthodes permettent d'apprécier les déplacements du squelette axial, lors d'activités fonctionnelles telles que la marche.

1.4.1.1 Types de marqueurs

Plusieurs modalités ont été utilisées historiquement (Freeman et Pinskerova, 2005). Chacune de ces modalités présente différents avantages et inconvénients. La mesure de mouvements angulaires avec des broches directement insérées dans l'os reste la méthode la plus précise, mais il s'agit d'une méthode trop invasive pour pouvoir être utilisée en clinique. Pour cette

raison, des techniques peu ou pas invasives ont été développées pour déduire le mouvement des os à partir de systèmes de mesures externes : des capteurs apposés sur la peau, soit directement ou via des systèmes d'attache (analyse de la marche) ou encore des méthodes d'imagerie permettant de visualiser directement les os (fluoroscopie).

La fluoroscopie permet une analyse précise du mouvement osseux (Sati et al, 1996), mais elle demeure une méthode peu pratiquée en clinique puisqu'elle est associée à une dose importante de radiations et elle est coûteuse (Banks et al, 1997; Ganjikia et al, 2000).

Dans les laboratoires de marche, une possibilité est d'utiliser différents marqueurs apposés sur la peau du segment corporel étudié pour suivre son mouvement (Andriacchi et al, 2000). Par exemple, il y a l'utilisation de marqueurs passifs (réfléchissants dont le déplacement est capté par une caméra infrarouge) ou encore des marqueurs actifs qui émettent une lumière. L'avantage de cette technique est qu'aucune radiation n'est émise au patient. L'utilisation de capteurs collés à la peau produit cependant une mesure entachée d'erreur due au mouvement de la peau relativement aux os sous-adjacents, aussi nommés les artéfacts de mouvements des tissus mous (Freeman et Pinskerova, 2005). En effet, il a été prouvé que les mouvements de la peau par rapport aux os varient significativement sur les condyles médial et latéral (de 2-7 mm d'erreur quadratique moyenne (rms)) (Sati et al, 1996). Ainsi, seuls les mouvements de grandes amplitudes tels que la flexion/extension possèdent une précision acceptable. Les mouvements de plus petite amplitude comme l'adduction/abduction et la rotation longitudinale sont noyés dans le bruit de mesure causé par les artéfacts de tissus mous (Reinschmidt, 1997).

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 outil simple et précis : un exosquelette (*Voir* Figure 1.9). Muni de marqueurs passifs, cet exosquelette se fixe sur le membre inférieur de façon non invasive et permet d'enregistrer le mouvement de l'articulation du genou lors de la marche, tout en minimisant le mouvement des tissus mous (Hagemeister et al, 2005; Labbe et al, 2008; Lustig et al, 2012; Sudhoff, 2007). Il est

constitué de trois parties situées au niveau du tibia, du genou (fémur distal) et du bassin. Cet exosquelette est commercialisé et utilisé en clinique depuis quelques années sous le nom de KneeKG™ (Emovi Inc., Canada). En résumé cet appareil permet l'enregistrement dynamique du complexe fémoro-tibial en mesurant et analysant les positions relatives 3D et l'orientation du tibia par rapport au fémur grâce aux marqueurs fixés sur les harnais. 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.



Figure 1.9 KneeKG™
Tirée de Lustig (2012, p.635)

La précision moyenne de la mesure du KneeKG™ est de $0,4^\circ$ en abduction/adduction et de $2,3^\circ$ en rotation axiale (Lustig et al, 2012). La reproductibilité moyenne des mesures varie entre $0,4^\circ$ et $0,8^\circ$ pour les angles de rotation dans les trois plans (Hagemeister et al, 2005). Labbe et al, (2008) ont quant à eux démontré une reproductibilité inter et intra observateur avec des coefficients de corrélation intraclass entre 0,88 et 0,94 pour les trois rotations. Dans le présent projet, c'est cette solution, le KneeKG™, qui a été choisie dans l'optique d'obtenir une mesure de la cinématique la plus précise possible.

L'utilisation des laboratoires de marche (marqueurs sur la peau ou exosquelette) possède tout de même quelques limitations. La prédiction, autrement dit le calcul de la localisation des centres articulaires à partir des marqueurs, peut être non précise : changer de ± 30 mm le centre de la hanche peut affecter les angles du genou et hanche jusque 25 %. De plus, la présence de *cross-talk* (Piazza et Cavanagh, 2000) surtout en phase d'envol (mouvement de flexion/extension de plus grande amplitude) a un impact sur la précision également.

1.4.1.2 Système de caméras

Plusieurs systèmes de caméras sont utilisés pour capter les mouvements des marqueurs comme ceux du KneeKG™. En fonction des besoins, de l'utilité et de l'espace octroyé, chaque système a ses avantages. Deux principaux seront présentés.

Le système Vicon™ (Oxford Metrics, Oxford, UK) requiert plusieurs caméras optoélectroniques et une grande salle (*Voir* Figure 1.10). Actuellement, il est principalement utilisé en recherche du fait de ces contraintes spatiales. Cependant, ce système a également fait ses preuves de la validité de l'utilisation des harnais tels que le KneeKG™ notamment parce qu'il est très versatile et qu'il permet des analyses en laboratoire complexes. Il est reconnu comme le *gold standard* de l'enregistrement de mouvements.

Au minimum, six caméras sont utilisées pour examiner les deux jambes afin de minimiser les problèmes de marqueurs cachés/obscurs. Les caméras utilisent une source de lumière infra-rouge proche de l'objectif pour que les marqueurs réfléchissants soient captés comme des points brillants et ainsi que tout le reste soit trop faible pour être vu. Ces marqueurs sont identifiés dans des images en deux dimensions par chacune des caméras. Séparément, les caméras captent un objet calibré avec des marqueurs réfléchissant qui sont à des positions connues, ce qui permet d'établir par triangulation la relation entre les images caméras et la localisation des objets au sein du laboratoire. Avec les données de calibration, les positions des marqueurs sur les jambes du patient peuvent être calculées dans l'espace 3D avec une précision sous millimétrique. Ainsi en connaissant la position des marqueurs du membre

inférieur, il est alors possible de calculer les angles de chacun des segments en 3D et comment ils évoluent pendant la marche (Whittle, 1996; Piazza et Cavanagh, 2000).

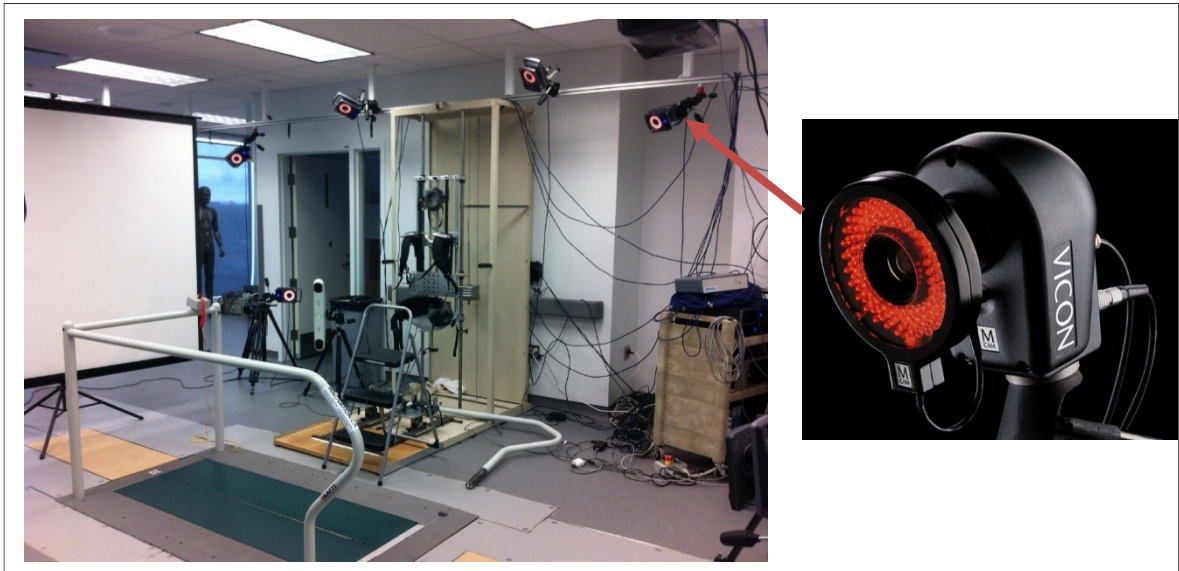


Figure 1.10 Système et caméra Vicon de Oxford Metrics™

Le système Polaris Spectra™. (Northern Digital Inc, Waterloo, Canada) est quant à lui constitué d'une caméra double (Voir Figure 1.11). Il enregistre également les déplacements des marqueurs réfléchissants. Ce système fonctionne de la même manière que le système Vicon™ mais avec seulement deux caméras. Il est donc plus utilisé en clinique car il est facilement transportable et mobile. Par contre, son champ de vue est plus restreint qu'un système de six caméras Vicon et les mouvements étudiés se limitent à de la marche sur tapis roulant.



Figure 1.11 Système et caméra Polaris de NDI™

Des différences techniques et méthodologiques apparaissent lors de l'utilisation de ces deux systèmes (*Voir* Tableau 1.2).

Tableau 1.2 Comparaison des systèmes Vicon™ et Polaris™

Paramètres	VICON™	Polaris™
Nombre caméras	6 minimums (grande salle)	2
Tapis roulant	Instrumenté ou Non-Instrumenté	Non-instrumenté
Logiciel	VICON Nexus	Suite Knee3D, Emovi
Fréquence d'acquisition	200 Hz	60 Hz
Marqueur/Harnais	KneeKG™	KneeKG™

Dans le laboratoire, un tapis instrumenté de plateformes de forces (type ADAL 3D) permet de mesurer simultanément l'amplitude de forces de réaction au sol en 3D. Dans ce cas, Vicon™ détermine le début d'un cycle de marche (CM) comme l'instant de premier contact à la planche de force, autrement dit l'instant où la force de réaction au sol atteint 2 % du

poids du corps du sujet. Il s'agit d'une méthode de découpage du cycle de marche utilisée en recherche. En contexte clinique, un tapis commercial est généralement utilisé. Dans ce cas, le découpage du cycle de marche se fait à partir du minimum de flexion détecté automatiquement sur les courbes de flexion/extension. Deux logiciels respectifs à chaque système sont utilisés et chacun à une fréquence d'acquisition propre.

1.4.2 Description de la cinématique 3D du genou à la marche

La cinématique à la marche du genou naturel est étudiée dans cette section afin de pouvoir ensuite développer sur la cinématique à la marche du genou pathologique avec syndrome fémoro-patellaire et enfin celle du genou prothétique.

1.4.2.1 Définition d'un cycle de marche

La marche est définie comme une succession de cycles de marche (Gouelle, 2007). Un cycle de marche (CM) se définit à partir du moment où le talon touche le sol (0 % du CM) jusqu'au prochain moment où ce même talon rentre de nouveau en contact avec le sol (100 % du CM). Afin de pouvoir comparer les cycles de marche entre eux, notamment pour une même personne ou entre plusieurs personnes, le cycle de marche est normalisé. Deux phases principales sont définies et alternent pour les deux jambes, la phase d'appui (0-60 % du CM) et la phase oscillante (60-100 % du CM) (*Voir* Figure 1.12). La phase d'appui se subdivise en contact initial (0-2 %), chargement/mise en charge (0-10 %), milieu de la phase d'appui (10-30 %), fin d'appui (30-50 % du cycle) et pré-oscillante (50-60 %). La phase d'envol est quant à elle subdivisée en début (60-73 %), milieu (73-86 %) et fin (86-100 %) d'oscillation. Le moment où l'on passe de la phase d'appui à la phase oscillante correspond au moment où la pointe de pied quitte le sol (anglais : *toe-off*) (*Voir* Figure 1.12).

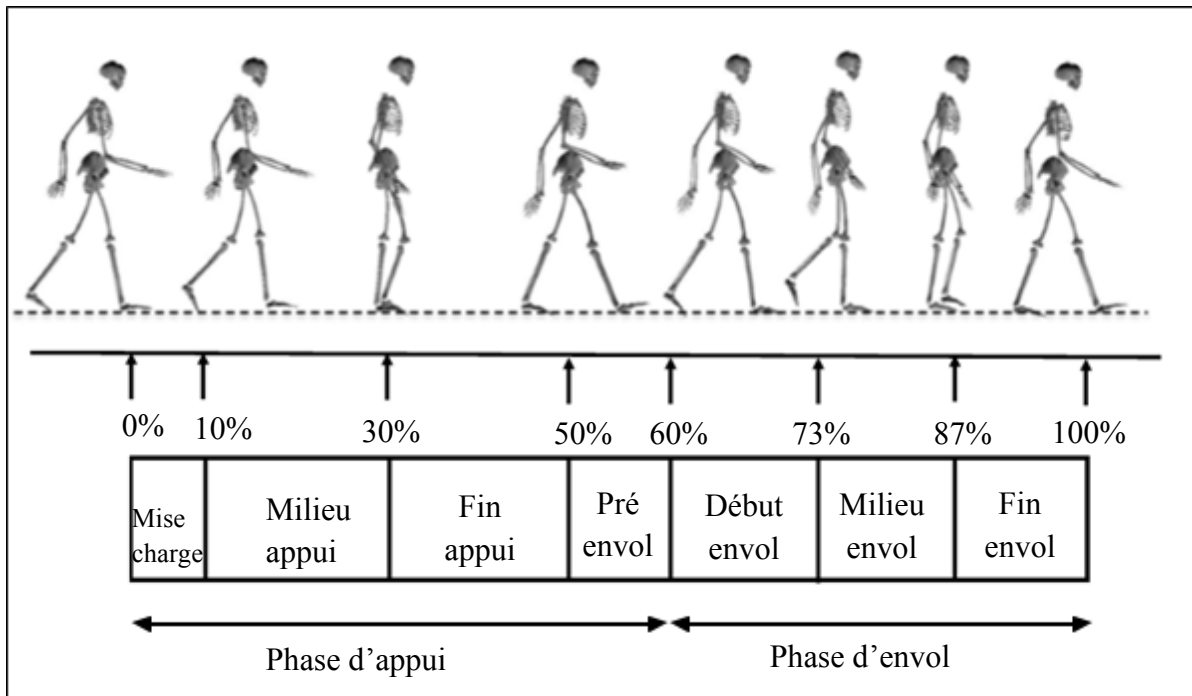


Figure 1.12 Un cycle de marche entier

Durant la phase d'appui, le genou permet de transférer le poids du corps vers la jambe et le pied, d'absorber les chocs et de maintenir l'équilibre en extension. Durant l'oscillation, le pied passe à côté du pied controlatéral. Le genou doit donc permettre l'avancée du membre oscillant sans qu'il y ait contact avec le sol (Perry, 1992). Le mouvement principal prend donc place dans le plan sagittal avec de grandes amplitudes en flexion/extension. Des mouvements plus petits dans les autres plans viennent apporter la stabilité à la marche.

1.4.2.2 Cinématique 3D du genou sain à la marche

Les patrons de mouvements en 3D à la marche des personnes saines se caractérisent comme suit. Dans le plan sagittal (*Voir* Figure 1.13), le genou se trouve initialement en extension presque complète (0-10 %), puis il fléchit de l'ordre de 15-20° afin de permettre au corps d'avancer au-dessus du pied en appui et finit par s'étendre à nouveau jusqu'à ce que le gros orteil du pied en appui quitte le sol. Ensuite, en phase d'envol lorsque le pied passe à côté du pied controlatéral, le genou doit effectuer une flexion rapide d'environ 60° puis un

mouvement d'extension pour permettre l'avancée du membre oscillant sans qu'il y ait contact avec le sol (Lafortune et al, 1992; Kadaba et al, 1989).

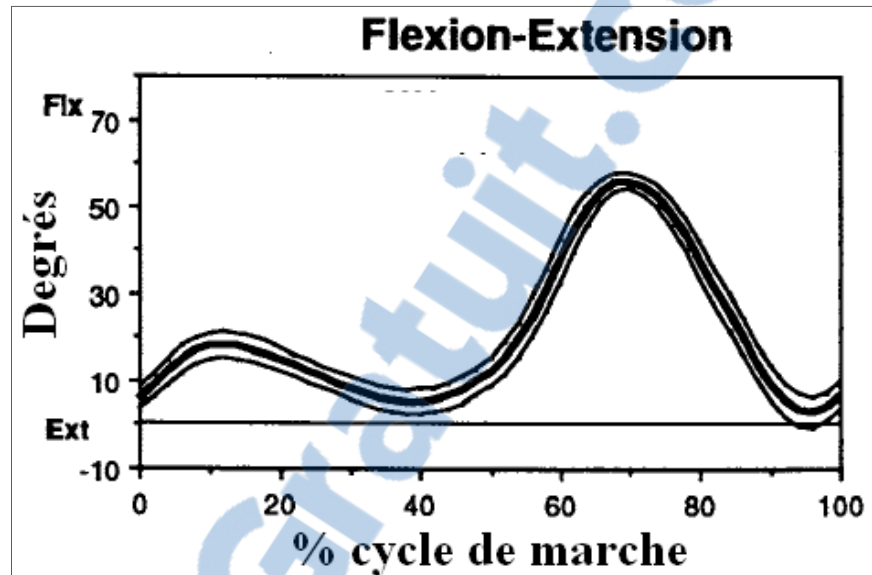


Figure 1.13 Cinématique du genou sain dans le plan sagittal
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Kadaba (1989, p.854)

Dans plan frontal (Voir Figure 1.14), une grande variabilité existe dans la population et plusieurs profils de marche dans le plan frontal existent. Lafortune et al (1992) ont utilisé des tiges intra corticales sur cinq sujets et décrivent un mouvement d'amplitude totale de $5^{\circ} \pm 1,7^{\circ}$. Durant la phase d'appui, les sujets demeurent en légère abduction à approximativement $1,2^{\circ}$, puis durant l'envol il y a un mouvement d'abduction pour atteindre un pic de $6,4^{\circ}$. A contrario, Reinschmidt et al (1997), qui ont également fait des mesures à l'aide de tiges intracorticales, ne parvient pas, quant à lui, à distinguer un patron de marche commun dans le plan frontal. Finalement, Mezghani et al (2012) ont mené une étude sur plus de 200 sujets et ont utilisé le système KneeKGTM. A l'aide d'une analyse par composantes principales, ils ont mis en évidence que quatre patrons de marche différents pouvaient être identifiés (Patron 1: neutre en appui et vers l'adduction envol, Patron 2: abduction en appui et vers l'adduction en envol, Patron 3: neutre en appui et vers l'abduction en envol et Patron 4:

abduction à la fois en appui et en envol). Leurs résultats sont donc en accord avec la littérature passée.

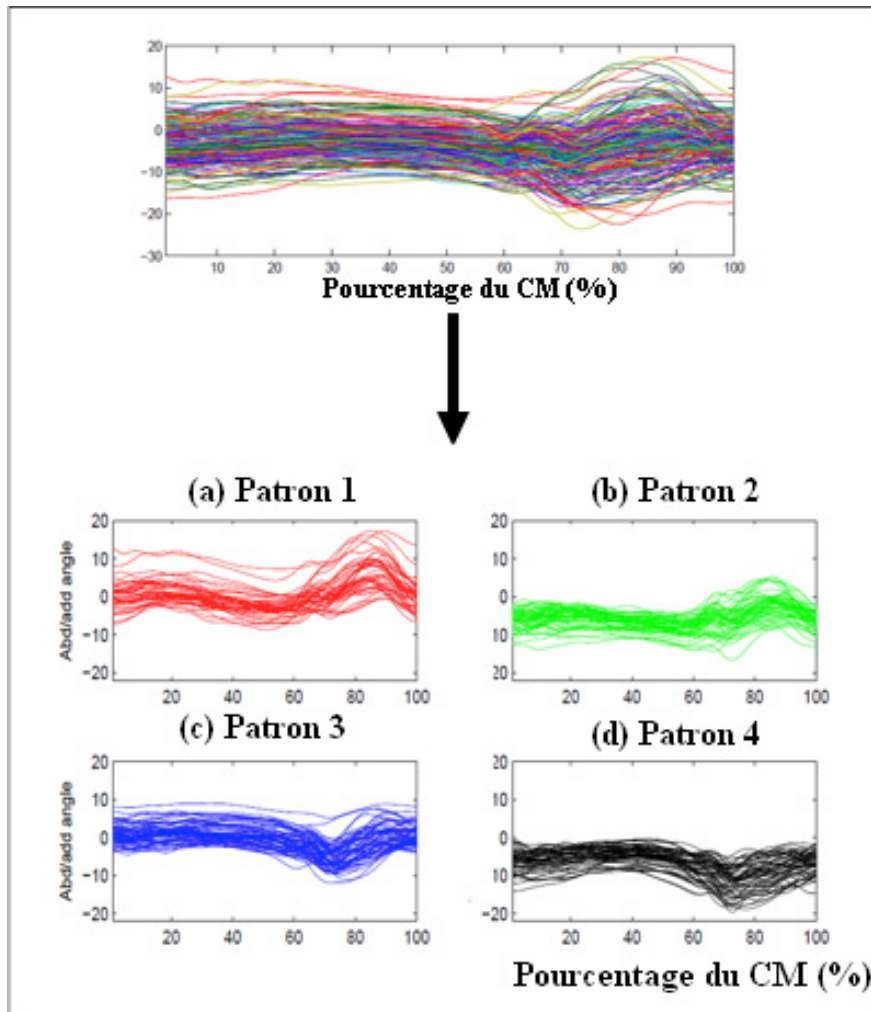


Figure 1.14 Cinématique du genou sain dans le plan frontal
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Mezghani (2012, p. 5-8)

Dans le plan axial (*Voir* Figure 1.15), le patron de marche dans le plan frontal révèle également l'existence d'une grande variabilité entre les sujets. Levens et al (1948), utilisent des tiges intracorticales et ont été les premiers à avoir décrit les mouvements de rotation axiale. Le tibia serait en rotation externe par rapport au fémur lors du contact initial. Durant le chargement, le tibia subirait une rotation interne jusqu'à une position plus ou moins neutre. Pour la majeure partie de la phase d'appui restante, il n'y aurait aucun mouvement au niveau

de la rotation axiale/rotation externe (Ramsey et Wretenberg, 1999). Lors de la poussée, une légère rotation interne serait présente, mais dès que le pied quitte le sol, le tibia retournerait en rotation externe (Lafortune et al, 1992).

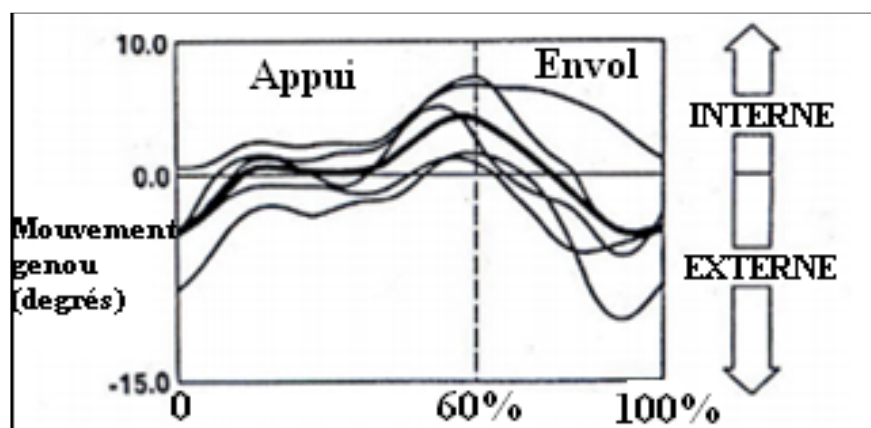


Figure 1.15 Cinématique du genou sain dans le plan axial
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de Lafortune (1992, p.353)

1.4.2.3 Cinématique 3D avec prothèse totale de genou à la marche

Cinématique préopératoire

La cinématique 3D du genou arthrosique ne sera pas expliquée en détail. Cependant il est important de comprendre que les patients avec une gonarthrose avancée développent une stratégie d'adaptation fonctionnelle de leur démarche dans le but de réduire le chargement, autrement dit les forces au niveau des surfaces articulaires arthrosiques sur le genou et donc diminuer la douleur (Benedetti et al, 2003; Mandeville et al, 2007). Cette démarche implique une vitesse de marche ralentie et une surcharge sur la jambe opposée (Metcalfé et al, 2013). D'un point de vue cinématique, la flexion est diminuée lors de la marche avec présence d'une contracture tout le long de la phase d'appui. Un alignement statique et dynamique en varus (adduction) est également présent et enfin une diminution de la l'amplitude de mouvement (ROM) dans le plan axial apparait. Cette adaptation est acquise avec le temps et est devenue une habitude pour le patient en attente de sa prothèse.

Cinématique post-opératoire

La cinématique 3D de patients ayant une PTG peut être affectée par le design de l'implant et la préservation ou non des ligaments du genou et/ou la balance ligamentaire pendant la chirurgie (nécessité de rétablir une symétrie des ligaments pour poser la prothèse). D'après les fournisseurs, les types d'implant tendent aujourd'hui à répliquer une cinématique du genou proche de celle du genou sain. L'impact sur la cinématique à la marche de la préservation ou non d'un ou des ligaments croisés demeure néanmoins incomprise. Toujours d'après les fournisseurs, les implants qui préservent les deux ligaments croisés permettraient cependant d'obtenir une cinématique plus 'normale' (Banks et al, 1997; Komistek et al, 2002). Pour les besoins de la présente étude, seule la littérature sur la cinématique des patients avec des implants postéro-stabilisés sera analysée en détails, autrement dit celle qui porte sur des implants où les deux ligaments croisés sont reséqués.

Plusieurs chercheurs considèrent que l'adaptation fonctionnelle acquise en préopératoire reste présente en post-opératoire. En effet, lors de l'arthroplastie totale seule la structure osseuse est remplacée (fémur distal, tibia proximal et postérieur de la rotule). L'environnement musculaire de l'articulation du genou est inchangé durant l'opération. Or si cette structure musculaire s'est développée et adaptée à la stratégie d'adaptation fonctionnelle pour éviter la douleur due à l'arthrose, il est très probable que beaucoup de patients vont persister avec leur ancienne démarche à la suite de l'opération (Benedetti et al, 2003; Urwin et al, 2014; Milner, 2009). Quelques études montrent cependant que la démarche peut présenter des améliorations après 12 mois avec, par exemple, une vitesse de marche plus rapide qu'en préopératoire (Abbasi-Bafghi et al, 2012).

La littérature sur la cinématique 3D à la marche des patients avec PTG est rare. Tandis que la cinématique dans le plan sagittal est bien décrite dans la littérature, très peu d'études se sont intéressées aux mouvements dans les autres plans (ab/adduction et rotation axiale), notamment à cause de l'absence d'outils non invasifs permettant leur analyse fiable. De plus, parmi ces études, la plupart ont pris des cohortes avec des designs d'implants différents et

des techniques chirurgicales différentes. Ainsi, les informations sont parfois conflictuelles et difficiles à analyser. De plus, ces études ne permettent pas de statuer si les patients prothésés retrouvent une marche dite ‘normale’ puisque les groupes contrôles sont rarement insérés dans les études (Sosdian et al, 2014).

Dans le plan sagittal, les auteurs mettent en avant le caractère anormal de la cinématique suite à la PTG par rapport à une cinématique saine (Sosdian et al, 2014; Milner, 2009), avec :

1. La persistance d’une contracture en flexion tout au long de la phase d’appui est la principale atteinte (Smith et al, 2006; Renaud, 2014; Hatfield et al, 2011; Levinger et al, 2013; Milner, 2009; Astephen Wilson et al, 2015; McClelland et al, 2011; McClelland et al, 2007; Yoshida et al, 2008): elle implique une diminution de l’excursion en flexion au chargement et une diminution de l’excursion en extension le reste de l’appui;
2. Une diminution de l’amplitude totale de mouvement, notamment durant la phase d’envol (Hatfield et al, 2011; Astephen Wilson et al, 2015; McClelland et al, 2007; McClelland et al, 2011; Sosdian et al, 2014; Renaud, 2014; Levinger et al, 2013; Smith et al, 2006);
3. Pas de consensus dans la littérature concernant l’augmentation ou la diminution de l’angle de flexion maximal (Sosdian et al, 2014; Urwin et al, 2014; Renaud, 2014; Levinger et al, 2013; Smith et al, 2006) et de l’angle au contact initial au sol (Milner, 2009; Renaud, 2014; McClelland et al, 2011; Levinger et al, 2013).

Ces altérations ont été attribuées soit à un mécanisme de protection (co-contraction des quadriceps et ischio-jambier) 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 (Urwin et al, 2014; Renaud, 2014; Mandeville et al, 2007).

Dans le plan frontal, la plupart des auteurs sont d’accord pour dire que la cinématique semble être corrigée suite à la chirurgie. Un patron de marche globalement en adduction tout le long du cycle de marche apparaît (Renaud, 2014; Astephen Wilson et al, 2015), impliquant une diminution du pic d’adduction maximal (varus dynamique) lors de la phase d’appui par rapport au préopératoire et par rapport à la marche saine (Renaud, 2014; Astephen Wilson et

al, 2015; Sosdian et al, 2014; Urwin et al, 2014). Par contre, Orishimo et al (2012), dans une étude prospective sur 17 genoux (pré-chirurgie, post-chirurgie à six mois et à un an), décrivent une adduction maximale durant l'appui plus marquée à 12 mois ($5,2^\circ$) par rapport à six mois ($3,6^\circ$) post-opératoire. 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 à long terme. A contrario, l'axe mécanique statique était lui resté stable entre six et 12 mois autour de $3,5^\circ$ de valgus (abduction du tibia).

Dans le plan axial, les rares études semblent montrer une amplitude de mouvement globalement similaire à des genoux sains (Renaud, 2014), mais des patrons de marche divergeants avec :

1. Une augmentation de la rotation tibiale externe durant la phase d'appui, surtout au chargement (Renaud, 2014; McClelland et al, 2011) qui pourrait résulter d'une légère malrotation des composants;
2. Une diminution de la rotation tibiale interne maximale en appui (Renaud, 2014; McClelland et al, 2011) avec une diminution de l'excursion en rotation interne lors du chargement (Asthephen, 2015).

1.4.2.4 Cinématique 3D avec PTG douloureuse à la marche

Concernant la problématique des douleurs post-prothèse totale du genou et donc de l'insatisfaction, peu d'étude se sont attardés sur l'analyse de leur cinématique en 3D. Une seule étude a analysé la cinématique dans le plan sagittal de patients souffrant de douleur antérieure post-PTG (Smith et al, 2004). Leur étude ne permet pas de mettre en avant de différence significative au niveau des paramètres étudiés (l'angle de flexion lors du contact au sol, l'angle de flexion maximal et l'angle d'extension maximal). Il apparait donc nécessaire d'enrichir la connaissance sur la cinématique dans le plan sagittal ainsi que dans les autres plans.

1.4.2.5 Cinématique 3D du genou pathologique à la marche : syndrome fémoro-patellaire

Tel que mentionné plus haut, plusieurs patients se plaignent de douleurs qui ressemblent à celles éprouvées pour le syndrome fémoro-patellaire. En effet, les patients avec PTG douloureuse rapportent des douleurs sur la partie antérieure du genou lorsqu'ils sont assis longtemps, lorsqu'ils descendent les escaliers ou encore lors de mouvements assis-debout. Cette caractéristique de la douleur est bien différente de la douleur rapportée en préopératoire puisqu'alors ils rapportaient des douleurs lorsqu'ils étaient debout principalement, autrement dit en position de mise en charge. Dans cette section, nous allons donc expliquer ce syndrome et décrire ses impacts sur la cinématique 3D à la marche. Nous faisons cette présentation ici, car une des hypothèses est que la douleur antérieure ressentie par les patients avec PTG douloureuse serait due à un patron de marche similaire à celui des personnes souffrant du syndrome fémoro-patellaire

La douleur fémoro-patellaire (DFP) représente 25-40 % de tous les problèmes du genou observés dans la pratique clinique des blessures sportives et touche les personnes actives physiquement notamment les femmes (Witvrouw et al, 2014). Elle est caractérisée par une douleur ressentie sur la partie antérieure du genou en l'absence de toute autre pathologie. L'étiologie de ce syndrome est imprécise mais il est communément accepté que la présence d'altérations physiques et cinématiques puisse être à l'origine de cette douleur (Sherman et al, 2014; Powers, 2003). Ainsi, une hypothèse serait que ces altérations produisent une pression latérale anormalement élevée sur l'articulation fémoro-patellaire, plus particulièrement sous la surface de la rotule et qui créerait cette douleur antérieure au genou (DFP). Ces altérations proviendraient d'une augmentation de la force exercée par les quadriceps sur la rotule (1) et/ou par un mauvais alignement ou déplacement de la rotule par rapport au fémur (2). Autrement dit le maltracking et le mauvais alignement de la rotule seraient les facteurs expliquant ce syndrome.

D'après Feller et al (2007), ces phénomènes s'expliquent de la manière suivante. Lorsque le genou est en extension, le muscle quadriceps exerce une force de traction proximale sur la

patella (force Q) dont l'intensité dépend de son état de contraction. Cette force est orientée selon l'axe de la diaphyse fémorale, c'est à dire vers le haut et latéralement par rapport à l'axe mécanique du membre inférieur, mais aussi légèrement en arrière dans le plan sagittal. En réaction, le ligament patellaire se tend et exerce une force opposée (force T) dirigée vers son point d'insertion, la tubérosité tibiale. La force T est donc dirigée vers le bas et également légèrement en arrière dans le plan sagittal. Ces deux forces n'étant pas colinéaire, la force résultante R est dirigée en arrière et latéralement. Elle permet d'assurer une certaine stabilité au genou puisqu'elle soumet à chaque instant la patella à une compression de sa facette latérale sur la facette latérale de la trochlée. Lorsque le genou est fléchi, cette résultante est dirigée très fortement vers l'arrière. Ainsi l'alignement normal du membre inférieur prédispose la rotule à des forces dirigées latéralement. Cliniquement, ce décalage entre les deux forces est défini par l'angle Q (*Voir Figure 1.16*) qui représente l'orientation de la force développée par les quadriceps. Pour rappel, entre 0-20° la rotule n'est pas fermement positionnée dans la trochlée, c'est seulement à partir de 20° qu'elle l'est, autrement dit seulement en phase d'envol.

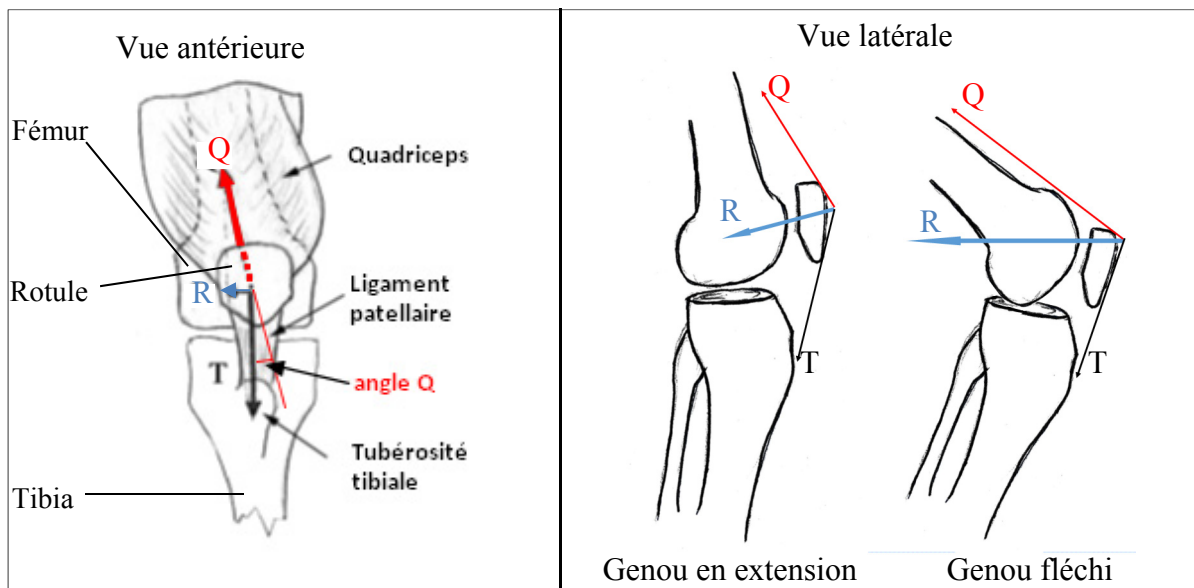


Figure 1.16 Forces exercées sur la rotule en extension et en flexion

L'augmentation de la force exercée par les quadriceps sur la rotule (1) est observée lors d'une contracture en flexion (aussi appelé flexum). Le flexum implique cinématiquement une diminution de l'excursion en flexion pendant le chargement. En effet, avec l'augmentation du flexum, la résultante R comprime d'avantage la rotule sur la trochlée du fémur (*Voir Figure 1.16*). Ce flexum augmente le moment en flexion et donc la force déployée par les quadriceps doit être plus importante, ce qui intensifie la pression appliquée sur la rotule et amener à la subluxation de celle-ci. Ces phénomènes s'observent lorsque la rotule n'est pas fermement installée dans la trochlée, à de faibles flexions (jusque 20-30°), autrement dit durant toute la phase de mise en charge (du contact au sol et tout au long de la phase d'appui) (Powers et al, 1999; Powers, 2003; Besier et al, 2005). Aussi cette diminution de la demande en flexion implique une démarche plus lente (Powers et al, 1999; Barton et al, 2009).

L'alignement de la rotule par rapport au fémur (2) est grandement influencé par la cinématique fémoro-tibiale dans les plans frontal et axial. L'augmentation de l'angle Q implique une force de déplacement latéral plus importante de la rotule sur le condyle latéral du fémur (maltracking). Huberti et al (1984) expliquent qu'une augmentation de 10° de l'angle Q entraîne une augmentation de la pression maximale sous la rotule de 45 %. Cet angle Q peut être augmenté de différentes façons.

Dans le plan frontal, l'augmentation de l'abduction du tibia par rapport au fémur (valgus dynamique) en phase d'appui est peut être à l'origine de l'augmentation de l'angle Q. L'axe mécanique et donc le poids du corps, est latéral au genou et déplace ainsi latéralement la rotule. Plusieurs études ont montré une corrélation entre l'abduction et la présence de douleur fémoro-patellaire (Powers, 2003; Nakagawa et al, 2013).

Dans le plan axial, l'augmentation de la rotation tibiale externe (ou de la rotation fémorale interne) déplace la tubérosité tibiale latéralement 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 (Powers, 2003; Salsich et Perman, 2007; Witvrouw et al,

2014; Merican et al, 2009). Cette rotation externe du tibia apparait pendant les phases d'envol et de contact initial, moments où la jambe ipsilatérale ne supporte pas le poids du corps. La rotation tibiale interne rapide lors du chargement a été aussi associée au syndrome fémoro-patellaire (Witvrouw et al, 2014). Puisque théoriquement la rotation tibiale interne diminue l'angle Q et donc stabilise la rotule (Victor et Bellemans, 2006), l'hypothèse pour expliquer la présence de douleur lors de la rotation tibiale interne est que la rotation tibiale interne entraîne secondairement une rotation fémorale interne qui cause l'augmentation de l'angle Q et ainsi augmente la pression au niveau de la rotule.

D'autres causes de l'augmentation de la pression sous la rotule peuvent également être évoquées. La présence de tension de la bandelette ilio-tibiale qui n'est pas en mesure de maintenir le suivi normal de la rotule (maltracking) peut être une cause. Les variations anatomiques (par exemple trochlée peu profonde) ont également été mises en avant car elles créeraient un malalignement et donc prédisposeraient la rotule au maltracking (Sherman et al, 2014; Schindler, 2012).

Les altérations cinématiques fréquemment rencontrées dans le syndrome fémoro-patellaire sont donc :

- dans le plan sagittal : une contracture en flexion au contact au sol et tout au long de la phase d'appui, liée à une diminution de l'excursion en flexion pendant le chargement;
- dans le plan frontal : un valgus dynamique ou un mouvement d'abduction lors de la phase de chargement et d'appui ou encore un alignement en valgus augmenté au contact initial;
- dans le plan axial : une rotation tibiale externe au contact au sol et tout le long de la phase d'envol, mais un mouvement en rotation tibiale interne rapide lors du chargement.

Des processus de prises en charge non chirurgicales existent (Post, 2005) et consistent en des exercices de physiothérapie. En effet, des causes potentielles des altérations dans le plan sagittal sont un déficit d'extension passive ou active, la tension des muscles ischio-jambier

(fléchisseur du genou) ou encore la faiblesse des extenseurs (quadriceps) du genou. Dans le plan frontal, elles sont un déficit du contrôle neuromusculaire, une faiblesse des abducteurs de la hanche ou encore une faiblesse des rotateurs externes du fémur. Enfin, dans le plan axial elles sont une tension de la bandelette ilio-tibiale, une tension des ischio-jambiers latéraux ou encore une faiblesse des rotateurs externes du fémur

Rapport-Gratuit.com

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIF / MÉTHODOLOGIE

2.1 Problématique

La revue de la littérature présentée au chapitre précédent a montré que l'étude de la cinématique tridimensionnelle du genou évaluée lors de la marche chez une population avec PTG reste peu décrite dans la littérature. Or celle-ci pourrait apporter des éléments utiles à une meilleure compréhension des causes de douleurs inexplicables chez 10-20 % des patients post-chirurgie. Même si la cinématique dans le plan sagittal est relativement bien décrite, celle dans les deux autres plans reste très peu décrite et aucun consensus ne peut être trouvé dans la littérature. De surcroît, la plupart des études sur la cinématique sont des études rétrospectives et peu d'études comparent leurs résultats avec un groupe contrôle. Par ailleurs, l'évaluation de la cinématique chez les patients avec une PTG douloureuse sans origine connue est inexistante. En effet, aucune étude ne décrit la cinématique 3D de patients souffrant de douleur ou présentant une limitation fonctionnelle suite à leur chirurgie n'a été trouvée. Une seule étude s'est intéressée à la cinématique pré par rapport à post-chirurgie de patients avec douleur antérieure, mais seulement dans le plan sagittal (Smith et al, 2004). Nous avons pu montrer aussi qu'il existait un lien entre des déficits biomécaniques et l'état de la musculature du membre inférieur, ainsi qu'entre la douleur et la malrotation des composantes de la PTG.

Il apparaît donc pertinent d'évaluer le tableau clinique (bilans radiologique, physique et fonctionnel) et la cinématique 3D de patients souffrant de douleur suite à leur prothèse totale du genou et de comparer à deux autres groupes : un groupe ne souffrant d'aucune douleur post chirurgie et un groupe contrôle non prothésé.

Dans ce projet, les patients avec prothèses suivaient un protocole d'analyse de la marche effectué dans un environnement 'clinique' au sein d'un hôpital, donc sur tapis roulant commercial avec une caméra Polaris Spectra (NDI, Waterloo, Canada) Quant aux sujets

contrôle sain, non prothésés, les données proviennent d'un projet antérieur au sein du laboratoire de recherche en orthopédie. Ces sujets contrôle suivaient un protocole différent situé dans un environnement 'recherche' impliquant la marche sur tapis roulant instrumenté et l'enregistrement des marqueurs avec des caméras Vicon. Il est important de valider la comparaison de données provenant de deux protocoles différents. Ainsi, l'intérêt d'une comparaison avec un groupe contrôle implique une problématique plus technique, à savoir si deux systèmes différents d'enregistrement, l'un de recherche et l'autre clinique, permettent d'obtenir une cinématique 3D du genou comparable à la marche et si les données acquises antérieurement sur un groupe de sujets sains peuvent être traitées de manière à constituer un groupe contrôle pour l'étude clinique.

2.2 Objectifs

2.2.1 Objectif principal

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est d'analyser et comprendre la cinématique 3D du genou de patients ayant une prothèse totale de genou (PTG) douloureuse afin d'identifier des marqueurs cinématiques représentatifs de la marche avec PTG douloureuse.

2.2.2 Objectifs secondaires

Deux sous-objectifs en découlent, le premier est un sous-objectif d'ordre technique tandis que le second tend à répondre à une interrogation scientifique.

Le premier objectif secondaire valide la comparaison entre la cinématique 3D du genou obtenue à partir de données de recherche par rapport à celles obtenues en milieu clinique. Cela implique de comparer la marche d'un sujet enregistré simultanément par les deux systèmes de mesure et utilisant une méthodologie de découpage de cycle similaire, à savoir celle utilisée en clinique par identification du minimum de flexion plutôt que par identification de 2 % du poids du corps sur les forces de réaction au sol.

Le deuxième objectif secondaire est d'identifier des marqueurs cinématiques représentatifs de la marche douloureuse de patients suite à leur arthroplastie totale du genou.

2.3 Hypothèses

2.3.1 Hypothèse #1 : Technique

Les deux protocoles d'analyse de la marche utilisés respectivement en recherche et en clinique, permettraient d'obtenir une cinématique du genou 3D similaire et comparable de l'ordre du degré. Ces deux protocoles incluent des systèmes d'enregistrement et des tapis roulant différents.

2.3.2 Hypothèse #2 : Scientifique

Suite à l'arthroplastie du genou, une proportion des patients rapporte de la douleur antérieure au genou et décrit des symptômes similaires à ceux du syndrome fémoro-patellaire. Ainsi, nous faisons l'hypothèse que ces patients présenteront les mêmes marqueurs cinématiques que les patients souffrant du syndrome fémoro-patellaire. Autrement dit, ils présenteront :

- dans le plan sagittal : un flexum au contact initial, une diminution de l'excursion en flexion au chargement et une contracture en flexion lors de la phase d'appui,
- dans le plan frontal : un valgus augmenté au contact au sol ou un valgus dynamique lors de la phase d'appui;
- dans le plan axial : une rotation tibiale externe augmentée tout au long de la phase d'appui et d'un mouvement en rotation interne rapide du chargement.

Ces marqueurs cinématiques seront absents chez une population asymptomatique suite à la prothèse totale du genou. La cinématique de ces patients asymptomatiques tendrait à se rapprocher de celle de sujets sains.

CHAPITRE 3

ÉTUDE #1 : VALIDATION DE LA COMPARAISON DE LA CINÉMATIQUE 3D ENREGISTRÉE AVEC DEUX SYSTÈMES, L'UN CLINIQUE, L'AUTRE DE RECHERCHE

3.1 Résumé de la problématique

Le système optoélectronique ViconTM est reconnu comme le *gold standard* pour enregistrer la cinématique tridimensionnelle en recherche. Cependant, dans la pratique clinique, c'est le système avec une caméra Polaris de NDITM qui est de plus en plus utilisé. En effet, ce dernier se compose d'un support de seulement deux caméras Polaris SpectraTM contrairement à 12 caméras pour ViconTM. De plus, le système d'enregistrement NDITM utilise un tapis roulant commercial dans le contexte clinique tandis que le système ViconTM est plutôt utilisé dans un contexte de recherche où un tapis roulant instrumenté est utilisé. La question technique à laquelle nous tentons de répondre ici est de savoir si les enregistrements qui avaient été faits en contexte de recherche peuvent être adaptés pour être comparés à des enregistrements faits en contexte clinique. Pour cela, nous devons vérifier si la cinématique enregistrée simultanément par les deux systèmes sur un même tapis et utilisant un découpage des cycles de marche par le minimum de flexion sont comparables.

3.2 Méthodologie

Toutes les acquisitions ont été réalisées au LIO de l'ÉTS au Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CrCHUM). Le projet a été soumis et approuvé par les comités scientifiques et éthiques du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) et de l'ÉTS.

3.2.1 Population étudiée

La cohorte, formée de dix sujets sains, a été recrutée parmi les membres du laboratoire du CrCHUM. Ils ont été avisés verbalement que des sujets étaient recherchés pour faire des

acquisitions et ceux intéressés pouvaient le mentionner au chercheur. Aucune pression n'a été exercée sur les membres du laboratoire pour qu'ils participent à l'étude, leur participation reste totalement volontaire. Un sujet a finalement été exclu de l'étude pour cause d'erreur méthodologique lors de l'acquisition.

3.2.2 Critère d'inclusion et d'exclusion

Aucun critère d'âge n'a été spécifié. Cependant, les sujets ne devaient rapporter aucun antécédent de blessure ou d'opération aux membres inférieurs, ne présenter aucune douleur chronique au genou ou encore ne pas avoir de problème connu au niveau de la locomotion. De plus, toutes pathologies pouvant interférer avec les évaluations (par exemple : l'incapacité à marcher sur un tapis roulant) représentaient des critères d'exclusion de l'étude :

- les patients obèses sur lesquels il était impossible de fixer l'exosquelette;
- les femmes enceintes.

3.2.3 Collectes de données

Avant le début de l'expérimentation, les sujets devaient revêtir un short et un t-shirt pour faciliter la mise en place de l'exosquelette sur la jambe des sujets. La méthodologie suivie pour les dix sujets était la suivante : l'exosquelette KneeKG™ (EMOVI Inc.) était fixé sur la cuisse et la jambe et une ceinture pelvienne était installée sur le bassin du sujet. Celui-ci marchait ensuite sur un tapis roulant non-instrumenté à son allure confortable durant dix minutes. L'exosquelette étant muni de marqueurs réfléchissants, le mouvement de ceux-ci était capté de manière simultanée par deux systèmes de caméras optoélectroniques. Le premier système Vicon™ comprend 12 caméras optoélectroniques et est utilisé pour tous les projets de recherche en cinématique du laboratoire. Sa fréquence d'acquisition est de 200 Hz. Simultanément, le système clinique muni d'une caméra infrarouge optoélectronique Polaris de NDI™ capte les marqueurs avec une fréquence d'acquisition de 60 Hz.

Avant de mesurer la cinématique 3D du genou, une identification de repères anatomiques (épicondyles fémorales interne puis externe et malléoles interne puis externe) est effectuée à

l'aide d'un pointeur (*Voir* Figure 3.1 a). Les marqueurs anatomiques ont été calibrés en utilisant la méthode *functional and postural method* (mFP) (Hagemeister et al, 2005). Cette méthode permet de définir les deux systèmes de références anatomiques locaux (fémoral et tibial). De manière très sommaire, il s'agit de (1) déterminer les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville pour ensuite (2) définir les deux systèmes de références anatomiques locaux:

1. Détermination des centres articulaires à partir.
 - A. Le centre d'articulation de la hanche (CH) est défini grâce à un mouvement de circumduction de la cuisse par rapport au bassin (*Voir* Figure 3.1 b). Ces mouvements sont effectués debout avec la jambe étudiée en oscillation. Le bassin est identifié grâce au marqueur sacral sur la ceinture pelvienne ;
 - B. Le centre d'articulation du genou (CG) est défini grâce à la projection du point milieu entre les épicondyles fémoraux interne et externe sur l'axe moyen de flexion/extension au genou mesuré lors de l'exécution de plusieurs mouvements de flexion/extension consécutifs (*Voir* Figure 3.1 c). Ces mouvements sont effectués selon une amplitude de 60°, en position debout avec la jambe étudiée en oscillation ;
 - C. Le centre d'articulation de la cheville (CC) est défini comme le point milieu entre les centres des malléoles interne et externe (pointés par le pointeur);
2. Définition des systèmes de références anatomiques locaux du fémur (f) et du tibia (t),
 - A. Définition des axes longitudinaux (Z) : à partir de mouvements de flexion/extension de faible amplitude du genou (autour de 0°) en position debout, ces axes sont déterminés lorsque l'angle de flexion est au plus proche de 0° afin que le fémur et le tibia soient alignés le mieux possible dans le plan sagittal (passe par CH et CC) du membre inférieur (*Voir* Figure 3.1 d). A cet angle de 0°, la rotation tibiale est considérée comme neutre;
 - a) l'axe longitudinal du fémur est de CH à CG (Zf),
 - b) l'axe longitudinal du tibia est de CG à CC (Zt),
 - B. Définition des axes antéro-postérieur (Y): dans le plan sagittal perpendiculaire aux axes longitudinaux respectifs du fémur (Yf) et tibia (Yt),

C. Définition des axes médio-latéral (X): perpendiculaire aux deux autres axes respectifs du fémur (X_f) et tibia (X_t),

D. Définition de l'origine des axes comme le CG.

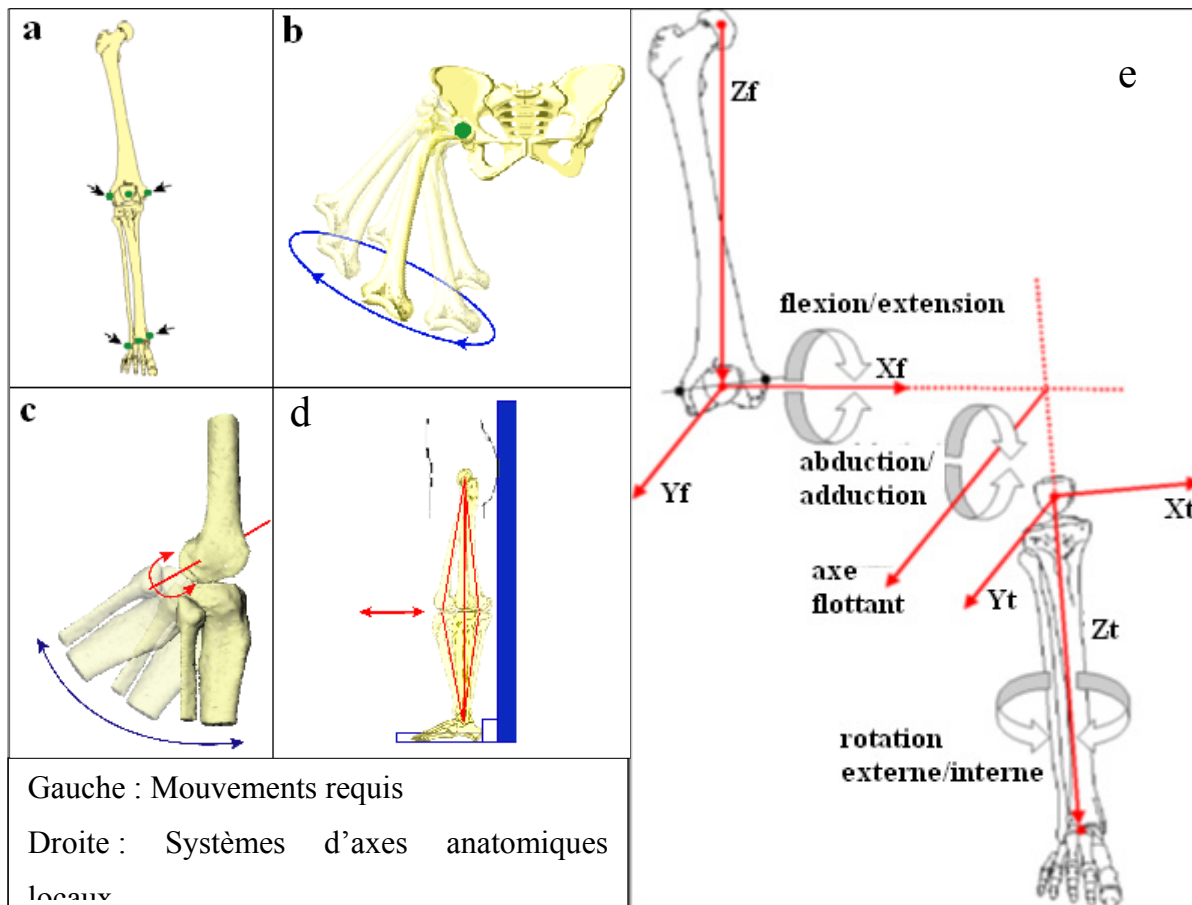


Figure 3.1 Étapes et mouvement requis pour la calibration mFP

Tirée de Boivin (2010, p.133)

La calibration est enregistrée de manière simultanée par les deux systèmes. Enfin, deux essais de marche à vitesse confortable de 45 secondes ont été enregistrés par les deux systèmes de capture de mouvement en simultané.

Le traitement des données a été effectué par une routine de calcul MatLab™ (MathWorks version 2015a) développée au LIO. Elle permet d'extraire les données cinématiques brutes, autrement dit les cycles de marche non découpés du système KneeKG™. Par la suite, la méthode de découpage des cycles de marche consistait à déterminer l'instant du minimum de flexion après la large flexion du genou pendant la phase oscillante comme début du cycle. En effet, cet instant correspond au moment où le talon du sujet touche le sol. Ainsi, chaque cycle est identifié de cette manière. Tous les cycles de marche ont été gardés pour permettre une comparaison entre les deux systèmes, cycle de marche par cycle de marche.

3.2.4 Analyse des données

Les patrons de cinématiques angulaire du genou étudiés sont les mouvements de rotation : flexion/extension, adduction/abduction, rotation tibiale externe/interne. Ils découlent d'une interprétation des mouvements relatifs entre la cuisse et la jambe selon un système de coordonnées articulaires basé sur la convention ISB (International Society of Biomechanics) proposée par Grood et Suntay (1983) utilisant des angles de Cardan. Les flexion/extension représentent les mouvements angulaires se déroulant dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral du fémur. Les rotations tibiales interne/externe sont définies comme étant les mouvements angulaires se déroulant dans le plan transverse autour de l'axe longitudinal du tibia (au milieu entre les deux éminences inter-condyliennes proximales et distalement à travers le centre de la cheville). Les adduction/abduction proviennent des mouvements angulaires se déroulant dans le plan frontal autour de l'axe flottant perpendiculaire à l'axe médio-latéral du fémur et à l'axe longitudinal du tibia (*Voir Figure 3.1 e*). Pour chaque sujet et pour chaque rotation, sont calculés :

- l'angle cinématique moyen et l'écart type sur un cycle de marche entier pour Vicon™ et pour Polaris™,
- l'écart, à chaque instant du cycle de marche, entre les cycles moyens enregistrés par les deux systèmes;
- la valeur absolue de ces écarts, pour tenir compte du fait que les écarts peuvent parfois passer du positif au négatif;

- l'écart maximal moyen rencontré sur un cycle de marche entier.

Tout d'abord, la valeur de l'écart entre les deux systèmes est calculée sans valeur absolue. Autrement dit, pour tous les sujets, l'écart en flexion au pourcentage 'i' du cycle de marche, est calculé de la manière suivante (3.1):

$$\text{Écart en flexion (\%i)} = \text{flexionPolaris (\%i)} - \text{flexionVicon (\%i)} \quad (3.1)$$

Pour les écarts en adduction/abduction et en rotation tibiale externe/interne, le même type de calcul est adopté. Pour tous les sujets, cet écart est calculé à chaque pourcentage du cycle de marche entier soit 100x9 (nombre de pourcentage de cycles de marche x nombre de sujets) écarts sont obtenus. À chaque pourcentage du cycle, la moyenne (moy) des neuf écarts est calculée, ce qui définit finalement 100 écarts moyens (un cycle de marche entier). La moyenne de ces 100 écarts moyens correspond donc à la moyenne des valeurs des écarts, indiquée dans le Tableau 3.2. Il en est de même pour l'écart type.

Si la valeur de l'écart est supérieure à zéro, alors le système Polaris™ aura surestimé l'angle par rapport au système Vicon™. A contrario, si la valeur de l'écart est inférieure à zéro, l'enregistrement avec le système Polaris™ aura sous-estimé l'angle par rapport à l'enregistrement par le système Vicon™.

Ensuite, la valeur de l'écart est calculée avec la valeur absolue afin de présenter l'écart réel entre les deux systèmes. Autrement dit, pour tous les sujets, l'écart absolu en flexion au pourcentage 'i' du cycle de marche, est calculé de la manière suivante (3.2) :

$$\text{Écart en flexion (\%i)} = |\text{flexionPolaris (\%i)} - \text{flexionVicon (\%i)}| \quad (3.2)$$

Enfin la valeur de l'écart maximal moyen représente la moyenne de l'écart maximal observé dans chaque plan anatomique pour chacun des neuf sujets. Cette valeur est calculée à partir des écarts absolus des enregistrements faits avec les deux systèmes.

3.3 Résultats

3.3.1 Données démographiques

Des dix sujets recrutés, un a été exclu de l'étude suite à une erreur méthodologique lors de la calibration. Les données démographiques sont regroupées dans le Tableau 3.1. Pour cinq sujets, c'est la jambe gauche qui a été étudiée alors que pour les quatre autres sujets, la jambe droite a été étudiée. Le choix de la jambe étudiée a été fait de manière aléatoire.

Tableau 3.1 Données démographiques Moyenne(Moy) (Écart-Type(EC))

Paramètres	Moy (EC)
Âge (années)	24,4 (1,5)
Poids (kg)	64,7 (14,7)
Taille (m)	1,72 (0,11)
IMC* (Kg/m ²)	21,5 (3,1)
Vitesse de marche (m/s)	1,2 (0,2)

*IMC : Indice de masse corporelle

3.3.2 Données cinématiques

3.3.2.1 Cinématiques 3D obtenues via les deux systèmes

Les courbes de cinématiques typiques, pour un sujet, dont la marche a été enregistrée par les deux systèmes, sont représentées pour le plan sagittal (*Voir* Figure 3.2), pour le plan frontal (*Voir* Figure 3.3) et pour le plan transverse (*Voir* Figure 3.4). Ces courbes représentent pour un sujet donné, la courbe moyenne et l'écart type de son cycle de marche entier (0-100 %) et sont enregistrés soit avec NDI™, soit avec Vicon™. Les modèles en bleu représentent la cinématique du genou calculée avec le système Vicon™ et les modèles en rouge représentent ceux calculés avec NDI™ : les courbes épaisses représentent la moyenne et les lignes en

pointillés l'écart type. La ligne verticale délimite la phase de marche d'appui (0-60 % du CM) de la phase d'envol (60-100 %).

Les patrons de mouvement de flexion/extension calculés en utilisant les données de deux types de systèmes de suivi de mouvements sont très similaires pour tous les sujets.

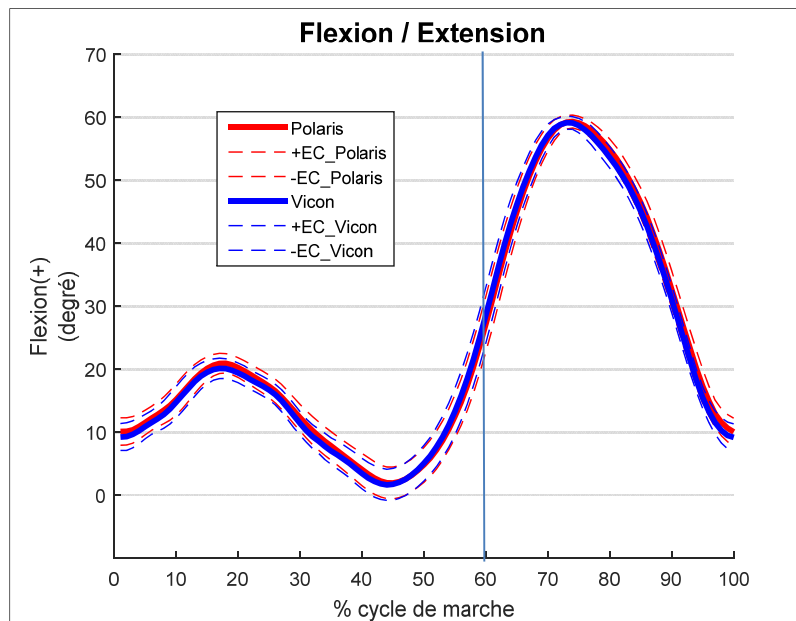


Figure 3.2 Mouvement de flexion/extension

Les mouvements d'adduction/abduction sont également similaires pour les neuf sujets.

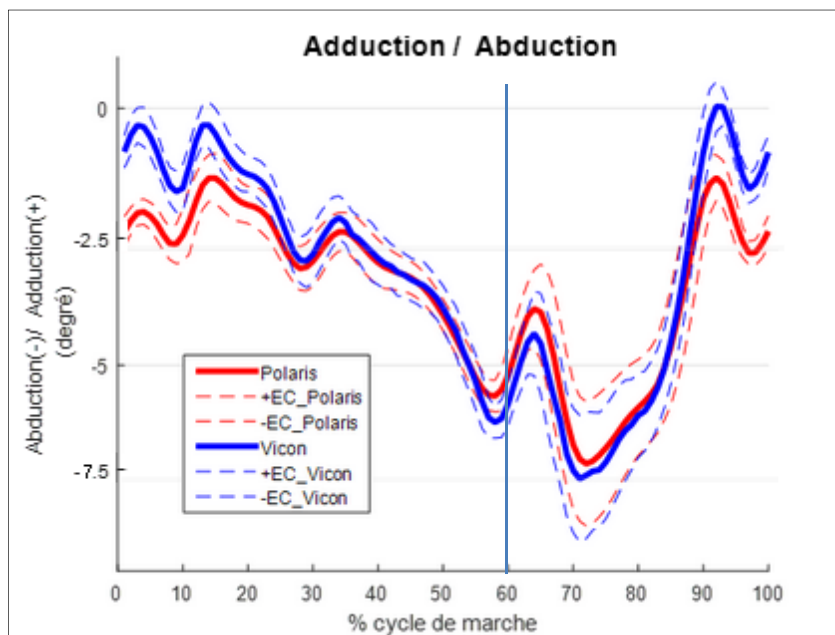


Figure 3.3 Mouvement d'adduction/abduction

Enfin, les patrons du mouvement de rotation tibiale externe/interne sont également similaires pour les neuf sujets.

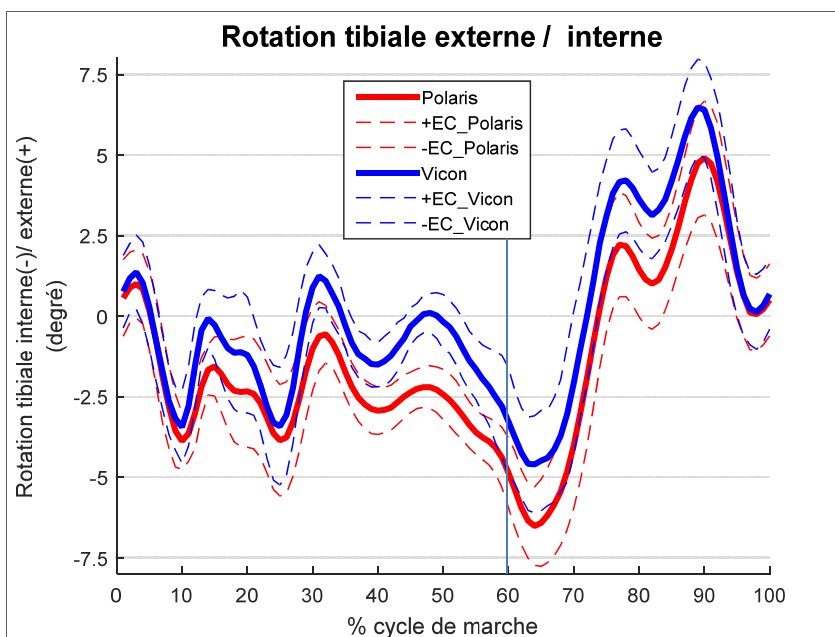


Figure 3.4 Mouvement de rotation tibiale externe/interne

3.3.2.2 Écart angulaire entre les deux systèmes

Des écarts d'angles entre les deux systèmes apparaissent sur les courbes de cinématiques entre les deux systèmes d'enregistrement et ont été calculés (*Voir* Annexe I et Tableau 3.2). Ces écarts entre les deux systèmes sont représentés pour chaque type de mouvement à chaque pourcentage du cycle de marche (*Voir* Figure 3.5, Figure 3.6 et Figure 3.7).

Pour le mouvement de flexion/extension, l'écart des enregistrements avec les deux systèmes est assez constant de l'ordre du degré tout le long du cycle de marche. En phase oscillante, l'écart est un peu plus important pouvant atteindre $1,4^{\circ}$ (*Voir* Annexe I, Tableau-A I-1).

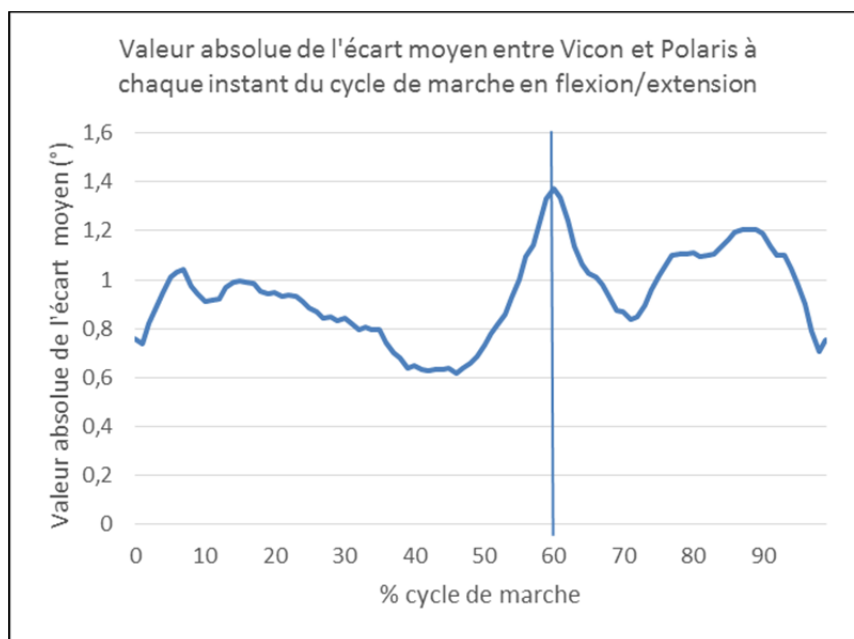


Figure 3.5 Valeur absolue de l'écart moyen en flexion/extension

Pour le mouvement d'adduction/abduction, l'écart entre les deux systèmes est également de l'ordre du degré tout au long du cycle de marche. Des écarts atteignant $1,4^{\circ}$ sont observés à la fois en milieu de phases d'appui et en phase oscillante (*Voir* Annexe I, Tableau-A I-2).

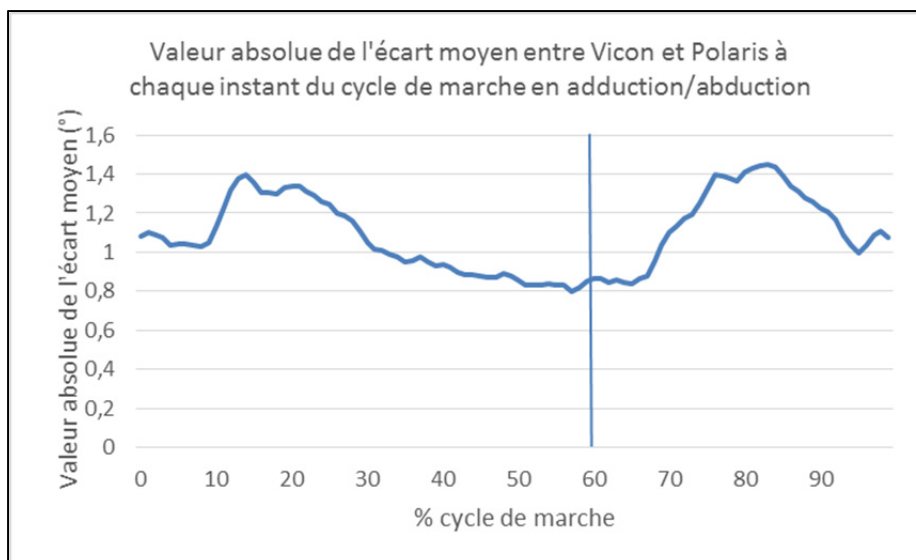


Figure 3.6 Valeur absolue de l'écart moyen en adduction/abduction

Pour le mouvement rotation tibiale externe/interne, l'écart entre les deux systèmes est également de l'ordre du degré tout le long du cycle de marche. Des écarts de l'ordre de $1,7^{\circ}$ sont observés lors de la phase oscillante (*Voir Annexe I, Tableau-A I-3*).

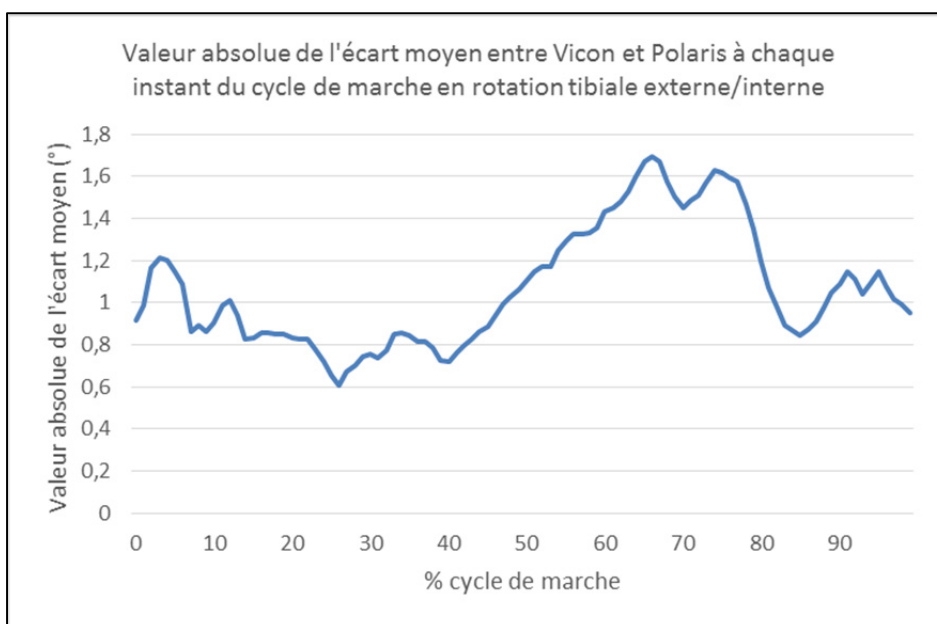


Figure 3.7 Valeur absolue de l'écart moyen en rotation externe/interne

Finalement, le Tableau 3.2 présente, sur un cycle de marche entier, l'écart moyen observé, la valeur absolue des écarts et l'écart maximal moyen. L'ensemble des écarts à chaque pourcentage du cycle de marche et ce pour chaque sujet est référencé en annexe I.

Tableau 3.2 Écart entre la cinématique Polaris™ et Vicon™ sur un cycle de marche entier (Moyenne (Écart-type))

Mouvement	Valeur des écarts (°)	Valeur absolue des écarts (°)	Écart maximal Moyen (°)
Flexion(+)/Extension(-)	-0,31 (0,29)	0,94 (0,18)	1,98
ADD(+)/ABD(-)	0,52 (0,28)	1,09 (0,20)	2,16
RE(+)/RI(-)	-0,38 (0,38)	1,07 (0,29)	2,51

3.4 Interprétation des résultats et discussion

Les patrons de cinématique 3D du genou calculés en utilisant deux systèmes de suivi de mouvement sont presque identiques. D'après l'analyse de l'écart moyen sans valeur absolue, aucun des deux systèmes ne surestime en tout temps la cinématique tridimensionnelle dans les trois plans anatomiques. Autrement dit, le système Vicon peut surestimer l'angle cinématique par rapport au système Polaris sur certaines portions du cycle de marche, mais ensuite c'est le système Polaris qui vient surestimer légèrement l'angle cinématique par rapport au système Vicon™ sur d'autres portions du cycle de marche. De plus, d'un sujet à un autre, ces différenciations sur les portions sont très variables.

L'écart moyen absolu (*Voir* Tableau 3.2) est de l'ordre du degré sur un cycle de marche entier et ce pour les mouvements du genou dans les trois plans. Cependant, une analyse plus approfondie de cet écart moyen absolu permet de faire apparaître quelques décalages mineurs supérieurs au degré et ce entre les deux systèmes à certains instants spécifiques du cycle de marche.

De plus, le degré d'écart a un impact différent sur les différents plans des mouvements, puisqu'ils ont des amplitudes différentes. En flexion/extension (*Voir* Figure 3.5), un écart moyen plus important, de l'ordre de $1,4^\circ$, est observé au moment où la pointe de pied quitte le sol (*toe-off* en anglais). Il s'agit du début de la partie oscillante du cycle de marche (60 % et plus). Or en phase oscillante, l'amplitude de mouvement en flexion est importante (de 50° voire 60°). L'écart observé entre les deux systèmes reste donc négligeable que ce soit en phase d'appui ou en phase oscillante. Pour les mouvements de faible amplitude (comme la rotation tibiale et l'abduction/adduction), un degré correspond à environ 10 % d'erreur alors que pour la flexion, ça correspond à 1-2 % de l'amplitude totale.

Ces écarts pourraient être expliqués par la présence d'un *cross-talk*, qui prend de l'importance surtout en phase d'envol et qui mettrait en lumière la raison des écarts plus grands dans cette phase surtout pour les rotations dans les plans frontal et axial. De plus, le système NDI de Polaris possède seulement deux caméras, comparativement au système VICON qui lui est composé de 12 caméras. La précision de localisation des marqueurs du KneeKG™ dans l'espace peut en être influencée.

En résumé, les deux systèmes de capture semblent suivre le déplacement 3D du KneeKG™ de manière similaire. Les écarts entre les deux systèmes sont suffisamment petits pour pouvoir considérer un groupe contrôle qui provient d'une étude effectuée en environnement de recherche. Le découpage du cycle de marche des données de ce groupe contrôle sera alors fait selon la méthode clinique, à savoir le minimum de flexion.

CHAPITRE 4

ÉTUDE #2 : IDENTIFICATION DE MARQUEURS CINÉMATIQUES REPRÉSENTATIFS DE LA MARCHÉ DOULOUREUSE AVEC PROTHÈSE TOTALE DE GENOU

4.1 Résumé de la problématique

Chaque année, le nombre de prothèses totales du genou implanté ne cesse d'augmenter, dû au vieillissement de la population. Malgré des techniques chirurgicales bien maîtrisées et des implants prothétiques prenant mieux en compte l'anatomie et physiologie, plusieurs études ont démontré que 15-20 % des patients restaient insatisfaits suite à leur arthroplastie du genou (Bourne et al, 2010; Robertsson et al, 2000). Il devient important de comprendre cette problématique puisque pas moins de 5-15 % de ces insatisfaits rapportent des douleurs souvent inexplicables sur la partie antérieure du genou (Toms et al, 2009). Ces mêmes symptômes ont été rapportés chez des personnes sans prothèse et souffrant d'un syndrome fémoro patellaire (Powers, 2003; Salsich and Perman, 2007). L'hypothèse est donc que les personnes souffrant de douleurs inconnues suite à une PTG présenteraient des causes cinématiques similaires à celles identifiées chez des personnes souffrant du syndrome fémoro-patellaire.

Les rares études qui se sont intéressées à l'analyse de la cinématique post PTG se sont concentrées sur la cinématique dans le plan sagittal et la cinématique dans les autres plans reste très peu décrite. De plus, les résultats sont conflictuels et présentés sans groupe contrôle (Sosdian et al, 2014). La problématique de la douleur post-PTG n'a été abordée que par une seule étude et qui a analysé la cinématique dans le plan sagittal de ces patients grâce à des marqueurs passifs réfléchissants collés sur la peau (Smith et al, 2004).

L'objectif de cette étude est donc d'analyser et de comparer la cinématique 3D du genou de patients souffrant de douleur post-PTG (symptomatique (Sympt)), de patients post-PTG sans douleur (asymptomatique (Asympt, Asx)) et d'un groupe contrôle sans PTG.

4.2 Méthodologie

Cette étude est composée de trois types de population, comparées les unes aux autres. Une population avec prothèse totale de genou, douloureuse ou non et une population de personnes saines afin de former un groupe contrôle.

Pour constituer le groupe contrôle, nous avons utilisé les données existantes puisées dans une banque de données du laboratoire sur l'analyse de la marche.

Pour la population avec prothèse totale de genou, l'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 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

Concernant les patients avec des PTG, la démarche a consisté à approcher par voie postale tous les patients ayant été opérés pour une PTG primaire entre octobre 2012 et octobre 2013 par trois chirurgiens orthopédistes de l'hôpital Jean-Talon. Ensuite, le recrutement s'est fait par appel téléphonique pendant lequel un questionnaire, la section douleur du KOOS, a servi à classer les patients dans leur groupe respectif : douleur ou asymptomatique. Les scores du KOOS-douleur supérieurs à 6/20 étaient inclus dans le groupe douleur, ceux inférieurs à 6/20 étaient asymptomatiques et ceux égaux à 6/20 n'étaient pas gardés. Les critères d'inclusion et d'exclusion seront par la suite détaillés.

Concernant les 17 sujets du groupe contrôle, ils proviennent d'un projet de données de recherche dont les caractéristiques démographiques étaient similaires aux patients avec PTG.

4.2.2 Critères d'inclusion

Les deux premiers groupes devaient avoir eu leur arthroplastie totale du genou depuis un à trois ans. Cette fenêtre a été choisie pour plusieurs raisons mises en avant dans la littérature : la douleur stagne au bout de un an (Brander et al, 2003), la réhabilitation ne progresse plus après deux ans et la biomécanique dans le plan frontal change beaucoup les six mois post-opératoires puis régresse après un an (Orishimo et al, 2012). Les patients devaient avoir été opérés par trois chirurgiens (PR, JF, HN), qui ont la même technique chirurgicale. Pour diminuer les facteurs confondants, les patients devaient tous avoir reçu la même prothèse, la prothèse Genesis™ de Smith and Nephew, qui est une prothèse standard postéro-stabilisée utilisée à l'hôpital Jean-Talon (*Voir* Figure 1.7). De plus, tous les patients ont aussi eu un resurfaçage de la rotule. Enfin, aucun critère d'âge n'a été établi.

Pour information, concernant le groupe contrôle, formé de 17 sujets sains, ces derniers ont été recrutés à l'aide d'affiches placées au CHUM et à l'ÉTS. Ils devaient 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 devaient pas souffrir d'arthrose du genou confirmée lors d'une évaluation radiologique.

4.2.3 Critères d'exclusion

Toutes pathologies pouvant interférer avec les évaluations (par exemple : l'incapacité à marcher sur un tapis roulant) ont été prises en compte comme critères d'exclusion autant pour les groupes avec PTG que pour le groupe contrôle, avec :

- les patients obèses sur lesquels il est impossible de fixer l'exosquelette ont été exclus pour des raisons d'instrumentations;
- les femmes enceintes,
- l'analphabétisme, les barrières de langue, ou toutes autres raisons empêchant les patients de répondre aux questionnaires subjectifs.

De plus, des critères supplémentaires d'exclusion ont été définis pour les patients avec PTG avec:

- présence de toutes les causes de douleurs post-PTG connues (infection de prothèse, descellement, mauvais choix de grosseur d'implant);
- présence de toute autre pathologie orthopédique ou neurosensorielle aux membres inférieurs;
- présence de chirurgies de révision des implants (si seulement une révision du polyéthylène a eu lieu, alors les patients pouvaient faire partie de l'étude, si la chirurgie avait eu lieu au cours des derniers 12-36 mois).

4.2.4 Collecte des données

4.2.4.1 Groupes avec PTG

Les patients présentant des causes de douleur connues au genou, ne sont pas intégrés à l'étude. Afin de pouvoir exclure ces cas, les participants éligibles ont fait plusieurs évaluations répertoriées dans le Tableau 4.1

Tableau 4.1 Liste des évaluations subites par les patients avec PTG

Évaluation	Tests
Radiologie	- CT-Scan - Rayon X
Subjective	- Questionnaire KOOS - Analyse LEFS - Questionnaire satisfaction
Fonction du genou	- Test assis debout en 30 secondes - Test de la montée/descente de marches - <i>Timed up and go</i>
Clinique	- Test de physiothérapie
Cinématique	- Analyse de la marche

Évaluation de radiologie :

Dans un premier temps, les patients symptomatiques ont été référencés à leur chirurgien afin de s'assurer qu'aucune cause connue de douleur suite à la chirurgie ne soit présente et ne puisse être traitée. Ils ont tous passé un CT-Scan permettant de s'assurer qu'aucun descellement n'était présent. Les patients qui présentaient des signes de descellement ont été exclus de l'étude. Par ailleurs, un bilan de torsion a été effectué.

Une seule spécialiste en radiologie (DB) a lu les images radiographiques et fait le bilan de torsion selon la méthode de Berger (pour les raisons expliquées dans la littérature, *Voir* 1.3.3). De par les raisons mises en avant dans la littérature, le bilan de torsion ne sera pas pris comme critère d'exclusion de l'étude. Cependant les résultats de ces bilans seront eux pris en compte dans l'analyse des résultats.

Évaluation subjective :

L'évaluation subjective consistait à ce que chaque sujet remplisse trois questionnaires qui visent à définir la qualité de vie, la perception articulaire et la satisfaction post-opératoire.

Le premier questionnaire est le KOOS composé de six parties qui touchent les symptômes, la raideur, la douleur, la fonction du genou lors des activités quotidiennes, la fonction du genou lors d'activités sportives et de loisirs et enfin la qualité de vie. Les scores KOOS vont de 0 (pire situation) à 100 (meilleure situation).

Le second questionnaire utilisé est le LEFS (version Franco-canadienne approuvée de René, 2010), qui est composé de 20 questions cotées sur une échelle ordinale de 0 à 4. Il s'intéresse aux activités autant quotidiennes que de loisirs. Un score maximum (max) de 80 indique un niveau fonctionnel optimal. Pour rappel, le LEFS est similaire au KOOS mais reste plus sensible dans l'évaluation de la progression de la fonction post-chirurgie (Pua et al, 2009).

Les résultats de deux premiers questionnaires ont été exprimés en termes de moyenne, accompagnés de l'écart-type (EC).

Le troisième questionnaire a été créé (*Voir* Annexe II, Figure-A II-1) afin d'évaluer la satisfaction du patient concernant sa chirurgie en accord avec Mahomed et al (2011) et Bourne et al (2010). Une première section concerne les attentes pré-chirurgie vis-à-vis de l'amélioration de sa douleur et l'amélioration de sa capacité à faire ses activités quotidiennes grâce à la chirurgie. Une deuxième section évalue sa satisfaction face aux résultats de la chirurgie notamment la diminution de sa douleur et l'amélioration de son habileté à faire ses activités quotidiennes et récréatives /extérieures. Enfin, il y a une section sur la perception de son articulation et des questions relatives à son lieu et mode de vie sont posées. La plupart des propositions de réponses était proposée sous la forme d'échelle de Likert.

Tests fonctionnels :

Pour compléter l'évaluation du niveau fonctionnel du sujet, trois tests fonctionnels approuvés et recommandés par OARSI ont été effectués (Dobson et al, 2013). Premièrement, il y a un test pour vérifier l'endurance des jambes qui consiste à se lever et s'asseoir d'une chaise le plus grand nombre de fois en 30 secondes. Ensuite, toujours à l'aide d'une chaise, le test du *timed up and go* consiste à ce que le patient débute assis sur une chaise, se lève, marche trois mètres, se retourne et revienne s'asseoir sur la même chaise. Enfin, le dernier test examine l'habileté à monter et descendre un palier de neuf marches, le tout de manière sécuritaire (accès à une rampe). Ces tests ont tous été chronométrés.

Évaluation clinique :

L'évaluation clinique a été effectuée par ML, physiothérapeute à l'hôpital Jean-Talon (*Voir* Annexe III, Tableau-A III-1). Cette évaluation était composée d'une série de tests pour évaluer l'alignement (flexum et varus/valgus) du membre inférieur, l'amplitude de mouvement (ROM) et la force des articulations (hanche et genou) ou encore la présence d'un problème localisé dans la région rachidienne (test SLR sur les douleurs sciatiques). La flexibilité musculaire et l'instabilité des muscles de la cuisse sont alors estimées (*Voir* Tableau 4.2). Enfin, la stabilité de la prothèse en antéro-postérieur et en médio-latéral a également été déterminée à plusieurs degrés de flexion (0° et 30°).

Tableau 4.2 Évaluation de la flexibilité et instabilité des muscles de la cuisse

Muscle	Fonction du muscle	Tests évaluateurs
Ilio-psoas	- Flexion hanche - RE hanche	- ROM hanche Extenseur (DV) - Test Thomas
Quadriceps	- Flexion hanche - Extension Genou	- ROM genou fléchisseur (DD+DV) - Test Thomas - Test Ely
Ischio Jambier	- Extension Hanche - Rotation externe hanche - Flexion genou - RI et RE du genou	- Angle apparition de la douleur dans le test SLR
Tenseur du fascia lata	- Flexion hanche - Abduction hanche - RI hanche	- Test Ober - Test bandelette ipsilateral
Moyen fessier	- Abduction hanche - RI hanche	- Test Ober - Test bandelette controlatéral

Index : DV : Décubitus Ventral, DD : Décubitus Dorsal

Évaluation cinématique :

L'hôpital Jean-Talon ne possédant pas de laboratoire de marche équipé des caméras Vicon™, le système clinique du KneeKG™ (EMOVI Inc.) de la Figure 1.9, muni de capteurs et d'une caméra infrarouge (Polaris Spectra, Northern Digital Inc.) a été utilisé ainsi qu'un ordinateur équipé du logiciel Kneee3D™ (EMOVI Inc.), comme sur la Figure 1.11. Pour ce faire, un local a été aménagé d'un tapis roulant standard. La procédure d'évaluation est identique à celle de l'étude#1 et est résumée ci-après.

Tout d'abord, une période de dix minutes d'adaptation a été accordée au patient pour lui permettre de s'habituer à la marche sur tapis roulant. Cette étape permet également de

déterminer la vitesse de marche confortable du sujet, laquelle sera utilisée pour la suite de l'expérimentation. Ensuite, le KneeKG™ ainsi qu'une ceinture pelvienne ont été installés sur le sujet. La calibration mFP a été effectuée de la même manière que décrit dans la section 3.2.3. Enfin, deux essais de marche à vitesse confortable de 45 secondes ont été enregistrés.

Une routine de calcul MatLab™ programmée au LIO a été 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 a été utilisée. Puis, les 15 cycles les plus répétables ont été identifiés à l'aide du coefficient de reproductibilité décrit par Kadaba et al (1989) (1 : courbe similaire, 0 non similaire).

4.2.4.2 Groupe contrôle



Les 17 sujets sains n'ont subi que deux types d'évaluation : subjective et cinématique. L'évaluation subjective a consisté à ce que chaque sujet remplisse seulement le même questionnaire KOOS composé des mêmes sous sections. En ce qui concerne l'évaluation de leur cinématique et le traitement des données, ils sont en tous points identiques que pour les patients avec PTG. La seule différence est que la marche instrumentée du KneeKG™ a été captée par le système Vicon™ et sur un tapis roulant instrumenté comme sur la Figure 1.10. Or d'après l'étude #1, Vicon™ est un système de capture de la cinématique qui a été validé comme étant un système similaire à Polaris. Cela autorise la comparaison des groupes PTG qui utilisent le système Polaris™ avec le groupe contrôle qui utilise le système Vicon™.

La méthode de découpage des cycles de marche consiste à déterminer l'instant de minimum de flexion après la large flexion du genou pendant la phase oscillante comme début du cycle. En effet, cet instant correspond au moment où le talon du sujet touche le sol.

4.2.5 Analyse des données

À la suite du traitement des données cinématiques avec Matlab, les courbes cinématiques représentant les mouvements de rotation de flexion/extension, d'adduction/abduction et de

rotation tibiale interne/externe du genou ont été analysées. Cette analyse consistait à calculer la courbe moyenne et l'écart type de chaque type de rotation pour tous les sujets d'un groupe donné. De plus, la similarité des courbes a été analysée en utilisant un coefficient de corrélation multiple (ICC) afin de déterminer si les sujets de chaque groupe marchent de façon similaire (Kadaba et al, 1989). Enfin, nous avons fait une analyse sur des paramètres ayant une signification clinique dans différentes pathologies (Renaud, 2014) afin de traduire les résultats pour les cliniciens (Chao, 1983).

Dans les tableaux suivants (*Voir* Tableau 4.3, Tableau 4.4 et Tableau 4.5), une liste ainsi qu'une définition de chaque paramètre est donnée. Dans les figures suivantes (*Voir* Figure 4.1, Figure 4.2 et Figure 4.3) une illustration de chaque paramètre est proposée directement sur la courbe de cinématique. Le terme 'appui' réfère aux portions de 0-60 % du cycle de marche (CM), 'chargement' à 0-20 % du CM et 'envol' à 60-100 % du CM. Les termes maximum (max) et minimum (min) sont utilisés au besoin.

Tableau 4.3 Paramètres plan sagittal

Acronyme	Paramètre	Définition
ICFlex	Angle au contact au sol	θ_{F1}
MaxFlexLoad	Angle maximal durant chargement	θ_{F2}
MinFlex3060	Angle minimum (30-60 % CM)	θ_{F3}
MaxFlexSwing	Angle maximal durant envol	θ_{F4}
Meanflex1050	Angle moyen (10-50 % CM)	θ_{F5}
FlexExcursionLoad	Excursion en flexion au chargement	$\Delta\theta_{F6} = \theta_{F2} - \theta_{F1}$
ExtExcursionStance	Excursion en extension en appui	$\Delta\theta_{F7} = \theta_{F2} - \theta_{F3}$
ROMFlex	Amplitude de mouvement totale	$\Delta\theta_{F8} = \theta_{(Flex\ max\ CM)} - \theta_{(Flex\ min\ CM)}$
ROMFlexStance	Amplitude de mouvement pendant l'appui	$\Delta\theta_{F9} = \theta_{(Flex\ max\ appui)} - \theta_{(Flex\ min\ appui)}$

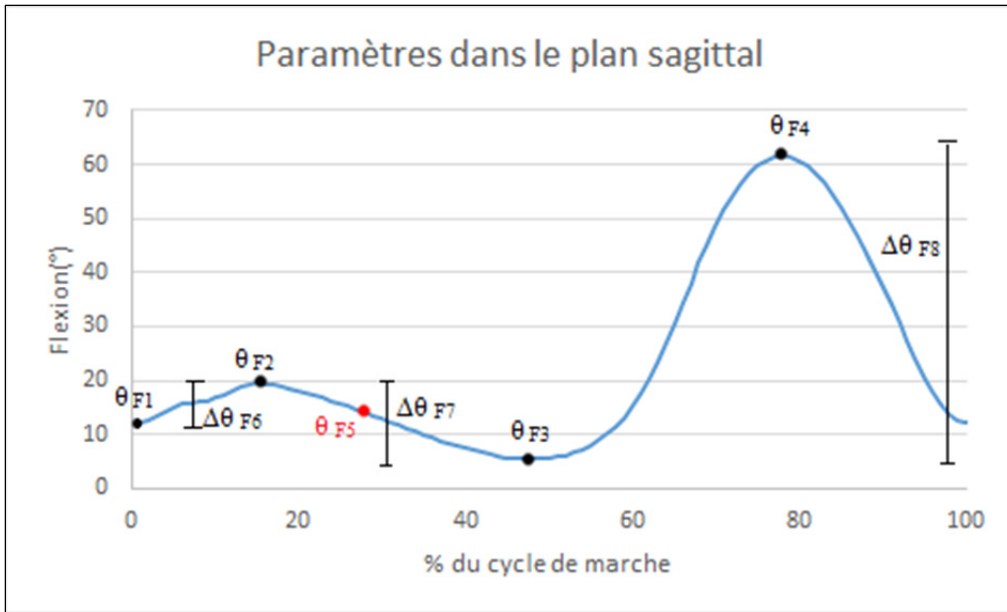


Figure 4.1 Paramètres plan sagittal

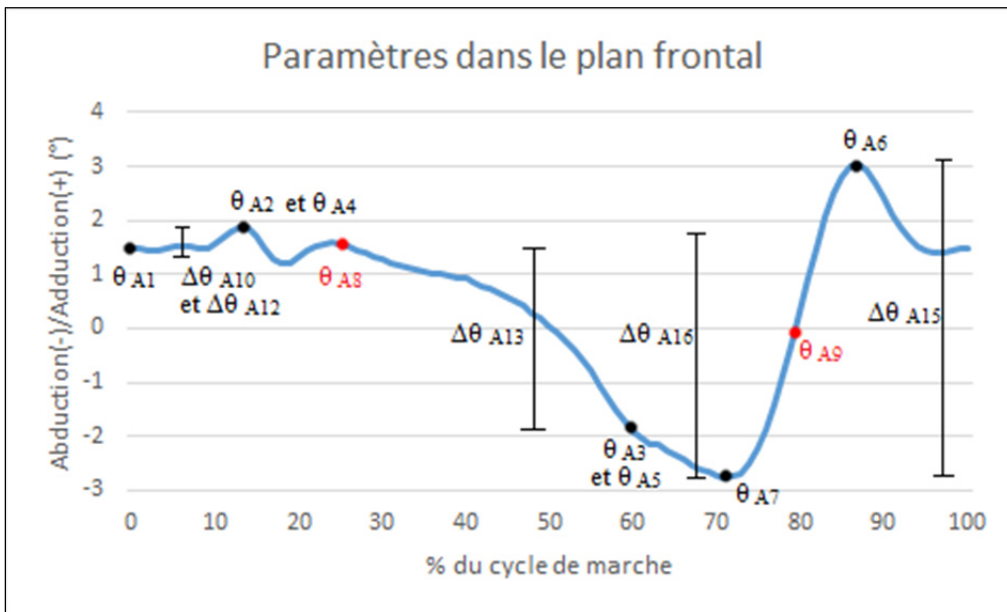


Figure 4.2 Paramètre plan frontal

Tableau 4.4 Paramètres plan frontal

Acronyme	Paramètre	Définition
ICAdd	Angle au contact au sol	θ_{A1}
MaxAddLoad	Angle maximal durant chargement	θ_{A2}
AddToeOff	Angle à la poussée (<i>Toe Off</i>)	θ_{A3}
MaxAddStance	Angle maximal durant l'appui	θ_{A4} (non visible ici)
MinAddStance	Angle minimal durant l'appui	θ_{A5} (non visible ici)
MaxAddSwing	Angle maximal durant envol	θ_{A6}
MinAddSwing	Angle minimal durant envol	θ_{A7}
MeanAdd1050	Angle moyen (10-50 % CM)	θ_{A8}
MeanAddTotal	Angle moyen	θ_{A9}
AddExcursionLoad	Excursion en adduction au chargement	$\Delta\theta_{A10} = \theta_{A2} - \theta_{A1}$
MvtAddNetLoad	Mouvement angulaire net durant chargement	$\Delta\theta_{A11} = \theta_{A8} - \theta_{A1}$
MvtAddNetThrust	Mouvement angulaire net	$\Delta\theta_{A12} = \theta_{A4} - \theta_{A1}$
MvtAddNetStance	Mouvement angulaire net durant appui	$\Delta\theta_{A13} = \theta_{A3} - \theta_{A1}$
MvtAddNetPush	Mouvement angulaire net durant poussée	$\Delta\theta_{A14} = \theta_{(Add \text{ min } 50-75 \% \text{ CM})} - \theta_{(Add \text{ max } 10-30 \% \text{ CM})}$
ROMAdd	Amplitude de mouvement	$\Delta\theta_{A15} = \theta_{(Add \text{ max } \text{CM})} - \theta_{(Add \text{ min } \text{CM})}$
ROMAddSwing	Amplitude de mouvement en envol	$\Delta\theta_{A16} = \theta_{A6} - \theta_{A7}$

Dans ce cas de figure-ci, θ_{A4} et θ_{A5} sont respectivement les points θ_{A2} et θ_{A3} , donc $\Delta\theta_{A10}$ est équivalent à $\Delta\theta_{A12}$. Par soucis de simplification les paramètres $\Delta\theta_{A11}$ et $\Delta\theta_{A14}$ ne sont pas représentés dans la figure suivante.

Tableau 4.5 Paramètres plan axial

Acronyme	Paramètre	Définition
ICRot	Angle au contact au sol	θ_{R1}
MinRotLoad	Angle minimal au chargement = Rotation interne maximale au chargement	θ_{R2}
RotToeOff	Angle à la poussée (<i>Toe Off</i>)	θ_{R3}
MaxRotSwing	Angle maximal en envol = Rotation externe maximale durant l'envol	θ_{R4}
MeanRot1050	Angle moyen (10-50 % CM)	θ_{R5}
MeanRot010	Angle moyen (0-10 % CM)	θ_{R6}
RIExcursionLoad	Excursion en rotation interne au chargement	$\Delta\theta_{R7} = \theta_{R1} - \theta_{R2}$
MvtRotNetLoad	Mouvement angulaire net durant chargement	$\Delta\theta_{R8} = \theta_{R5} - \theta_{R1}$
MvtRotNetPush	Mouvement angulaire net durant poussée	$\Delta\theta_{R9} = \theta_{R3} - \theta_{R5}$
MvtRotNetStance	Mouvement angulaire net durant appui	$\Delta\theta_{R10} = \theta_{R3} - \theta_{R1}$
ROMRot	Amplitude de mouvement totale	$\Delta\theta_{R11} = \theta_{(Rot\ max\ CM)} - \theta_{(Rot\ min\ CM)}$
ROMRotStance	Amplitude de mouvement en appui	$\Delta\theta_{R12} = \theta_{(Rot\ max\ appui)} - \theta_{(Rot\ min\ appui)}$
ROMRotSwing	Amplitude de mouvement en envol	$\Delta\theta_{R13} = \theta_{R4} - \theta_{(Rot\ min\ envol)}$

Dans ce cas-ci, $\theta_{(Rot\ min\ envol)} = \theta_{R3}$ et $\Delta\theta_{R7} = \Delta\theta_{R12}$. Les $\Delta\theta_{R8}$ et $\Delta\theta_{R9}$ ne sont pas inscrits par soucis de simplification.

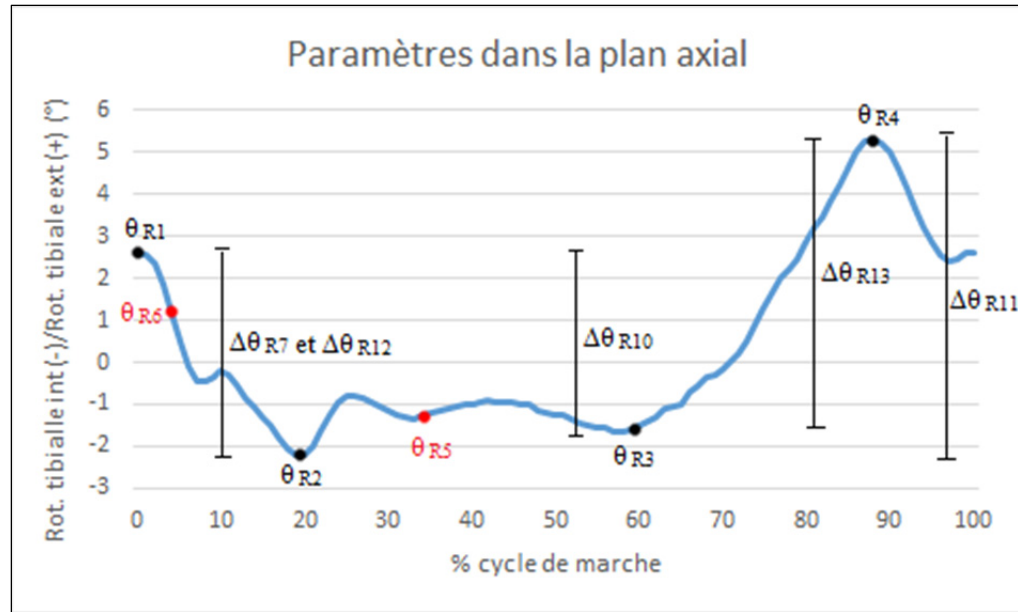


Figure 4.3 Paramètres plan axial

Remarque importante :

Les courbes moyennes de cinématique 3D présentées représentent graphiquement et visuellement, à chaque pourcentage du cycle de marche, la moyenne de tous les sujets d'un groupe donné. Ainsi une courbe correspond à 100 valeurs moyennes. Cependant, ces courbes moyennes ne sont pas représentatives des valeurs des paramètres cinématiques.

Par exemple, visuellement sur la courbe moyenne d'un groupe donné le minimum d'abduction en phase d'envol apparaît à 70 % du CM avec une abduction à $-3,0^\circ$. Cependant, le paramètre cinématique qui calcule mathématiquement le minimum d'abduction en phase d'envol de ce même groupe donne une valeur de $-4,3^\circ$ d'abduction. Ces résultats sont tous deux corrects. Le calcul du paramètre cinématique considère le minimum d'abduction en phase d'envol de chaque sujet un par un, et moyenne ces minimums. Or, les minimums d'abduction de chacun des sujets apparaissent à des pourcentages du CM différents de la phase d'envol. Ainsi cette valeur du paramètre cinématique ne correspond pas nécessairement au minimum visuel sur la courbe d'adduction moyenne en envol.

4.2.6 Analyse statistique

Tout d'abord, un calcul de puissance a été effectué pour déterminer la taille de l'échantillon nécessaire pour comparer deux groupes de patients avec PTG. Une étude antérieure décrivant la cinématique dans le plan sagittal chez les patients avec PTG (Smith et al, 2006) a été utilisée pour le calcul de puissance. Il a été déterminé que 17 patients dans chaque groupe étaient requis de manière à avoir une puissance de 80 % (erreur bêta de 20 %) pour détecter une réduction du flexum au contact initial de 3° avec un seuil de signification de 0,05 (erreur α). Afin de pallier à l'éventuelle exclusion suite aux bilans radiographiques, vingt patients par groupe ont été recrutés. De plus, des causes d'exclusion pour cause d'erreur technique ou du harnais KneeKG™ qui tombait parfois peuvent survenir. Suite à l'analyse des bilans radiographiques et de l'analyse des 40 premiers patients, cinq patients supplémentaires ont été recrutés pour compléter le nombre de 17 patients par groupe.

Les analyses sur les résultats cinématiques ont été effectuées à l'aide de la «toolbox» statistique de MatLab™. Les analyses sur les résultats des évaluations subjectives, données démographiques ou toute autre information autre que d'ordre cinématique ont été effectuées sous Statgraphic™. L'analyse statistique quant à elle s'est faite en deux temps.

Premièrement, les deux groupes avec PTG (symptomatique et asymptotique) ont été comparés entre eux. Tout d'abord, il s'agissait d'évaluer la signification de paramètres cinématiques identifiés entre les deux groupes sous Matlab. Les hypothèses de normalité et d'égalité des variances ont été vérifiées respectivement avec les tests de Shapiro-Wilk et Levene. Les paramètres qui suivent une loi normale subissent le test de Student (test t), pour lequel la valeur α a été définie à 0,05. Pour les paramètres ne suivant pas une loi normale, le test de Wilcoxon/Mann-Whitney a été utilisé pour vérifier si l'hypothèse nulle était rejetée ou non. Concernant les autres analyses statistiques sur Statgraphic™, des tests t ont été effectués pour comparer les deux groupes pour les données qui suivent une loi normale. La différence statistique est toujours fixée à $p < 0,05$.

Deuxièmement, les trois groupes ont été comparés entre eux (symptomatique, asymptomatique et contrôle). Une analyse de la signification statistique des mêmes paramètres cinématiques que précédemment est conduite. Un test de Shapiro-Wilk permet là encore d'évaluer la normalité des résultats. Pour les paramètres ne suivant pas une loi normale, le test de Wilcoxon/Mann-Whitney a été utilisé pour vérifier le rejet de l'hypothèse nulle. Cette fois-ci, une ANOVA à un facteur est utilisée pour comparer les trois groupes. Un test de Student avec la correction de Bonferroni pour variables dépendantes a également été utilisé comme test post-hoc. La différence statistique significative est toujours fixée comme $P < 0,05$.

Lors des deux étapes de l'analyse statistique, les variables catégoriques (ex : sexe, utiliser une rampe pour monter des marches d'escalier (oui/non) lors de tests fonctionnels) ont été comparées grâce à un test Khi-deux de Pearson. Un seuil de $\alpha < 0,05$ a été considéré comme statistiquement significatif.

4.3 Résultats

Parmi le groupe symptomatique avec PTG, 31 patients ont été recrutés initialement. Un fut exclu à la suite du CT-Scan car un descellement a été mis en évidence. Huit furent également exclus car le harnais KneeKG™ avait bougé durant l'analyse de leur cinématique à la marche, faussant ainsi les résultats. Enfin, sur trois patients il a été malheureusement impossible de poser le harnais pour cause d'obésité trop importante. Cela fait un total de 19 patients dans le groupe douleur avec PTG soit 21 genoux étudiés (certains patients ayant deux genoux répondant aux critères d'inclusion).

Parmi le groupe asymptomatique avec PTG, 22 patients ont été recrutés initialement, dont deux qui ont été exclus du fait que le harnais KneeKG™ avait bougé. Au total 20 patients font donc partie de ce groupe pour un total de 24 genoux (quatre bilatéraux).

Pour rappel, le groupe sain contrôle est composé de 17 sujets.

4.3.1 Données démographiques

Les données démographiques sont présentées dans le Tableau 4.6. Le tour de taille a été mesuré afin de vérifier si l'obésité provient d'une surcharge pondérale de l'abdomen ou si elle est générale au corps. Certaines informations recueillies pour les groupes PTG n'existant pas pour le groupe contrôle, aucune analyse ANOVA n'a pu être faite sur ces informations.

Tableau 4.6 Données démographiques

Paramètres	Asympt.	Sympt.	Test-t	Contrôle	Anova
	Moy(EC)	Moy(EC)	P	Moy(EC)	P
n (sujets/genoux)	20/24	19/21		17/17	
Sexe (%)					
Femme	54,2	57,1	N.S	35,3	N.S
Homme	45,8	42,9	N.S	64,7	N.S
Âge (année)	69,9 (7,9)	65,0 (8,3)	P<0,05*	56,8 (8,1)	P<0,001*
Poids (kg)	78,7 (11,1)	89,5 (17,6)	P<0,05*	74,0 (15,8)	P<0,01*
Taille (m)	1,67 (0,1)	1,68 (0,1)	N.S	1,68 (0,1)	N.S
IMC (Kg/m ²)	28,3 (3,6)	31,6 (5,3)	P<0,05*	26,0 (3,8)	P<0,01*
Tour de taille (cm)	103,1 (9,1)	109,3 (10,5)	P<0,05*	N/A	-
Vitesse de marche (m/s)	0,7 (0,2)	0,8 (0,3)	N.S	0,7 (0,3)	N.S
Temps depuis la chirurgie (année)	2,1 (0,3)	2,0 (0,4)	N.S	N/A	-
Jambe avec PTG (n (%))					
Gauche	5 (25 %)	11 (58 %)	-	N/A	-
Droite	11 (55 %)	6 (32 %)	-	N/A	-
Bilatéral	4 (20 %)	2 (11 %)	-	N/A	-

Index : N/A : Non Renseigné / N.S : Non statistiquement significatif (P>0.05)

La répartition homme/femme a été bien respectée dans chacun des groupes et ces derniers ont une vitesse de marche similaire. Concernant les caractéristiques physiques, la taille moyenne des sujets est identique entre les groupes. L'obésité (IMC entre 30,0 et 34,9) apparaît plus importante chez les patients symptomatiques comparativement à des patients asymptomatiques ($P < 0,05$) et sains ($P < 0,01$) avec un IMC entre 22 et 29,9. L'obésité calculé par l'IMC corrèle avec un tour de taille plus élevé chez les symptomatiques ($P < 0,05$). Aussi, les sujets sains sont plus jeunes que les patients avec PTG ($P < 0,001$). Ainsi, l'âge et l'IMC seront pris en compte comme covariables dans les analyses subséquentes.

Dans les groupes avec PTG, les deux jambes sont représentées de manière équitable avec quelques patients bilatéraux dans chacun des deux groupes. Le critère d'inclusion temporel de l'étude a bien été respecté avec un temps moyen passé depuis la chirurgie autour de deux années pour les deux groupes.

4.3.2 Données radiologiques

Les rayons X post-opératoires ont permis de vérifier la bonne position de la PTG de tous les patients. Concernant les résultats des CT-Scan, ils ont permis d'exclure un patient du groupe symptomatique pour cause de descellement comme expliqué plus haut.

Les bilans de torsion sont pour leur part résumés dans le Tableau 4.7. Les sujets sains contrôle n'ont pas passé cet examen, car ils n'ont pas de PTG. Il a été décidé de présenter les résultats moyens généraux, mais également de les présenter en fonction du sexe car les valeurs de malrotation prennent en compte cette caractéristique. Pour rappel, les valeurs positives mentionnent une RE excessive tandis que les valeurs négatives rappellent une RI excessive des composants.

Les valeurs de rotation tibiale et fémorale normales, issues de la littérature, sont rappelées en fonction du sexe et donc les autres valeurs sont excessives par rapport à cette normale. Ainsi,

les valeurs de malrotation tibiale et malrotation combinée sont statistiquement différentes entre les deux groupes avec PTG et ce notamment chez les hommes.

Tableau 4.7 Bilan de torsion (Moyenne (Écart-Type))

Paramètres	Valeur normale		Valeur excessive		Test-t P
			Asympt.	Sympt.	
	Moy(EC)		Moy(EC)	Moy(EC)	
Rotation tibiale (°)			7,8 (5,4)	0,8 (6,8)	P<0,001*
Homme	-18 (2,6)		7,4 (6,8)	-2,6 (4,1)	P<0,01*
Femme	-18 (2,6)		8,3 (3,6)	2,5 (7,6)	P<0,05*
Rotation fémorale (°)			-0,5 (2,3)	-2,1 (2,6)	N.S
Homme	-3,5 (1,2)		0,7 (1,8)	-0,5 (2,6)	N.S
Femme	-0,3 (1,2)		-1,8 (2,3)	-3,0 (2,2)	N.S
Rotation combinée (°)			7,3 (6,1)	-1,4 (7,0)	P<0,001*
Homme			8,1 (7,6)	-2,9 (4,1)	P<0,01*
Femme			6,6 (4,1)	-0,5 (8,4)	P<0,05*

Comparativement au groupe symptomatique, le groupe asymptomatique est en rotation externe excessive pour sa composante tibiale (P<0,01) et ce, à près de 7-8° pour les hommes et les femmes. A contrario, la moyenne indique une rotation de la composante tibiale neutre dans le groupe symptomatique. Plus spécifiquement, les hommes sont à 3° de RI excessive et les femmes à 3° de RE excessive du composant tibial.

À l'inverse, pour la composante fémorale, le groupe symptomatique est en rotation interne excessive, que ce soit chez les hommes ou les femmes. Alors que pour le groupe asymptomatique, les hommes sont en RE excessive et les femmes en RI excessive. Aussi, les femmes présentent une rotation fémorale excessivement en interne pour les deux groupes.

En général, le groupe symptomatique voit ses composants toujours en rotation interne excessive comparativement à un groupe asymptomatique surtout en rotation externe excessive ($P < 0,01$).

4.3.3 Données questionnaires subjectifs

Concernant les questionnaires sur la perception de l'articulation du genou (LEFS et KOOS), les résultats sont intéressants (*Voir* Tableau 4.8 et Figure 4.4). Le questionnaire LEFS n'a pas été rempli par le groupe contrôle donc aucun test ANOVA n'a été fait.

Le groupe asymptomatique révèle en effet des résultats fonctionnels très proches de sujets sains, sauf pour la capacité à effectuer des activités de sport et loisir où les scores sont plus bas. A contrario, le groupe symptomatique révèle des contraintes fonctionnelles élevées sur tous les domaines du KOOS comparativement aux groupes asymptomatique et contrôle ($P < 0,001$). Ces résultats sont en accord avec ceux du LEFS qui met en avant que le groupe asymptomatique possède un niveau fonctionnel du membre inférieur presque optimal, alors que le groupe symptomatique garde des limitations importantes.

Tableau 4.8 Données questionnaires subjectifs : LEFS et KOOS

Paramètres	Asympt. Moy(EC)	Sympt. Moy(EC)	Test-t p	Contrôle Moy(EC)	ANOVA p
LEFS (/80)	66,6 (8,2)	43,6 (13,7)	$P < 0,001^*$	N/A	-
KOOS douleur	90,0 (11,2)	59,5 (17,7)	$P < 0,001^*$	93,1 (15,1)	$P < 0,001^*$
KOOS symptôme	84,4 (16,0)	62,1 (21,1)	$P < 0,001^*$	91,7 (11,6)	$P < 0,001^*$
KOOS AVQ	90,0 (10,3)	60,9 (16,3)	$P < 0,001^*$	94,0 (14,7)	$P < 0,001^*$
KOOS sport	55,0 (23,2)	23,3 (19,1)	$P < 0,001^*$	87,2 (22,3)	$P < 0,001^*$
KOOS QoL	82,3 (21,1)	43,5 (29,3)	$P < 0,001^*$	86,7 (24,4)	$P < 0,001^*$

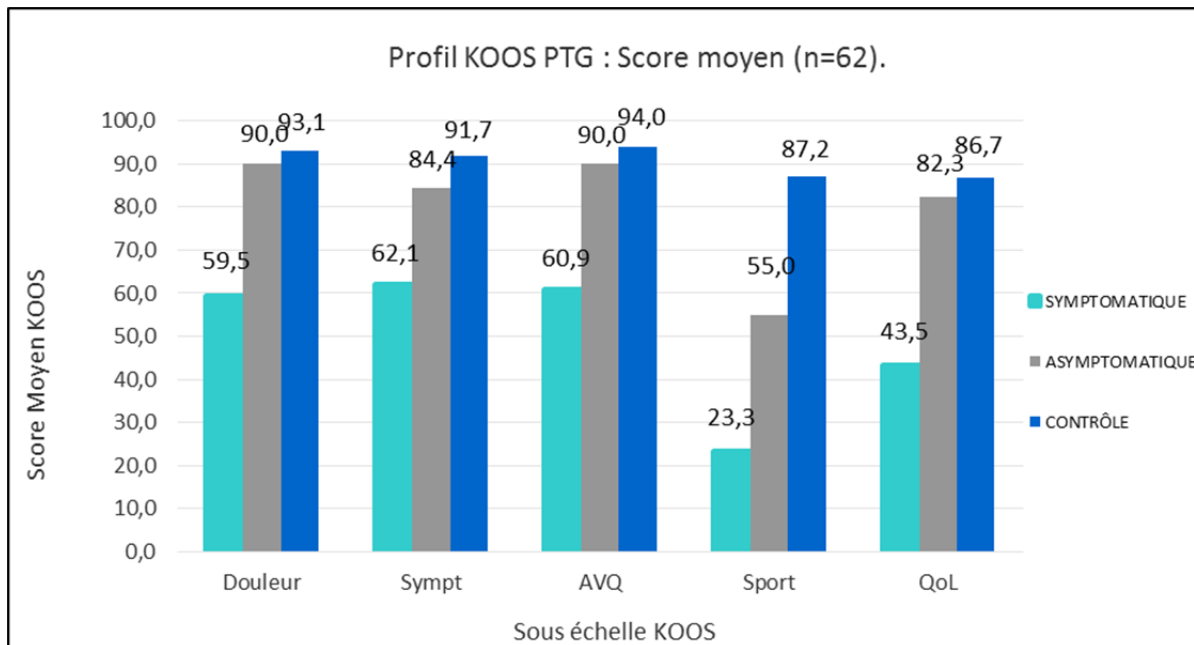


Figure 4.4 Profil KOOS

Concernant la satisfaction (*Voir Annexe IV, Figure-A IV-1*), le groupe symptomatique montre une moins bonne satisfaction globale par rapport aux résultats de la chirurgie ($\alpha = 0,05$) et à la perception de son genou ($\alpha = 0,01$) comparativement au groupe asymptomatique. L'insatisfaction est plus particulièrement marquée entre les deux groupes concernant l'amélioration de la douleur ($\alpha = 0,01$), l'amélioration de leur habilité dans les activités quotidiennes ($\alpha = 0,05$) et dans les activités extérieures/récréatives ($\alpha = 0,05$). A noter que les attentes initiales, évaluées post-opératoire, concernant les résultats de la chirurgie dans les deux groupes étaient similaires : une réduction voir une absence de douleur et également une bonne amélioration voire même plus aucune limitation de leur capacité à faire les activités quotidiennes en post-opératoire. Fait intéressant, près de la moitié des patients du groupe asymptomatique vivent seuls comparativement à des patients symptomatiques qui vivent majoritairement en couple ($\alpha = 0,05$).

4.3.4 Données test fonctionnalité du genou

Les trois tests de fonctionnalité du genou (*Voir* Tableau 4.9) montrent que les patients symptomatiques ne présentent pas plus de difficultés fonctionnelles que les patients asymptomatiques pour effectuer des mouvements de la vie quotidienne. Pour rappel, ces tests n'ont pas été effectués par le groupe contrôle ainsi aucune analyse ANOVA n'a été faite.

Tableau 4.9 Données tests fonctionnalité du genou

Paramètres	Asympt. Moy(EC)	Sympt. Moy(EC)	Test-t p
<i>Timed up and go</i> (s)	9,7 (2,0)	10,2 (2,5)	N.S
Assis/debout	12,7 (3,4)	11,1 (2,8)	N.S
Monter neuf marches (s)	13,8 (4,0)	16,6 (5,5)	N.S
Utilisation rampe pour monter les neuf marches (%)	41,7	66,7	N.S

4.3.5 Données cliniques

Concernant l'évaluation clinique avec le physiothérapeute (*Voir* Annexe V), les forces et amplitudes de mouvement entre les deux jambes des patients sont symétriques deux années post-PTG chez les deux groupes avec PTG (seuls quelques cas individualisés présentent une asymétrie, *Voir* Annexe V Tableau-A V-3). Les amplitudes de mouvement en extension et adduction de la hanche sont globalement plus faibles chez les patients symptomatiques autant sur la jambe opérée que celle non opérée (extension : asymptomatiques 28,0° et symptomatiques 23,3° ($P<0,05$) et adduction : respectivement 29,0° et 22,8° ($P<0,01$)), impliquant une faiblesse potentielle des muscles ischio jambiers, fessiers et adducteurs.

Il apparaît que (*Voir* Annexe V Tableau-A-V-2) le muscle tenseur du fascia lata est rétracté de la même manière chez les patients avec PTG, symptomatique ou non (test bandelette ipsilatéral, 75 % des asymptomatiques et 67 % des symptomatiques) avec un muscle fessier

moyen non rétracté (test bandelette controlatéral). Par contre, cette rétraction crée une tension sur la bandelette ilio-tibiale chez les patients symptomatiques comparativement au groupe asymptomatique pour qui la bandelette est plus souple (test Ober, 4 % de tension de la bandelette chez les asymptomatiques et 38 % chez les symptomatiques, différence significative avec $\alpha=0,01$). De plus, le test de Thomas met en avant que 58 % des asymptomatiques et 71 % des symptomatiques ont leurs quadriceps rétractés et que les muscles ilio-psoas sont souples chez les deux groupes. L'angle faible d'apparition de la douleur sur le test SLR donne également un bon indicatif quant à la présence de rétraction des ischio jambier : $81,7^\circ$ pour les asymptomatiques et $69,5^\circ$ pour les symptomatiques ($P<0,05$). La combinaison de ces éléments nous amène à dire que les patients symptomatiques présentent une raideur des muscles de la cuisse plus importante que les patients asymptomatiques.

Lorsque le genou est mis respectivement en valgus stress et varus stress lors d'une flexion de 30° du genou en décubitus dorsal (DD) (test de stabilité médio-latéral), nous observons la présence d'une certaine laxité médiale du ligament collatéral interne plus marquée chez les patients asymptomatiques (asymptomatique : 29 % et symptomatique : 0 %, $\alpha =0,01$) et une laxité latérale du ligament collatéral externe plus présente chez les patient asymptomatiques (asymptomatique : 54 % et symptomatique : 33 %).

Finalement, chez les deux groupes, le membre inférieur apparaît comme étant aligné statiquement de manière neutre (*Voir* Annexe V Tableau-A V-4) autant dans le plan sagittal (pas de flexum) que dans le plan frontal (membre inférieur entre $\pm 5^\circ$ de varus/valgus).

4.3.6 Données cinématiques

Les courbes de cinématiques sont représentées pour le plan sagittal (*Voir* Figure 4.5), pour le plan frontal (*Voir* Figure 4.6) et pour le plan axial (*Voir* Figure 4.7). Ces courbes représentent la courbe moyenne sur un cycle de marche entier (0-100 %). Le coefficient de corrélation multiple (ICC) a été mesuré pour chacun des groupes afin de déterminer si tous les patients

au sein d'un même groupe avaient un patron de marche similaire (Kadaba, 1989). La ligne verticale délimite la phase de marche d'appui (0-60 % du CM) de la phase d'envol (60-100 %).

Pour rappel, des tests statistiques ont été effectués sur de nombreux paramètres cinématiques et ont été testés pour chaque pourcentage du cycle de marche.

4.3.6.1 Plan sagittal

Les courbes de mouvement de flexion/extension pour les trois groupes sont présentées à la Figure 4.5. La variabilité entre les groupes est faible. En effet, tous les sujets au sein d'un même groupe ont tendance à avoir le même profil de mouvement dans le plan sagittal lors de la marche.

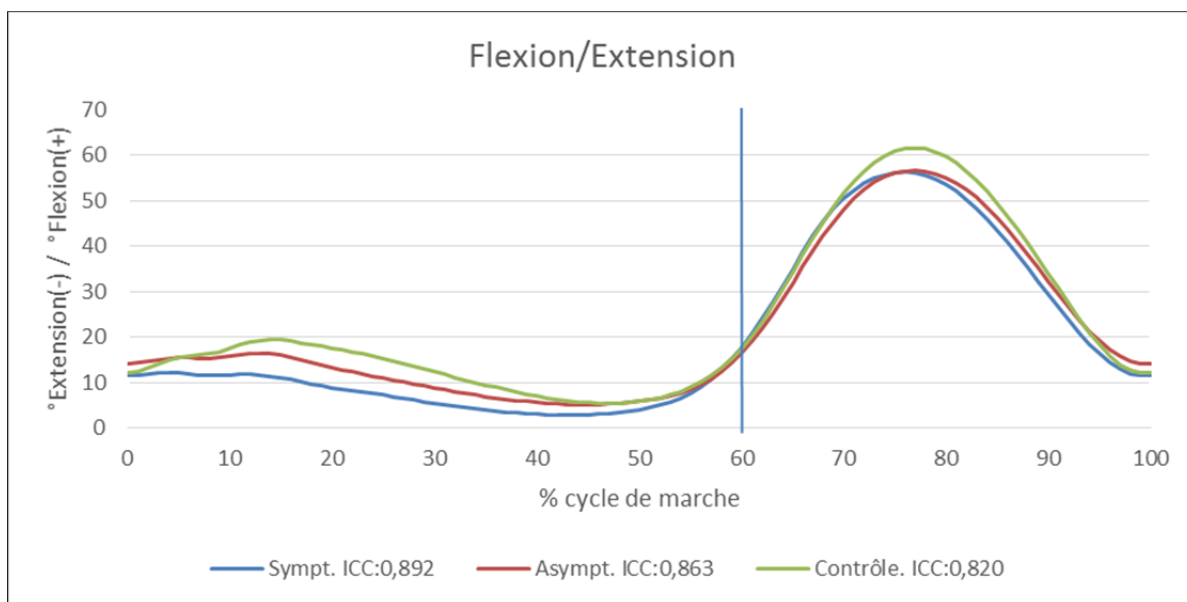


Figure 4.5 Cycle moyen de flexion/extension

Plus en détails (*Voir* Annexe VI, Tableau-A VI-1), lors du chargement, les groupes avec PTG ont une excursion en flexion similaire d'environ 3° avec un pic de flexion plus faible chez les symptomatiques ($P < 0,05$). Finalement, lors de la phase d'appui le groupe asymptotique



fléchit globalement un peu plus le genou que le groupe symptomatique ($P < 0,05$). Durant la phase d'oscillation les deux groupes avec PTG sont similaires.

Lorsque ces deux groupes sont comparés à l'aide d'une ANOVA à un groupe contrôle de sujets sains, les valeurs de flexion tout au long de la phase d'appui sont davantage contrastées. Le groupe contrôle a une excursion beaucoup plus importante (8°) que les deux groupes avec PTG (3°) ($P < 0,001$). Autrement dit, les sujets sains fléchissent bien le genou pour permettre au corps d'avancer au-dessus du pied en appui tandis que les groupes avec PTG présentent tous deux un flexum durant tout le chargement (MaxFlexLoad et MeanFlex1050 respectivement $P < 0,05$ et $P < 0,01$). Les trois groupes étendent le genou jusqu'à ce que le gros orteil du pied en appui quitte le sol. Finalement, en phase d'envol les mouvements sont très similaires entre les trois groupes, hormis que les deux groupes avec PTG n'atteignent pas la même amplitude de mouvement de 57° que les sujets sains qui atteignent 62° ($P < 0,05$).

En prenant en compte les covariables d'âge et IMC, une ANCOVA montre toujours que l'excursion en flexion en chargement est diminuée significativement dans les groupes avec PTG comparativement aux sujets sains.

4.3.6.2 Plan frontal

Les résultats les plus intéressants sont visibles dans le plan frontal (*Voir Annexe VI, Tableau-A VI-2*). Les courbes de mouvement d'adduction/abduction pour les trois groupes sont présentées dans la Figure 4.6. La variabilité est très importante au sein des groupes.

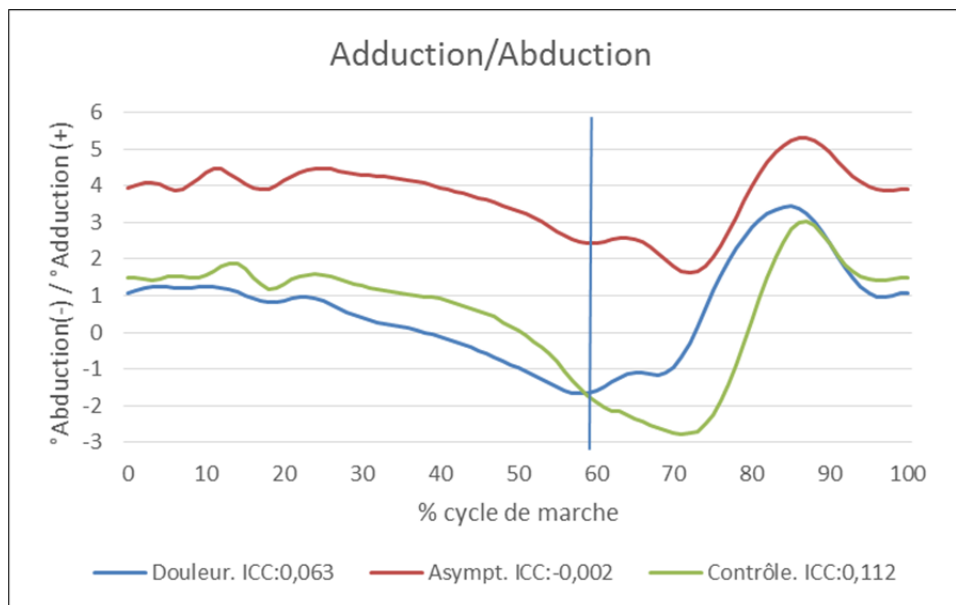


Figure 4.6 Cycle moyen d'adduction/abduction

La première observation en analysant les courbes moyennes (MeanAddtotal) est la correction de l'axe dynamique en position neutre, proche de l'abduction chez les patients symptomatiques ($P < 0,01$). Ainsi, les profils de marche sont proches des profils des sujets sains avec des amplitudes de mouvement similaires (ROMAdd et ROMAddSwing) mais décalés de 3° tout le long du CM. Le groupe asymptotique par contre rentre en contact avec le sol avec un angle d'adduction de 4° et reste en adduction (varus dynamique) tout le long du CM. Le groupe symptomatique pour sa part reste en alignement neutre au contact au sol, puis il adopte rapidement un comportement en valgus durant la phase d'appui et enfin en varus dès le *toe-off* et ce durant tout l'envol. Par voie de conséquence, tous les paramètres cinématiques analysés sont significativement différents en phase d'appui (MaxAddLoad, MeanAdd1050, MinAddStance, MaxAddStance, MvtAddNetStan et AddToesOff avec $P < 0,01$ au minimum) entre les deux groupes avec PTG.

Lorsque comparé avec le groupe contrôle, la différence de correction de l'axe dynamique entre les deux groupes PTG devient flagrante. Les patients symptomatiques ont un angle d'adduction moyen ($0,5^\circ$) semblable aux sujets sains comparativement au groupe de patients asymptotiques qui présentent un angle plus élevé ($3,7^\circ$) ($P < 0,01$). Durant toute la phase

d'appui, les groupes symptomatique et contrôle sont similaires en angulation, tandis que le groupe asymptomatique est décalé de 3° en adduction (avec $P < 0,05$). C'est seulement à partir du *toe-off* à 60 % du CM que les tendances sont inversées (AddToesOff) : les patients symptomatiques ont directement un mouvement vers l'adduction (varus dynamique) tandis qu'il s'opère plus tard (autour de 70 % du CM) chez les patients asymptomatiques et chez les sujets contrôle (MaxAddSwing et MinAddSwing).

4.3.6.3 Plan axial

Les courbes de mouvement de rotation tibiale interne/externe pour les trois groupes sont présentées dans la Figure 4.7. Une très grande variabilité existe dans chacun des groupes (Voir Annexe VI, Tableau-A VI-3). Autrement dit, il existe plusieurs profils de marche dans le plan axial parmi les patients et les sujets. Aussi, rien de concluant ne ressort de cette analyse de la courbe moyenne par groupe dans le plan axial, mis à part que les profils de marche dans le plan axial sont assez similaires entre les trois groupes. Une analyse par sous-groupe selon le patron dans le plan axial pourrait être intéressante, mais cela nécessiterait un nombre beaucoup plus grand de sujets.

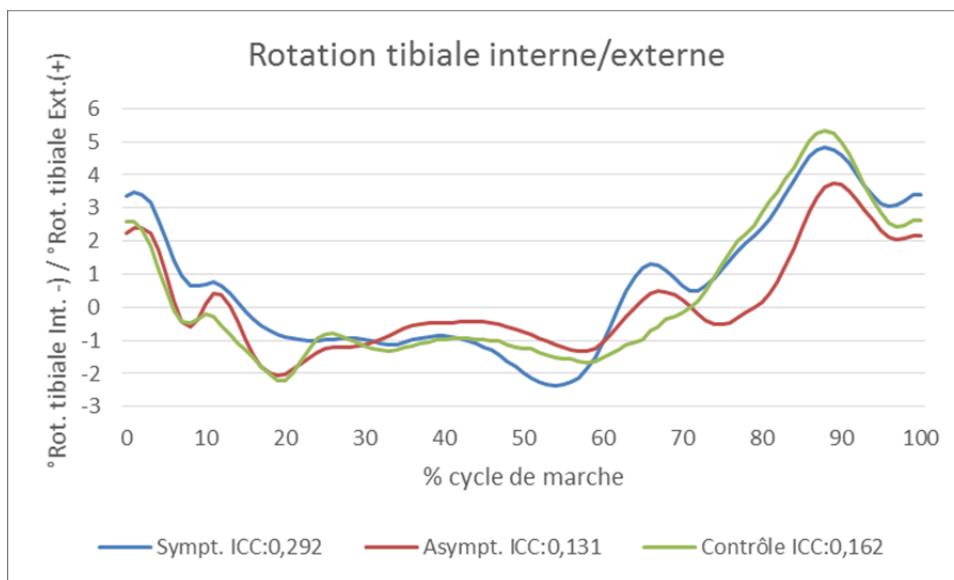


Figure 4.7 Cycle moyen de rotation tibiale interne/externe

4.4 Interprétation des résultats et discussion

Les résultats démographiques ont mis en avant la surcharge pondérale des deux groupes avec PTG mais principalement pour le groupe de patients symptomatiques qui est plus lourd que le groupe de patients asymptomatiques. Cependant, Mandeville et al (2007) ont montré que les obèses en bonne santé (IMC 42,3) et les adultes normaux (IMC de 22,7) ont les mêmes torseurs et puissances lors de la marche à une même vitesse, malgré des IMC différents. Ainsi les valeurs d'IMC sont typiques et pourraient ne pas influencer la démarche de ces patients. Ceci se reflète d'ailleurs dans l'analyse qui prend en compte le poids comme covariable et qui fait ressortir les mêmes différences que lorsque le poids n'est pas considéré.

4.4.1 PTG douloureuse : profil de l'insatisfaction

Les résultats du questionnaire de satisfaction (questionnaire maison) montrent sans surprise que les patients du groupe symptomatique sont globalement plus insatisfaits par rapport aux résultats de la chirurgie que les patients asymptomatiques. Ceci se reflète dans les résultats du KOOS et du LEFS qui montrent tous deux des scores inférieurs pour les patients symptomatiques.

D'après Escobar et al (2012), des scores du KOOS inférieurs à 75/100 reflètent des patients insatisfaits. Dans la présente étude, le groupe symptomatique est donc insatisfait dans tous les domaines que couvre le KOOS (douleur, symptôme, qualité de vie, activités de la vie quotidienne et activités récréatives/sport), comparativement aux deux autres groupes. Le groupe asymptomatique, pour sa part, n'est insatisfait que pour les activités récréatives et sportives.

Un score LEFS bas est représentatif d'un moins bon niveau fonctionnel comme l'explique Pua et al (2009). On peut retrouver ce résultat dans la présente cohorte, où les patients symptomatiques ont un LEFS globalement plus bas que les patients symptomatiques (*Voir* Tableau 4.9).

Les groupes de patients avec PTG dans la présente étude sont plus âgés que les sujets sains. Les patients symptomatiques se sont avérés légèrement plus jeunes que les patients asymptomatiques. Ceci qui pourrait expliquer les différences dans l'insatisfaction post-PTG à partir des questionnaires subjectifs. En effet, la littérature montre que les patients plus jeunes ont des attentes plus élevées et donc un risque accru d'être insatisfaits (Singh et al, 2008; Scott et al, 2012; Bonnin et al, 2011).

Par ailleurs, des études ont montré que le fait de vivre seul implique des résultats fonctionnels plus mauvais (Desmeules et al, 2013) et est un facteur d'insatisfaction (Bourne et al, 2010). Dans notre cohorte, ce résultat ne se confirme pas. En effet, près de la moitié des patients du groupe asymptomatique vit seul alors que les patients symptomatiques vivent majoritairement en couple.

4.4.2 Évaluation cinématique et tableau clinique de la PTG douloureuse.

4.4.2.1 Tableau clinique des patients avec PTG douloureuse

Évaluation clinique :

L'évaluation clinique des patients par le physiothérapeute a révélé que les patients avec PTG présentaient une symétrie au niveau de la force et de l'amplitude de mouvement entre les deux jambes. Ceci est en accord avec la littérature, considérant le fait que les patients étaient évalués entre une et trois années post-opératoire.

Néanmoins, une raideur des muscles de la cuisse (les quadriceps, ischio jambiers, tenseur du fascia lata) apparait chez les populations avec PTG et de façon plus marquée chez la population symptomatique (*Voir 4.3.5*), ce qui laisse présager une faiblesse musculaire des muscles de la jambe. Or, la force produite par les muscles de la cuisse est reconnue pour être corrélée avec la performance fonctionnelle (Yoshida et al, 2008; Yoshida, 2012; Thompson et al, 2011). Ainsi la faiblesse de ces muscles conduirait à une production volontaire réduite de leur force et donc à des déficits pour effectuer des activités de la vie quotidienne (Ullrich et al, 2015). La faiblesse musculaire de la cuisse associée au surpoids permettent d'expliquer

notamment pourquoi le groupe symptomatique présente plus de difficultés fonctionnelles pour effectuer des mouvements de la vie quotidienne comparé au groupe asymptomatique (*Voir* Tableau 4.9). Chez les patients PTG asymptomatiques, on observe également des légers déficits musculaires, cependant, la fonction de leur genou telle qu'évaluée par questionnaire se rapproche de celle du groupe sain contrôle (*Voir* Tableau 4.8 et Tableau 4.9). Ces résultats concordent avec la littérature qui montre qu'une proportion non négligeable de patients continue de présenter de profonds déficits plusieurs mois/années post chirurgie (Ullrich et al, 2015; Hubley-Kozey et al, 2010) qui peuvent être à l'origine d'une insatisfaction face à la chirurgie.

La présence de rétraction des tenseurs du fascia lata chez les patients symptomatiques pourrait être à l'origine d'une tension sur la bandelette ilio-tibiale et aurait des impacts importants. Luyckx et al (2010) explique que les fibres transverses de la bandelette attachées à la rotule, sont lâches lorsque le genou est en extension et raides lorsqu'il est fléchi. Ainsi elles produisent un effet stabilisateur latéral sur le genou en flexion. Cependant, en cas de tension de la bandelette ilio-tibiale, Merican (2009) et Sherman et al (2014) ont mis en avant qu'il y a présence de latéralisation de la rotule sur genou fléchi, le genou n'est plus stabilisé latéralement. Cette combinaison d'éléments contribue au symptôme de douleur antérieure au genou puisqu'elle contribue à un moment de force d'adduction au genou générant des forces anormalement hautes entre la surface latérale de la rotule et la trochlée (Sherman et al, 2014). Ces déficits observés lors de l'évaluation clinique peuvent expliquer, au moins en partie, la douleur ressentie par les patients symptomatiques et les différences observées dans la cinématique dans les trois plans de l'espace.

Rotation des composantes prothétiques :

D'après les bilans de torsion des CT-Scan, les patients symptomatiques présentent des composantes fémoral et tibial en rotation interne excessive. Or, durant la phase d'appui de la marche, c'est le design de la prothèse qui pourrait être responsable des changements observés dans la cinématique dans le plan axial. De nombreuses études (Berger et al, 1998; Barrack et al, 2001; Nicoll et Rowley, 2010; Bhattee et al, 2014; Bell et al, 2014) ont montré une

corrélation positive entre la rotation interne excessive des composants et le symptôme de PTG douloureuse (*Voir* Tableau 4.7), notamment du fait de complications fémoro-patellaires. La présence de RI excessive des composants implique un angle Q augmenté et donc un stress anormal sur la rotule et les tissus environnants, notamment sur le ligament fémoro-patellaire médial, qui serait à l'origine de la douleur. Ainsi, la correction de la rotation interne excessive a prouvé qu'elle permet d'éliminer la source de douleur et qu'elle améliore le suivi fémoro-patellaire, en prévenant les complications futures de la rotule. De plus, Thompson et al (2011) ont montré que la force des quadriceps requise pour faire les mouvements de flexion était plus grande chez les sujets avec une RI excessive des composants. Ainsi, la raideur des quadriceps des symptomatiques combinée à la malrotation interne excessive de leur composant peuvent amener de la difficulté pour les activités quotidiennes. Cela concorde avec les résultats présentés. La malrotation est donc bien un facteur significatif dans le développement de douleur antéro-postérieur (Barrack et al, 2001).

4.4.2.2 Cinématique de la marche avec PTG douloureuse

Les patients avec PTG présentent un flexum, qui est plus marqué chez les patients symptomatiques ($P < 0,05$). La tension des muscles ischio-jambier et la faiblesse des quadriceps du genou expliquent la présence de ce flexum au chargement et une contracture à l'appui. Cela se remarque chez les groupes avec PTG et principalement chez le groupe symptomatique. Cette démarche raide en phase d'appui, est caractérisée par une flexion du genou réduite et une excursion en flexion minimisée. Ce phénomène est également observé chez les individus avec de la douleur au genou, notamment chez les patients avec DFP (Milner, 2009; Smith et al, 2006) car la pression sous la rotule est augmentée sur genoux fléchis.

Le groupe symptomatique présente en plus un alignement en valgus dans la plan frontal (abduction du tibia par rapport au fémur) pendant la fin de la phase d'appui ($P < 0,001$). Or un alignement en valgus important augmente l'angle Q, impliquant une latéralisation de la rotule. Ainsi, le poids du corps est plus latéral, ce qui peut augmenter les forces fémoro-

patellaires. Les auteurs Nakagawa et al (2013) ont montré qu'une augmentation de 10° de l'angle Q entraîne une augmentation de 45 % de la pression maximale sous la rotule. Ce mouvement en valgus pourrait être dû à la rotation interne excessive de leur composante fémorale, comme l'a mis en avant Thompson et al (2011).

En complément, les patients symptomatiques présentent un mouvement vers l'adduction (varus dynamique) dès le début de la phase d'envol dans le plan frontal. Alors que ce mouvement s'opère plus tard (autour de 70 % du CM) chez les patients asymptomatiques et chez les sujets contrôle. Or durant la phase d'envol, la cinématique n'est plus autant influée par le design de la prothèse, ce qui expliquerait pourquoi le sujet symptomatique se rapproche spontanément d'un profil de marche qui ne lui crée pas de douleur. Autrement dit, le genou va venir en adduction pour minimiser l'angle Q et donc minimiser la pression sous la rotule.

Contrairement au syndrome de douleur fémoro-patellaire où des structures osseuses sont en contact (rotule contre trochlée du fémur), pour les patients avec PTG douloureuse ce sont des structures prothétiques qui sont en contact (bouton de polyéthylène de la rotule surfacée contre l'implant métallique fémoral). Ainsi, l'augmentation de la pression sous la rotule, due à un alignement en valgus de membre inférieur, à un flexum en phase d'appui et à une malrotation interne excessive des composants, créerait une douleur se rapprochant de la douleur DFP plutôt due à l'os rotulien sous chondral qui est innervé et irrigué.

4.4.3 Évaluation cinématique et tableau clinique de la PTG asymptomatique

Le profil de marche différent dans le plan frontal du groupe asymptomatique par rapport au groupe symptomatique et sain pourrait s'expliquer par une combinaison d'éléments cliniques et radiologiques.

D'après le bilan de torsion des CT-Scan, les patients asymptomatiques présentent des composants en rotation externe excessive de l'ordre de $7-8^\circ$ (Voir Tableau 4.7).

Contrairement à la RI excessive qui est connue pour causer de la douleur, la RE excessive est recherchée par le chirurgien lors de l'arthroplastie afin d'éviter absolument la rotation interne excessive (Bell et al, 2014). De plus, Thompson et al (2011) ont mis en avant que la rotation externe excessive de la composante fémorale induire un alignement dynamique en varus lors de la flexion du genou.

De surcroît, les patients asymptomatiques présentent une laxité médiale de leur ligament collatéral interne (*Voir 4.3.5 Données cliniques*), qui est absente chez les patients symptomatiques. Les deux groupes avec PTG affichent également une laxité latérale de leur ligament collatéral externe. Or, pour une population normale saine, sans PTG, le ligament collatéral interne apparaît généralement stable en extension complète et avec un genou fléchi à 30°, mais un petit bâillement en externe à 30° existe naturellement (laxité latérale). Pour des cas de PTG, le chirurgien doit faire une balance ligamentaire et s'assurer d'obtenir une bonne mobilité articulaire. En d'autres termes, il se peut que le chirurgien doive sacrifier une certaine stabilité au détriment d'une mobilité. Ainsi, chez les patients asymptomatiques, il est possible que la rotation externe excessive, notamment de la composante tibiale, soit à l'origine de la présence de la laxité médiale de leur ligament collatéral interne.

En outre, le genou asymptomatique est peu restreint: il ne révèle pas de contracture des muscles, ni de raideur des tissus mous environnants voire même une souplesse de la bandelette ilio-tibiale (*Voir 4.3.5 Données cliniques*).

Pour résumer, la laxité médiale du ligament collatéral interne des patients asymptomatiques impliquerait ainsi une instabilité en valgus du genou asymptomatique (Gonzalez et Mekhail, 2004). Ainsi, la non-restriction du genou expliquerait comment, pour éviter d'être trop instable en valgus, le sujet asymptomatique adopterait une marche toujours en varus et ce sans apparition de douleur particulière. Ce varus dynamique constant n'est pas sans rappeler la démarche adoptée en pré opératoire lors du stade d'arthrose sévère avec douleur mais avec un angle varus un peu plus faible. Larose (2015) a en effet mis en avant que les patients en attente de leur arthroplastie marchent avec un varus dynamique moyen autour de 6°, tandis

que les patients asymptomatiques ici marchent avec un varus autour de $3,7^\circ$. Une hypothèse pourrait être que les patients asymptomatiques adopteraient une démarche proche de celle qu'ils avaient l'habitude d'avoir en préopératoire. Cette démarche serait autorisée par un genou non restreint et donc sans apparition de douleur.

Rapport-gratuit.com 
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Limites de l'étude :

Cette étude n'est pas sans limitation. Des connaissances sur l'état clinique préopératoire aurait permis d'obtenir un profil plus complet de la PTG douloureuse en étudiant si les patients présentaient déjà une raideur des muscles de la cuisse et un alignement en valgus à la marche. Sachant que la condition physique en préopératoire influence fortement la fonction et la douleur post-opératoires. Concernant le protocole d'acquisition, l'impact du tapis sur la cinématique n'a pas été pris en compte. En effet, dans l'étude principale les sujets sains du groupe contrôle ont fait leur acquisition cinématique sur un tapis roulant instrumenté utilisé en recherche, alors que les patients des groupes avec PTG ont marché sur un tapis roulant commercial. Ces deux tapis ne sont pas totalement identiques et pourraient influencer la démarche. Le tapis roulant instrumenté présente deux bandes séparées qui obligent le sujet à marcher avec les pieds légèrement écartés.

De plus, la démarche sur tapis roulant est potentiellement altérée et donc non représentative de la marche naturelle au sol. En effet, lorsqu'on demande à un sujet de marcher sur un tapis roulant à son allure de marche confortable, ce dernier a tendance à essayer de maintenir une cadence et une longueur de foulée plus régulière que sa vitesse naturelle (Kadaba et al, 1989). La présence du harnais KneeKG™ au niveau de genou peut également être gênante pour les sujets qui marchent en valgus dont les deux genoux qui se touchent.

CONCLUSION

L'arthroplastie totale du genou est un traitement courant pour les cas d'arthrose sévère du genou depuis maintenant 40 ans. Elle permet d'améliorer la qualité de vie du sujet en redonnant une fonction optimale et en soulageant leur douleur. Des implants prenant en compte l'anatomie et la cinématique du genou sont mis au point afin d'en améliorer la performance et d'augmenter le taux de satisfaction du patient. Malgré le succès clinique apparent de ce traitement, certains patients rapportent des douleurs sur la partie antérieure du genou en post-opératoire lorsqu'ils sont longtemps assis, lorsqu'ils descendent les escaliers ou encore lors de mouvements assis-debout. Cette douleur est bien différente de la douleur rapportée en préopératoire puisqu'alors ils rapportaient des douleurs lorsqu'ils étaient debout principalement, autrement dit en position de mise en charge.

La première étude a permis de valider la comparaison entre le système Vicon™ utilisé dans le domaine de la recherche et le système NDI™ plus utilisé dans le domaine clinique. Les résultats montrent que les deux systèmes permettent d'obtenir une cinématique 3D à la marche similaire et ce au degré près. Néanmoins, il est important de prendre en compte l'amplitude de mouvement dans chacun des plans pour juger complètement de la similarité. Ainsi le tableau cinématique de la prothèse douloureuse a pu être établi en comparant des patients avec PTG douloureuses et des PTG asymptomatiques et des sujets sains.

Nos résultats ont démontré que le profil de la PTG douloureuse provient d'une combinaison d'éléments : la présence de raideur des muscles de la cuisse impliquant une perte de flexion lors de la marche et un alignement en valgus du genou en phase d'appui, le tout combiné à des composants alignés en rotation interne excessive dans le plan axial seraient à l'origine de la présence de douleur sur la partie antérieure du genou. Ces résultats fournissent de nouvelles perspectives quant à l'origine des symptômes. En effet, les facteurs physiques et cinématiques observés dans la présente étude ont déjà été décrits comme étant présents dans le syndrome de douleur fémoro patellaire chez des sujets sans PTG. Certains traitements conservateurs ont d'ores et déjà montré qu'ils pouvaient améliorer les symptômes et contre

carrer l'alignement en valgus chez ces patients. Il est donc probable que les mêmes approches thérapeutiques pourraient avoir un succès chez les patients présentant une douleur non expliquée post-PTG.

Cette étude est la première qui analyse la cinématique à la marche de patients avec PTG douloureuse dans les plans sagittal, frontal et axial. Elle est également la première à comparer cette dernière à des PTG non douloureuse et à des sujets sains contrôle.

RECOMMANDATIONS

Une étude plus approfondie serait bénéfique pour analyser la cinématique totale du membre inférieur en incluant la hanche, la cheville et le pied (Barton et al, 2009; Nakagawa et al, 2013) et ce pour les deux jambes. La comparaison entre les deux jambes permettrait d'apprécier la symétrie de la marche et de juger si la jambe controlatérale supporte le poids et compense toujours pour la jambe avec PTG. Il a été démontré que ces phénomènes sont souvent présents en post-PTG (Yoshida et al, 2008).

Des traitements conservateurs pour le syndrome de la DFP ont d'ores et déjà montré qu'ils pouvaient contrecarrer l'alignement en valgus en réduisant le moment d'adduction et améliorer les symptômes. Maintenant, la prochaine étape serait d'évaluer l'impact sur le niveau de douleur et sur l'alignement pendant la marche d'une prise en charge conservatrice personnalisée chez les patients du groupe symptomatique. De plus, une étude évaluant les changements sur l'alignement radiologique et dynamique pré versus post chirurgie permettrait d'ajouter des perspectives valables sur l'impact de la chirurgie sur la douleur antérieure du genou.

ANNEXE I

COMPARAISON VICON/NDI

Les valeurs absolues des écarts entre les deux systèmes Vicon et NDI pour chaque sujet à chaque pourcentage du cycle de marche ont été calculées. Par soucis de simplicité et de clarté, ces écarts sont présentés seulement par portion de 10 % de cycle de marche. Ils sont décrits individuellement pour les mouvements de flexion/extension (*Voir* Tableau-A I-1), d'adduction/abduction (*Voir* Tableau-A I-2) et de rotation interne/externe du tibia (*Voir* Tableau-A I-3).

Tableau-A I-1 Valeurs absolues des écarts pour les mouvements de flexion/extension

% du CM	SUJETS									Moyenne par % du CM
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
0-10	0,65	0,63	0,54	0,88	1,73	0,61	1,57	1,08	0,53	0,91
11-20	0,68	0,72	0,26	0,74	1,79	1,09	1,53	1,43	0,40	0,96
21-30	0,72	0,63	0,28	0,97	1,37	1,10	0,86	1,54	0,48	0,88
31-40	0,71	0,22	0,75	1,35	1,01	0,37	0,81	1,30	0,17	0,74
41-50	0,25	0,35	0,71	1,46	1,12	0,05	0,78	0,87	0,27	0,65
51-60	1,01	0,55	1,62	1,96	1,47	0,64	1,46	0,22	0,57	1,06
61-70	0,93	0,19	0,71	1,42	2,29	0,62	2,17	0,67	0,43	1,05
71-80	0,70	0,18	0,56	0,76	2,13	1,33	1,33	1,67	0,27	1,00
81-90	1,45	0,8	1,17	0,15	1,56	0,39	0,39	2,48	0,31	1,16
91-100	1,46	0,62	0,54	0,82	1,20	1,05	0,56	1,75	0,32	0,93
Moyenne (Écart-type)										0,94 (0,18)

Tableau-A I-2 Valeurs absolues des écarts pour les mouvements d'adduction/abduction

% du CM	SUJETS									Moyenne par % du CM
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
0-10	1,04	0,26	1,73	1,36	0,19	0,92	1,03	0,51	2,55	1,07
11-20	1,19	0,83	2,35	0,81	0,32	1,17	1,21	1,00	3,04	1,33
21-30	1,30	1,02	2,56	0,33	0,72	0,63	0,81	0,70	2,88	1,22
31-40	0,63	0,93	2,59	0,14	0,99	0,11	0,69	0,17	2,47	0,97
41-50	0,43	1,01	2,41	0,07	0,91	0,11	0,41	0,43	2,19	0,88
51-60	0,12	1,21	2,48	0,31	0,82	0,11	0,21	0,29	1,95	0,83
61-70	0,41	1,63	2,08	0,59	0,70	0,16	0,40	0,33	1,91	0,91
71-80	0,29	2,79	2,76	0,21	0,11	1,11	0,69	0,74	3,02	1,30
81-90	0,17	2,05	2,28	0,41	0,57	1,61	1,31	0,79	3,01	1,36
91-100	1,08	0,36	1,25	1,41	0,36	1,15	1,39	0,46	2,35	1,09
Moyenne (Écart-type)										1,09 (0,20)

Tableau-A I-3 Valeurs absolues des écarts pour les mouvements de rotation interne/externe

% du CM	SUJETS									Moyenne par % du CM
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
0-10	0,29	2,49	0,43	0,44	0,78	1,87	1,47	1,27	0,14	1,02
11-20	1,28	2,28	0,54	0,43	0,47	1,03	1,18	0,38	0,37	0,88
21-30	1,06	1,59	0,31	0,30	0,13	0,69	1,43	0,46	0,59	0,73
31-40	1,46	0,14	1,34	0,15	0,17	0,38	0,98	0,64	1,86	0,79
41-50	2,07	0,43	1,83	0,20	0,12	0,55	0,62	0,44	2,07	0,93
51-60	1,81	1,53	2,39	0,24	0,14	0,30	0,99	1,07	3,05	1,28
61-70	1,83	1,97	2,73	0,67	0,18	0,30	1,21	1,42	3,75	1,56
71-80	2,02	1,18	1,53	0,67	0,55	0,43	2,07	1,36	3,70	1,50
81-90	1,89	2,14	0,19	0,57	0,48	0,49	0,96	1,06	0,82	0,95
91-100	0,24	2,63	0,57	1,11	0,75	1,95	0,47	1,69	0,16	1,06
Moyenne (Écart-type)										1,07 (0,29)

ANNEXE II

ÉVALUATION SUBJECTIVE : QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION

Le questionnaire de satisfaction rempli par les sujets avec PTG lors de l'évaluation subjective est le suivant (*Voir* Figure-A II-1).

LIEU DE RÉSIDENCE :

Domicile privé

Résidence pour personnes autonomes

Résidence pour personnes semi-autonomes

Autre : _____

Habitez-vous seul ou avec quelqu'un : _____

ATTENTES PRÉ-CHIRURGIE:

Quelles étaient vos raisons pour entreprendre la chirurgie ?

Douleur insupportable

Incapable de marcher sans canne ou marchette

Augmentez votre endurance à la marche

Recommandations du médecin

Autre :

Avant la chirurgie, quelles étaient vos attentes par rapport à l'amélioration de votre douleur grâce à la chirurgie ?

- Aucune amélioration
- Une légère amélioration, mais douleur toujours présente
- Une bonne amélioration, mais encore un peu de douleur
- Plus aucune douleur
- Aucune attente

Avant la chirurgie, quelles étaient vos attentes par rapport à l'amélioration de votre capacité à faire vos activités quotidiennes ?

- Aucune amélioration
- Une légère amélioration, mais avec une limitation toujours présente
- Une bonne amélioration, mais encore une légère limitation
- Plus aucune limitation
- Aucune attente

SATISFACTION DE L'OPÉRATION:

Quel est votre degré de satisfaction par rapport aux résultats de votre chirurgie ?

Très satisfait Un peu satisfait Un peu insatisfait Très insatisfait

Quel est votre degré de satisfaction par rapport à l'amélioration de votre douleur suite à votre chirurgie ?

Très satisfait Un peu satisfait Un peu insatisfait Très insatisfait

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Quel est votre degré de satisfaction par rapport à l'amélioration de votre habileté à faire vos activités quotidiennes suite à votre chirurgie?			
Très satisfait	Un peu satisfait	Un peu insatisfait	Très insatisfait
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Quel est votre degré de satisfaction par rapport à l'amélioration de votre habileté à faire des activités extérieures/récréatives suite à votre chirurgie?			
Très satisfait	Un peu satisfait	Un peu insatisfait	Très insatisfait
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<u>PERCEPTION DE L'ARTICULATION</u>			
Comment ressentez-vous votre genou depuis votre opération ?			
Genou naturel sans limitation	<input type="checkbox"/>		
Genou naturel avec légères limitations	<input type="checkbox"/>		
Genou artificiel sans limitation	<input type="checkbox"/>		
Genou artificiel avec légères limitations	<input type="checkbox"/>		
Genou artificiel avec limitations	<input type="checkbox"/>		

Figure-A II-1 Questionnaire de satisfaction

ANNEXE III

ÉVALUATION CLINIQUE

Lors de l'évaluation clinique, différents tests sont effectués (*Voir* Tableau-A III-1).

Tableau-A III-1 Évaluation clinique : tests de physiothérapie

Tests	Description		Résultats (G/D)	
DEBOUT AVEC MISE EN CHARGE				
Flexum	Debout avec mise en charge	Choisir parmi : a) $> -5^\circ$ b) $-5-0^\circ$ c) $0-5^\circ$ d) $5-10^\circ$ e) $11-15^\circ$ f) $16-20^\circ$ g) $>20^\circ$	Côté Gauche _____	Côté Droit _____
Alignement Varus/Valgus	Debout avec mise en charge	Choisir parmi : Varus : a) $5-10^\circ$ b) $10-15^\circ$ c) $>15^\circ$ Neutre d) -5° à 5° Valgus e) $5-10^\circ$ f) $10-15^\circ$ g) $>15^\circ$	Côté Gauche _____	Côté Droit _____

Tests	Description		Résultats (G/D)		
POSITION ASSISE					
Force Hanche	Position assise, genou fléchi 90° - Flexion de la hanche	Apprécier la force à plusieurs angles de flexion, valeurs entre : 0 (faible) et 5 (haute)	Côté Gauche Flexion : _____ 90° 45° 0°	Côté Droit Flexion : _____ 90° 45° 0°	
Force genou	Position assise, pied non supporté - Flexion - Extension	Apprécier la force à plusieurs angles de flexion et extension Valeurs entre : 0 (faible) et 5 (haute)	Côté Gauche Flexion _____ 90° 45° 0° Extension _____ 90° 45° 0°	Côté Droit Flexion _____ 90° 45° 0° Extension _____ 90° 45° 0°	
DÉCUBITUS DORSAL					
Flexum	Décubitus dorsal - Jambes allongées	Choisir parmi : a) > -5° b) -5-0° c) 0-5° d) 5-10° e) 11-15° f) 16-20° g) >20°	Côté Gauche _____	Côté Droit _____	

Tests	Description		Résultats (G/D)	
Alignement Varus/Valgus	Décubitus dorsal - Jambes allongées	Choisir parmi : Varus : a) 5-10° b) 10-15° c) >15° Neutre d) -5° à 5° Valgus e) 5-10° f) 10-15° g) >15°	Côté Gauche _____	Côté Droit _____
ROM hanche Passif	Décubitus dorsal - Flexion - ABD - ADD - RI - RE	Mesurer angle	Côté Gauche Flexion : _____ ABD _____ ADD _____ RE _____ RI _____	Côté Droit Flexion : _____ ABD _____ ADD _____ RE _____ RI _____
ROM genou passif	Décubitus dorsal - Flexion - Extension	Mesurer angle	Côté Gauche Flexion _____ Extension _____	Côté Droit Flexion _____ Extension _____

Tests	Description		Résultats (G/D)	
Stabilité Antéro-Postérieur	Décubitus dorsal - Genou fléchi à 30°	Choisir parmi : a) <5mm b) 5-10mm c) >10 mm	Côté Gauche _____	Côté Droit _____
Stabilité mediolatérale	Décubitus dorsal #1 extension complète du genou #2 genou fléchi à 30°	Choisir parmi : a) <5mm b) 5-10mm c) >10 mm	Côté Gauche #1 _____ #2 _____ Médial Latéral	Côté Droit #1 _____ #2 _____ Médial Latéral
Test Thomas	Décubitus dorsal - Milieu de la cuisse aligné avec le bord de la table - Flexion hanche et genou controlatéral	Choisir parmi : a) Hanche <u>flex</u> Genou <u>ext</u> b) Hanche <u>flex</u> Genou <u>flex</u> c) Hanche <u>ext</u> Genou <u>ext</u> d) Hanche <u>ext</u> Genou <u>flex</u>	Côté Gauche _____	Côté Droit _____
Test bandelette/ fascia lata / fessier moyen	Décubitus dorsal : -controlatérale: hanche et genou fléchi #1 ipsilatérale: cheville sur cuisse controlatérale #2 deux mains	- Mesure de l'angle entre les 2 jambes - Mesure le déplacement du genou	Côté Gauche #1 _____ #2 _____	Côté Droit #1 _____ #2 _____

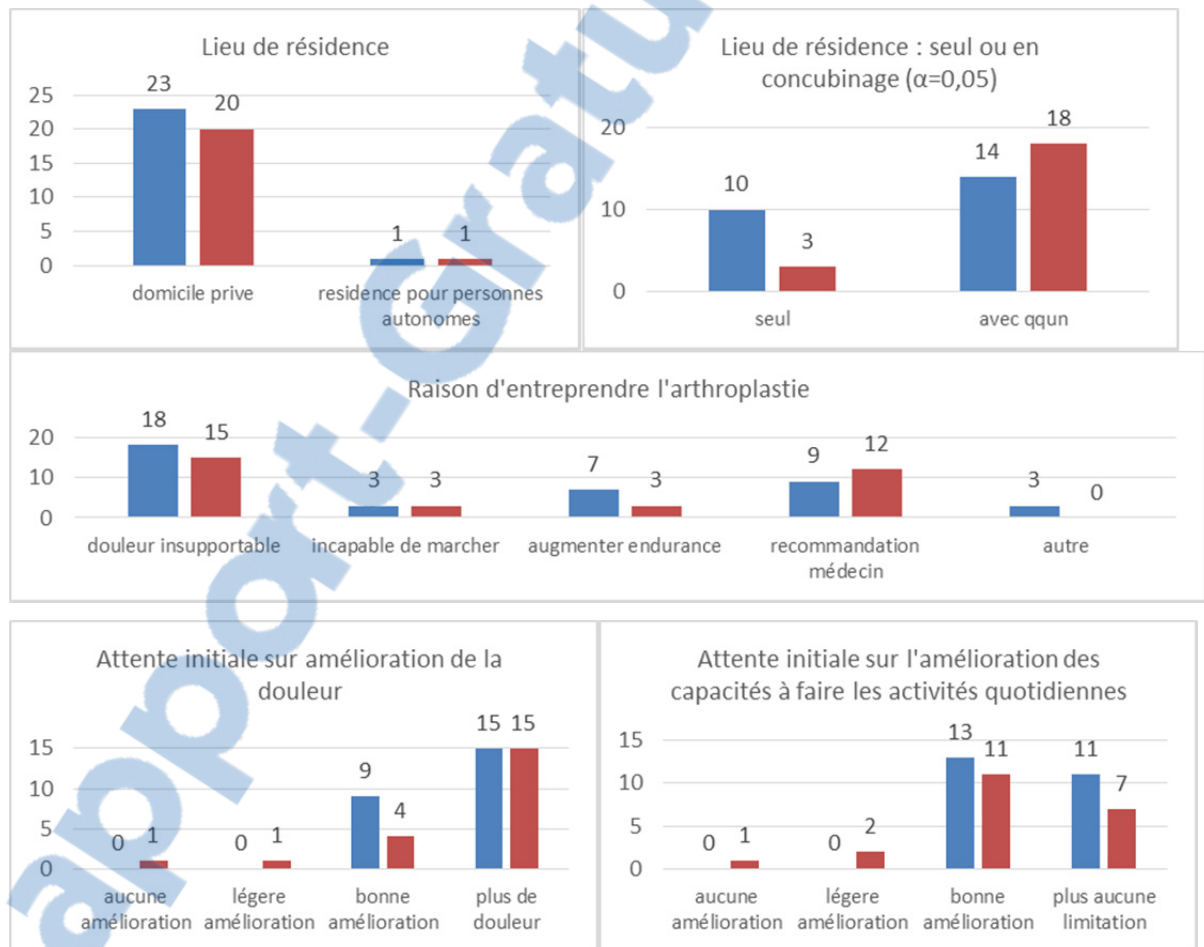
Tests	Description		Résultats (G/D)	
	sur jambe controlatérale et tirer vers soi			
SLR	Décubitus Dorsal : -Genou controlatéral en flexion -Jambe ipsilatérale en extension et levée - Pied ipsilatéral en flexion dorsale	Douleur dans le genou ? Choisir parmi : a) Reproduit la douleur b) Créée de la douleur mais pas la même Pas de douleur	Côté Gauche _____ Angle d'apparition de la douleur : _____	Côté Droit _____ Angle d'apparition de la douleur : _____
DÉCUBITUS VENTRAL				
Flexum	Décubitus ventral	Choisir parmi : a) > -5° b) -5-0° c) 0-5° d) 5-10° e) 11-15° f) 16-20° g) >20°	Côté Gauche _____	Côté Droit _____
ROM hanche Passif	Décubitus ventral - Extension		Côté Gauche Extension _____	Côté Droit Extension _____
Force Hanche	Décubitus ventral - Extension	Valeurs entre : 0 (faible) et 5 (haute)	Côté Gauche Extension _____	Côté Droit Extension _____

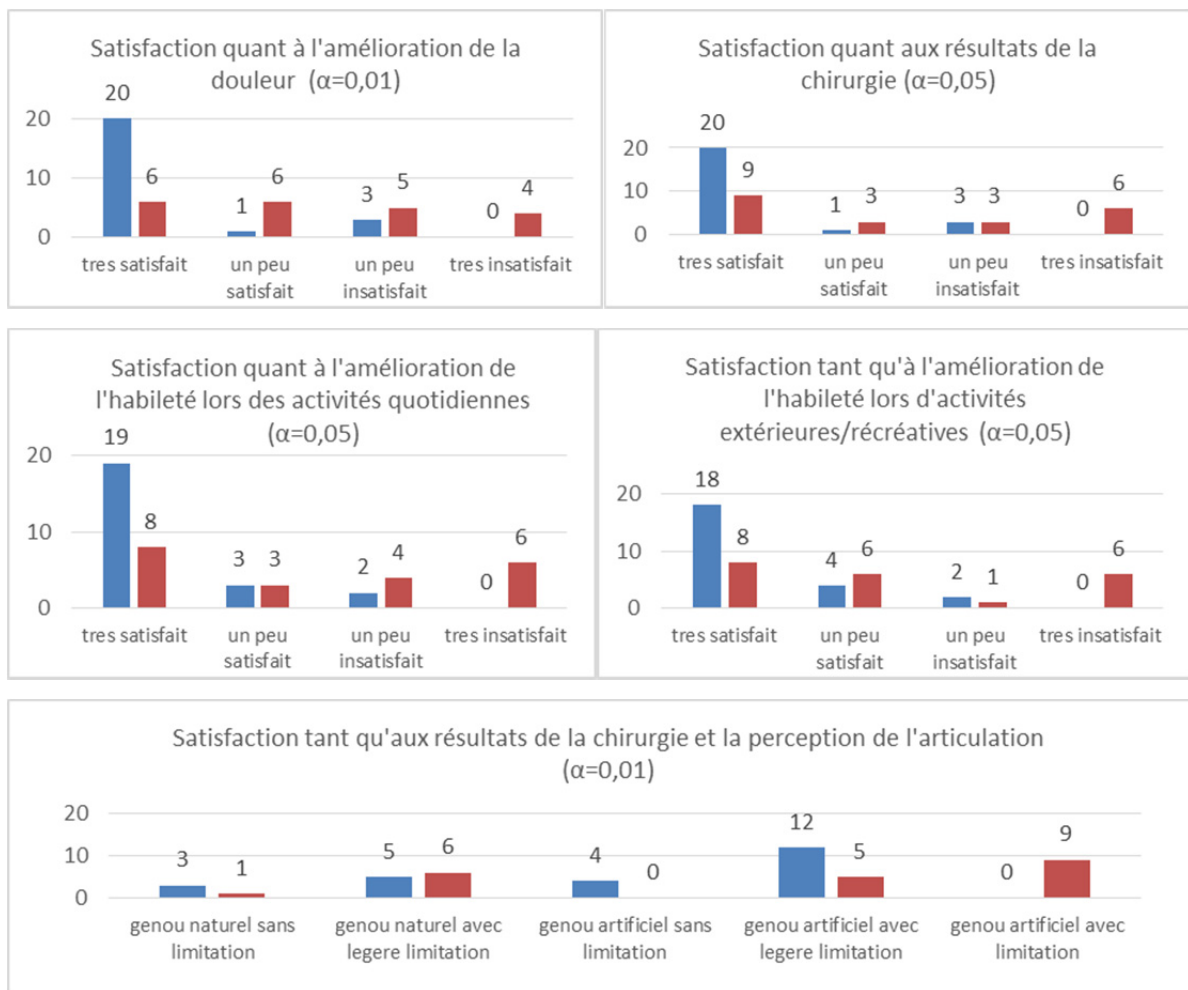
Tests	Description		Résultats (G/D)	
ROM genou passif	Décubitus ventral - Flexion - Extension		Côté Gauche Flexion _____ Extension _____	Côté Droit Flexion _____ Extension _____
Test Ely	Décubitus ventral - Flexion passive du genou jusqu'à résistance ou bassin ipsilatéral se soulève		Côté Gauche Flexion hanche Angle de flexion du genou : _____	Côté Droit Flexion hanche Angle de flexion du genou : _____
DECUBITUS LATERAL				
Force Hanche	Décubitus latéral - ABD		Côté Gauche ABD _____	Côté Droit ABD _____
Test Ober	Décubitus latéral - Hanche controlatérale fléchie à 90° - Extension passive hanche ipsilatérale	Choisir parmi : a) Jambe demeure en ABD b) Jambe demeure NEUTRE c) Jambe en ADD	Côté Gauche _____	Côté Droit _____

ANNEXE IV

RÉSULTATS ÉVALUATION SUBJECTIVE : QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION

Les résultats du questionnaire de satisfaction sont présentés ici (*Voir Figure-A IV-1*). Les figures dont le titre contient la caractéristique ($\alpha = \dots$) indiquent qu'ils sont statistiquement significatifs entre les deux groupes avec PTG et ce à la valeur de α .





Légende : En bleu, le nombre de sujets avec PTG asymptomatique ayant répondu et en rouge, le nombre de sujets avec PTG symptomatique ayant répondu.

Figure-A IV-1 Échelle de satisfaction

ANNEXE V

RÉSULTATS ÉVALUATION CLINIQUE

Le Tableau-A V-1 explique, pour chaque test, quel est le résultat attendu chez un sujet sain et donc que signifie les autres résultats. Les Tableau-A-V-2, Tableau-A V-3 et Tableau-A V-4 donnent en détails tous les résultats, sujet par sujet, pour chaque test. Les résultats en orange sont ceux qui sont anormaux et mettent en avant une situation non attendu chez un sujet sain.

Tableau-A V-1 Explication des différents résultats attendus pour un test donné

Nom test	Stabilité A-P	Stabilité M-L		Test Thomas	SLR	Test Bandelette		Ober	Test Ely	Alignement	
Sous-catégorie test		Ext	30° (interne)	30° (externe)		Ipsilat	controlat			flexum	Varus/ valgus
Résultat normal (typique sain)	a	a	a	a	(d) ni quadri ni psoas rétracté	90-40°	90-40°	90-40°	b : neutre ou c : souplesse bandelette	c : pas de flexum	d : ±5° varus/valgus
Signification autre résultat	instable	instable	instable	instable	(a)quadri et psoas rétractés, (b)psoas rétracté seul, (c)quadriceps rétracté seul	40-0° : neurale sciatique problème + Rétraction ischio-jambier	40 -0° : tenseur rétracté	40-0° : fessier moyen rétracté	a: tension bandelette confirmer rétraction quadriceps vu dans ROM genou	a)b)d) e)f)g) : flexum	a) b) c) : varus e) f) g) : valgus

Tableau-A-V-2 Résultats des différents tests

Groupe	Sujet	Stabilité A-P	Stabilité M-L		Test Thomas	SLR	Test Bandelette		Ober	Test Ely		
			Ext	30° (interne)			30° (externe)	ipsilat		controlat	Flex	angle
ASYMPTOMATIQUE	S01	a	a	a	b	a	90	0	90	b	non	100
	S02	a	a	a	a	d	70	30	-	c	non	
	S04	a	a	a	a	d	60	20	-	c	oui	
	S05G	a	a	a	b	c	70	50	110	b	non	
	S05D	a	a	a	b	c	70	50	110	b	non	
	S06	a	a	b	c	a	50	30	90	b	non	
	S07	a	a	a	a	a	80	0	100	c	oui	
	S08	a	a	a	a	c		0	90	c	oui	
	S09	a	a	a	a	b	90	30	70	c	non	
	S010G	a	a	a	b	d	80	0	90	c	non	
	S010D	a	a	a	a	d	80	10	90	c	oui	
	S011	a	a	a	b	a	80	10	90	c	oui	
	S0112	a	b	b	b	c	110	20	90	a	oui	
	S013	a	a	b	a	d	90	20	90	b	oui	
	S014G	a	a	a	b	c	80	45	90	b	oui	
	S014D	a	a	a	b	c	80	30	80	b	oui	
	S015	a	a	b	b	d	110	0	120	c	non	
	S017	a	a	a	a	d	90	90	90	b	oui	
	S018G	a	a-b	a	a	d	100	60	90	c	oui	
	S018D	a	a-b	b	b	c	100	45	90	c	oui	
	S019	a	a	a	b	d	90	0	100	c	non	
	S020	a	b-a	b	a	c	60	20	90	c	non	
S021	a	a	b	a	c	60	0	60	c	non		
S022	a	a	a	b	a	90	0	100	b	non		
Moyenne							81,7	23,3	91,8			102,9

Groupe	Sujet	Stabilité A-P	Stabilité M-L		Test Thomas	SLR	Test Bandelette		Ober	Test Ely		
			Ext	30° (interne)			30° (externe)	ipsilat		controlat	Flex	angle
SYMPTOMATIQUE	D01	b	a	a	b	c		0	90	c	non	
	D03	a	a	a	a	a	80	60	90	a	non	
	D04	a	a	a	a	a	60	60	90	b	oui	110
	D07G	a	a	a	a	c	90	0	90	a	non	
	D07D	a	a	a	a	c	90	0	90	a	non	
	D09	a	a	a	a	c	80	30	90	c	oui	100
	D11G	a	a	a	a	c	90	15	90	b	oui	80
	D11D	a	a	a	a	c	90	15	90	b	oui	80
	D13	a	a	a	a	c	90	0	90	a	non	
	D14	a	a	a	b	c	45	60	45	a	oui	80
	D16	a	a	a	b	d	75	80	90	c	non	
	D18	a	a	a	a	b	80	0	80	a	oui	105
	D20	a	a	a	b	d	80	0	90	c	non	
	D21	a	a	a	a	c	70	10	90	b	oui	90
	D22	a	a	a	b	a	50	90	90	b	oui	100
	D25	a	a	a	a	c	30	10	90	c	oui	100
	D26	a	a	a	a	a	110	10	90	c	oui	100
D28	a	a	a	b	d	45	90	90	b	oui	110	
D30	a	a	a	a	d	45	40	90	b	non		
D31	a	a	a	b	c	45	30	90	a	oui	95	
D32	a	a	a	a	b	45	45	90	a	non		
Moyenne							69,5	30,7	87,4			95,8

Pour les tests d'amplitude de mouvement (ROM) et évaluation de la force, il est important d'analyser la présence d'asymétrie entre les deux jambes des sujets (Tableau-A V-3). Une asymétrie est avérée en ROM lorsque 10° de différence apparaissent entre les deux jambes.

Tableau-A V-3 Résultats des tests sur la symétrie en force et amplitude

Groupe	Sujet	ROM hanche						ROM Genou				Force Hanche			Force Genou	
		Flex (DD)	Ext (DV)	Add (DD)	Abd (DD)	R-E (DD)	R-I (DD)	Flex (DD)	Ext (DD)	Flex (DV)	Ext (DV)	Flex (assis)	Ext (DV)	Abd (DL)	Flex (assis)	Ext (assis)
ASYMPTOMATIQUE	S01G	110	30	10	50	45	20	120	0	110	0	4+	4	5	5	5
	S01D	110	30	20	50	45	10	120	0	110	0	4+	5	5	5	5
	S02G	100	30	20	50	20	45	120	0	100	0	5	5	5	5	5
	S02D	100	30	20	50	20	45	120	0	100	0	5	5	5	5	5
	S04G	120	20	30	50	10	45	120	0	90	0	4+	3	5	5	5
	S04D	120	20	30	50	10	45	120	0	90	0	5	3	5	5	5
	S05G	130	20	30	45	30	20	120	0	120	0	5	4	3+	5	5
	S05D	130	20	30	45	45	20	120	5	120	0	5	4	3+	5	5
	S06G	115	20	20	50	45	10	120	0	105	0	5	5	5	5	5
	S06D	105	20	20	50	45	20	120	0	105	0	5	5	5	5	5
	S07G	130	30	30	50	50	45	130	0	120	0	5	5	5	5	5
	S07D	130	30	40	50	50	45	130	0	120	0	5	5	5	5	5
	S08G	130	40	40	60	60	50	120	0	120	0	5	5	5	5	5
	S08D	130	40	40	60	60	45	120	0	120	0	5	5	5	5	5
	S09G	100	30	20	50	45	10	120	5	100	0	5	5	5	5	5
	S09D	100	30	30	50	45	10	120	0	120	0	5	5	5	5	5
	S10G	110	30	45	50	50	10	120	0	120	0	4	5	5	5	5
	S10D	110	30	45	50	50	20	120	0	120	0	4+	5	5	5	5
	S11G	120	30	30	50	30	50	130	0	115	0	5	5	5	5	5
	S11D	120	30	30	50	45	45	120	0	110	0	5	5	5	5	5
S12G	120	20	20	50	45	30	120	0	100	0	5	5	5	5	5	
S12D	120	20	20	50	45	45	120	0	100	0	4	4+	5	4+	4+	
S13G	110	20	20	50	50	20	125	0	110	0	5	5	5	5	5	
S13D	110	20	20	45	50	30	110	0	100	0	5	5	5	5	5	
S14G	130	30	30	50	30	30	125	0	110	0	5	5	5	5	5	
S14D	130	30	30	50	30	30	125	0	110	0	5	5	5	5	5	
S15G	140	30	40	65	60	45	130	0	115	0	5	5	5	5	5	
S15D	130	30	40	65	60	30	130	-5	120	0	5	5	5	5	5	
S17G	120	30	15	60	50	15	140	0	130	0	5	5	5	5	5	
S17D	120	30	15	60	50	15	130	0	105	0	5	5	5	5	5	

	Sujet	ROM hanche						ROM Genou				Force Hanche			Force Genou	
		Flex (DD)	Ext (DV)	Add (DD)	Abd (DD)	R-E (DD)	R-I (DD)	Flex (DD)	Ext (DD)	Flex (DV)	Ext (DV)	Flex (assis)	Ext (DV)	Abd (DL)	Flex (assis)	Ext (assis)
	S18G	110	30	30	50	60	20	125	0	105	0	5	5	5	5	5
	S18D	110	30	30	50	50	45	125	0	110	0	5	5	5	5	5
	S19G	120	40	30	60	80	15	125	0	120	0	5	5	5	5	5
	S19D	120	40	30	60	80	15	120	0	120	0	5	5	5	5	5
	S20G	110	10	40	50	45	45	125	0	110	0	4	4	5	4	5
	S20D	110	10	40	50	50	45	125	0	110	0	5	4	5	5	5
	S21G	110	30	40	60	45	10	115	0	105	0	4+	5	4	5	5
	S21D	105	30	40	45	50	0	110	0	95	0	4	5	4	5	5
	S22G	125	40	30	60	50	10	120	0	115	0	5	5	5	5	5
	S22D	115	40	20	50	60	10	120	0	115	0	5	5	5	5	5
	Moyenne	117,1	28,0	30,1	51,1	46,0	27,9	122,4	0,1	110,5	0,0	4,9	4,8	4,9	5,0	5,0
SYMPTOMATIQUE	D01G	145	30	30	60	45	30	140	0	135	0	5	5	5	5	5
	D01D	145	30	30	60	45	30	140	0	135	0	5	5	5	5	5
	D03G	110	20	30	50	50	45	90	0	90	0	4+	5	4+	5	5
	D03D	110	20	30	50	50	45	120	0	110	0	4	5	4+	5	5
	D04G	120	15	0	30	45	0	130	0	110	0	3+	3+	3+	3+	3+
	D04D	120	30	10	30	45	10	130	0	100	0	5	5	4	5	5
	D07G	130	30	40	60	50	30	115	0	110	0	5	5	5	5	5
	D07D	130	30	40	60	50	30	115	0	110	0	5	5	5	5	5
	D09G	110	30	30	50	45	30	120	0	100	0	5	5	5	5	5
	D09D	110	30	30	50	45	30	120	0	100	0	5	5	5	5	5
	D11G	110	30	20	45	50	15	110	0	110	0	5	4	5	5	5
	D11D	110	30	20	45	50	15	110	0	110	0	5	4	5	5	5
	D13G	120	30	30	50	45	30	120	0	120	0	4	5	4	4+	5
	D13D	120	30	30	50	50	30	120	0	120	0	5	5	5	5	5
D14G	120	10	20	45	20	15	100	0	80	0	5	5	5	5	5	
D14D	120	10	20	45	20	15	130	0	105	0	5	5	5	5	5	
D16G	110	10	25	60	45	20	120	0	115	0	5	5	5	5	5	
D16D	110	10	25	60	45	20	115	0	120	0	5	5	5	5	5	
D18G	105	30	30	50	50	20	120	0	105	0	5	5	5	5	5	
D18D	95	30	30	45	45	30	80	0	80	0	4	5	5	4	4	

Grpe	Sujet	ROM hanche						ROM Genou				Force Hanche			Force Genou	
		Flex (DD)	Ext (DV)	Add (DD)	Abd (DD)	R-E (DD)	R-I (DD)	Flex (DD)	Ext (DD)	Flex (DV)	Ext (DV)	Flex (assis)	Ext (DV)	Abd (DL)	Flex (assis)	Ext (assis)
SYMPTOMATIQUE	D20G	120	30	30	60	60	20	130	0	120	0	5	5	5	5	5
	D20D	110	30	30	60	45	30	130	0	130	0	5	5	5	5	5
	D21G	120	20	30	60	70	45	115	0	105	0	5	5	5	5	5
	D21D	120	20	30	60	70	45	120	0	105	0	4+	5	5	5	5
	D22G	100	10	5	45	45	5	140	10	105	0	5	5	5	5	5
	D22D	110	10	15	50	50	25	128	5	100	0	5	5	5	4	5
	D25G	115	30	30	50	50	20	125	0	105	0	5	5	5	5	5
	D25D	115	30	20	45	30	20	115	0	100	0	5	5	5	5	5
	D26G	120	40	30	60	50	30	130	0	120	0	5	5	5	5	5
	D26D	120	40	30	60	45	30	135	5	120	0	5	5	5	5	5
	D28G	110	10	5	45	50	15	128	0	110	0	5	5	5	5	5
	D28D	80	10	0	15	45	0	120	0	95	0	5	5	4	5	5
	D30G	120	20	20	45	45	20	135	0	115	0	5	5	5	4	5
	D30D	120	20	20	45	45	20	140	-5	130	0	5	5	5	5	5
	D31G	120	20	15	45	45	20	138	0	135	0	5	5	5	5	5
	D31D	100	20	15	45	45	20	122	0	95	0	5	5	5	5	5
	D32G	120	20	10	45	45	15	135	0	95	0	5	5	3+	5	5
	D32D	120	20	10	45	45	15	130	0	120	0	5	5	5	5	5
Moyenne		115,5	23,3	22,8	49,3	46,6	23,3	122,7	0,4	109,7	0,0	4,9	4,9	4,9	4,9	5,0

Enfin le Tableau-A V-4 présente les tests sur l'alignement statique dans le plan sagittal du membre inférieur (présence de flexum) et dans le plan frontal (membre inférieur en varus ou valgus). Pour le flexum, s'il est avéré (option autre que 'c') et qu'il est présent dans toutes les positions (debout, sur le dos, sur le ventre) c'est qu'il y a présence d'une raideur. Concernant la présence de varus ou valgus, si l'alignement diffère entre les positions, il y a alors suspicion d'instabilité.

Tableau-A V-4 Résultats tests sur l'alignement statique: plan sagittal et frontal

	Sujets	Flexum			Varus/Valgus	
		Debout	DD	DV	Debout	DD
ASYMPTOMATIQUE	S01	c	c	c	d	d
	S02	c	c	c	d	d
	S04	d	d	c	d	d
	S05G	c	c	d	d	d
	S05D	d	d	d	d	d
	S06	c	c	c	e	e
	S07	c	c	c	d	d
	S08	c	c	c	d	d
	S09	c	c	c	d	d
	S10G	b	c	c	d	d
	S10D	b	c	c	d	d
	S11	c	c	c	e	e
	S12	c	c	c	d	d
	S13	c	c	c	d	d
	S14G	c	b	c	d	d
	S14D	c	b	c	d	d
	S15	c	c	c	d	d
	S17	c	c	d	d	d
	S18G	c	b	c	d	d
	S28D	c	b	c	d	d
	S19	c	c	c	d	d
	S20	c	c	c	d	d
S21	c	c	c	d	a	
S22	c	c	c	d	d	

	Sujets	Flexum			Varus/Valgus	
		Debout	DD	DV	Debout	DD
SYMPTOMATIQUE	D01	b	c	c	d	d
	D03	c	c	c	d	d
	D04	c	c	c	d	d
	D07G	c	c	c	d	d
	D07D	c	c	c	d	d
	D09	c	c	c	d	d
	D11G	c	d	c	d	d
	D11D	e	c	c	d	d
	D13	e	e	c	e	e
	D14	e	c	c	d	d
	D16	e	c	c	e	e
	D18	e	c	c	d	e
	D20	e	c	c	d	d
	D21	e	c	c	d	d
	D22	e	c	c	d	d
	D25	e	c	c	d	d
	D26	e	e	c	d	d
	D28	e	e	c	d	d
	D30	e	e	c	d	d
	D31	e	e	c	d	d
D32	e	e	c	d	d	

ANNEXE VI

RÉSULTATS ÉVALUATION CINÉMATIQUE

Les marqueurs cinématiques ont été testés avec un test-t pour comparer les deux groupes avec PTG et avec une ANOVA pour comparer les trois groupes incluant le groupe contrôle. Le Tableau-A VI-1 résume les informations concernant les paramètres cinématiques dans le plan sagittal, le Tableau-A VI-2 s'intéresse au plan frontal et enfin le Tableau-A VI-3 au plan axial.

Tableau-A VI-1 Paramètres cinématiques dans le plan sagittal

Paramètres (°)	Asx	Sympt	Test-t P	Contrôle	ANOVA		Groupe ?
	Moy (EC)	Moy (EC)		Moy (EC)	P (sans cofacteur)	P (avec cofacteur)	
ICFlex	14,2 (6,6)	11,4 (5,6)	N.S	12,2 (7,7)	N.S	N.S	-
MaxFlexLoad	18,0 (6,6)	14,1 (5,7)	P<0,05*	20,6 (7,1)	P<0,05*	N.S	Contrôle vs Sympt
MinFlex3060	4,3 (4,9)	2,4 (5,5)	N.S	4,9 (7,2)	N.S	N.S	-
MaxFlexSwing	57,3 (5,5)	56,9 (6,3)	N.S	62,5 (7,1)	P<0,05*	N.S	Contrôle vs (Sympt et Asympt)
MeanFlex1050	9,9 (5,3)	6,5 (5,6)	P<0,05*	12,5 (6,8)	P<0,01*	N.S	Contrôle vs Sympt
FlexExcursionLoad	3,7 (3,0)	2,7 (3,5)	N.S	8,4 (5,6)	P<0,001*	P<0,01*	Contrôle vs (Sympt et Asympt)
ExtExcursionStance	13,7 (5,0)	11,8 (4,6)	N.S	15,7 (6,9)	N.S	N.S	-
ROMFlex	53,0 (7,8)	54,6 (7,0)	N.S	57,9 (8,1)	N.S	N.S	-
ROMFlexStance	15,8 (5,1)	14,9 (5,9)	N.S	17,0 (6,6)	N.S	N.S	-

Tableau-A VI-2 Paramètres cinématiques dans le plan frontal

Paramètres (°)	Asympt	Sympt	Test-t P	Contrôle	P (sans cofacteur)	ANOVA	
	Moy (EC)	Moy (EC)		Moy (EC)		P (avec cofacteur)	Groupe ?
ICCAdd	3,9 (6,7)	1,1 (3,1)	P<0,01*	1,5 (4,3)	P<0,05*	N.S	Asympt vs Sympt
MaxAddLoad	5,1 (3,9)	2,0 (3,1)	P<0,01*	2,4 (4,0)	P<0,05*	N.S	Asympt vs Sympt
AddToesOff	2,4 (3,9)	-1,7 (4,3)	P<0,01*	-1,7 (3,6)	P<0,001*	P<0,05*	Asympt vs Sympt
MaxAddStance	5,7 (4,0)	2,0 (3,1)	P<0,001*	2,6 (3,8)	P<0,01*	P<0,05*	Asympt vs Sympt
MinAddStance	1,5 (3,8)	-2,2 (4,0)	P<0,01*	-1,9 (3,6)	P<0,01*	P<0,05*	Asympt vs Sympt
MaxAddSwing	7,5 (4,9)	4,9 (4,5)	N.S	3,9 (3,8)	P<0,05*	N.S	Asympt vs Sympt
MinAddSwing	-0,6 (5,4)	-3,3 (4,5)	N.S	-4,3 (3,0)	P<0,05*	N.S	Asympt vs Sympt
MeanAdd1050	4,1 (3,8)	0,4 (3,4)	P<0,001*	1,2 (3,6)	P<0,01*	P<0,05*	Asympt vs Sympt
MeanAddTotal	3,7 (3,8)	0,6 (3,5)	P<0,01*	0,5 (3,2)	P<0,01*	P<0,05*	Asympt vs Sympt
AddExcursionLoad	1,2 (1,2)	0,9 (0,9)	N.S	0,9 (0,8)	N.S	N.S	-
MvtAddNetLoad	0,2 (1,5)	-0,7 (1,2)	P<0,05*	-0,3 (1,2)	N.S	N.S	-
MvtAddNetThrust	1,7 (1,5)	0,9 (0,9)	P=0,049	1,1 (0,8)	N.S	N.S	-
MvtAddNetStance	-1,5 (2,3)	-2,7 (2,1)	N.S	-3,2 (2,3)	P<0,05*	N.S	Asympt vs Sympt
MvtAddNetPush	-5,8 (4,1)	-5,3 (2,4)	N.S	-6,8 (3,2)	N.S	N.S	-
ROMAdd	8,7 (4,5)	8,7 (2,9)	N.S	8,6 (3,0)	N.S	N.S	-
ROMAddSwing	8,1 (3,9)	8,1 (2,9)	N.S	8,2 (3,2)	N.S	N.S	-

Tableau-A VI-3 Paramètres cinématiques dans le plan axial

Paramètres (°)	Asympt	Sympt	Test-t P	Contrôle	ANOVA	
	Moy (EC)	Moy (EC)		Moy (EC)	P (sans covariable)	P (avec covariable)
ICRot	2,2 (3,4)	3,4 (3,2)	N.S	2,6 (4,1)	N.S	N.S
MinRotLoad	-2,4 (2,6)	-2,9 (1,8)	N.S	-2,8 (3,3)	N.S	N.S
RotToeOff	-1,2 (3,0)	-1,5 (2,4)	N.S	-1,6 (3,5)	N.S	N.S
MaxRotSwing	5,7 (3,9)	7,6 (3,9)	N.S	6,8 (6,0)	N.S	N.S
MeanRot1050	-0,9 (2,0)	-0,8 (1,6)	N.S	-1,1 (3,0)	N.S	N.S
MeanRot010	1,1 (3,1)	2,2 (2,6)	N.S	1,0 (3,7)	N.S	N.S
RIExcursionLoad	5,1 (2,5)	4,8 (3,0)	N.S	5,4 (2,3)	N.S	N.S
MvtRotNetLoad	-3,1 (2,6)	-4,1 (2,8)	N.S	-3,7 (2,3)	N.S	N.S
MvtRotNetPush	-0,4 (2,0)	-0,8 (2,3)	N.S	-0,5 (2,2)	N.S	N.S
MvtRotNetStance	-3,5 (3,6)	-4,9 (4,1)	N.S	-4,2 (3,3)	N.S	N.S
ROMRot	10,5 (3,4)	11,3 (4,0)	N.S	11,3 (4,3)	N.S	N.S
ROMRotStance	7,1 (2,3)	7,2 (3,3)	N.S	6,6 (2,4)	N.S	N.S
ROMRotSwing	9,1 (3,2)	10,2 (3,8)	N.S	10,3 (3,9)	N.S	N.S

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abbasi-Bafghi, Hamid et al. 2012. «The Effects of Knee Arthroplasty on Walking Speed: A Meta-Analysis». *BMC musculoskeletal disorders*, vol 13, n°66, p. 1–10.
- Agrawal, Mayank, Vineet Jain, Vel Pal Yadav, et Vikas Bhardwaj. 2011. «Patellar Resurfacing in Total Knee Arthroplasty». *Journal of Clinical Orthopaedics & Trauma*, vol 2, n°2, p. 77–81.
- Al-Hadithy, Nawfal et al. 2012. «Causes of a Painful Total Knee Arthroplasty. Are Patients Still Receiving Total Knee Arthroplasty for Extrinsic Pathologies?». *International Orthopaedics*, vol 36, p. 1185–89.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons Board of Directors. 2013. *Treatment of Osteoarthritis of the Knee : Evidence-Based Guideline*. 2e édition. Rosemont (IL) : AAOS, 1129 p.
- Andriacchi, Thomas P. et Eugene J. Alexander. 2000. «Studies of Human Locomotion : Past , Present and Future». *Journal of Biomechanics*, vol 33, p. 1217–24.
- Arbuthnot, J. E., M. J. McNicholas, D. W. McGurty, et D. I. Rowley. 2004. «Total Knee Replacement and Patellofemoral Pain». *Surg J R Coll Surg Edinb Irel*, vol 2, n°4, p. 230–33.
- Astephen Wilson, Janie L., Michael J. Dunbar, et Cheryl L. Hubley-Kozey. 2014. «Knee Joint Biomechanics and Neuromuscular Control during Gait before and after Total Knee Arthroplasty Are Sex-Specific». *Journal of Arthroplasty*, vol 30, n°1, p.118–25.
- Australian Orthopaedic Association. 2013. *Hip and Knee Arthroplasty*. Coll «National Joint Replacement Registry», Adelaide : AOA, 213 p.
- Baker, Paul et al. 2012. «Reason for Revision Influences Early Patient Outcomes after Aseptic Knee Revision Knee». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 470, n°8, p. 2244–52.
- Banks, Scott A., George D. Markovich, et W. Andrew Hodge. 1997. «In Vivo Kinematics of Cruciate-Retaining and -Substituting Knee Arthroplasties». *Journal of Arthroplasty*, vol 12, n°3, p. 297–304.
- Barrack, Robert L. et Michael W. Wolfe. 2000. «Patellar Resurfacing in Total Knee Arthroplasty». *J Am Acad Orthop Surg*, vol 8, n°2, p. 75–82.

- Barrack, Robert L., Tim Schrader, Alexander Bertot, Michael W. Wolfe et Leann Myers. 2001. «Component Rotation and Anterior Knee Pain after Total Knee Arthroplasty». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 392, p. 46–55.
- Barton, Christian J., Pazit Levinger, Hylton B. Menz, et Kate E. Webster. 2009. «Kinematic Gait Characteristics Associated with Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review». *Gait and Posture*, vol 30, n°4, p. 405–16.
- Bell, Stuart W. et al. 2014. «Component Rotational Alignment in Unexplained Painful Primary Total Knee Arthroplasty». *Knee*, vol 21, n°1, p.272–77.
- Bellemans, Johan, William Colyn, Hilde Vandenuecker, et Jan Victor. 2012. «Is Neutral Mechanical Alignment Normal for All Patients? The Concept of Constitutional Varus». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 470, p.45–53.
- Benedetti, M. G. et al. 2003. «Muscle Activation Pattern and Gait Biomechanics after Total Knee Replacement». *Clinical Biomechanics*, vol 18, n°9, p.871–76.
- Berger, R.A, L.S Crosset, J.J Jacobs et H.E Rubash. 1998. «Malrotation Causing Patellofemoral Complications After Total Knee Arthroplasty». *Clinical orthopaedics and related research*, vol 356, p. 144–53.
- Berger, R. et H.E Rubash. 2001. «Rotational Instability and Malrotation after Total Knee Arthroplasty». *Orthopedic clinic of north america*, vol 32, n°4, p. 639–347.
- Besier, T.F., C.E. Draper, G.E. Gold, G.S. Beaupré, et S.L. Delp. 2005. «Patellofemoral Joint Contact Area Increases with Knee Flexion and Weight-Bearing». *Journal of Orthopaedic Research*, vol 23, n°2, p.345–50.
- Beswick, Andrew D., Vikki Wylde, et Rachael Goberman-Hill. 2015. «Interventions for the Prediction and Management of Chronic Postsurgical Pain after Total Knee Replacement: Systematic Review of Randomised Controlled Trials». *BMJ open*, vol 5, p. e007387.
- Bhattee, Ghias et al. 2014. «Does Malrotation of Components Correlate with Patient Dissatisfaction Following Secondary Patellar Resurfacing?» *Knee*, vol 21, n°1, p.247–51.
- Binkley, J.M., P.W. Stratford, S. Lott, et D.L. Riddle. 1999. «The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): Scale Development, Measurement Properties, and Clinical Application». *Phys Ther*, vol 79, n°4, p.371–83.
- Boivin, Karine. 2010. «Développement D'une Approche D'évaluation Clinique de La Cinématique Tridimensionnelle Du Genou Durant La Marche Pour Des Patients Gonarthrosiques». Thèse de doctorat, Montréal, École polytechnique, 298 p.

- Bonnin, Michel et al. 2010. «Can Patients Really Do Sport after TKA?». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 18, n°7, p.853–62.
- Bonnin, Michel P., Luca Basiglini, et H. A. Pooler Archbold. 2011. «What Are the Factors of Residual Pain after Uncomplicated TKA?». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 19, n°9, p.1411–17.
- Van den Boom, Lennard G. H. et al. 2014. «No Difference in Gait between Posterior Cruciate Retention and the Posterior Stabilized Design after Total Knee Arthroplasty». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 22, n°12, p.3135–41.
- Boonstra, M. C., M. C. De Waal Malefijt, et N. Verdonchot. 2008. «How to Quantify Knee Function after Total Knee Arthroplasty?». *Knee*, vol 15, n°5, p.390–95.
- Bourne, Robert B., Bert M. Chesworth, Aileen M. Davis, Nizar N. Mahomed, et K. D. J. Charron. 2010. «Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who Is Satisfied and Who Is Not?». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 468, p.57–63.
- Brander, Victoria A. et al. 2003. «Predicting Total Knee Replacement Pain». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n°416, p. 27–36.
- Campbell, D. G. 2006. «Patellar Resurfacing in Total Knee Replacement: A Ten-Year Randomised Prospective Trial». *Journal of Bone and Joint Surgery (British)*, vol 88-B, n°6, p. 734–39.
- Chao, E.Y. et al. 1983. «Normative data of the knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking». *J Biomechanics*, vol 16, n°3, p. 219-233.
- Cherian, Jeffrey J. et al. 2014. «Bicruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty: A Review». *The journal of knee surgery*, vol 27, n°3, p.199–206.
- Clement, N. D. et R. Burnett. 2013. «Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty Is Affected by Their General Physical Well-Being». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 21, n°11, p. 2638–46.
- Dakin, Helen, Alastair Gray, Ray Fitzpatrick, Graeme Maclennan, et David Murray. 2012. «Rationing of Total Knee Replacement: A Cost-Effectiveness Analysis on a Large Trial Data Set». *BMJ open*, vol 2, n°1, p. e000332.
- Delpont, Hendrik et al. 2014. «Restoration of Constitutional Alignment in TKA Leads to More Physiological Strains in the Collateral Ligaments». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 23, n°8, p. 2159–69.

- Dennis, Douglas A. 2004. «Evaluation of Painful Total Knee Arthroplasty». *Journal of Arthroplasty*, vol 19, n° 4 SUPPL. 1, p. 35–40.
- Desmeules, François et al. 2013. «Determinants of Pain, Functional Limitations and Health-Related Quality of Life Six Months after Total Knee Arthroplasty: Results from a Prospective Cohort Study». *BMC sports science, medicine and rehabilitation*, vol 5, n°2, p.11.
- Dobson, F. et al. 2013. «OARSI Recommended Performance-Based Tests to Assess Physical Function in People Diagnosed with Hip or Knee Osteoarthritis». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol 21, n°8, p.1042–52.
- Escobar, A. et al. 2012. «Patient Acceptable Symptom State and OMERACT-OARSI Set of Responder Criteria in Joint Replacement. Identification of Cut-off Values». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol 20, n°2, p.87–92.
- Fantozzi, Silvia et al. 2003. «Fluoroscopic and Gait Analysis of the Functional Performance in Stair Ascent of Two Total Knee Replacement Designs». *Gait and Posture*, vol 17, p. 225–34.
- Feller, Julian Ashley et al. 2007. «Surgical Biomechanics of the Patellofemoral Joint». *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, vol 23, n°5, p.542–53.
- Forsythe, Michael E., Michael J. Dunbar, Allan W. Hennigar, Michael J. L. Sullivan, et Michael Gross. 2008. «Prospective Relation between Catastrophizing and Residual Pain Following Knee Arthroplasty: Two-Year Follow-Up». *Pain Research and Management*, vol 13, n°4, p. 335–41.
- Fortin, Paul R. et al. 1999. «Outcomes of Total Hip and Knee Replacement». *Arthritis & Rheumatism*, vol 42, n°8, p.1722–28.
- Fortin, Paul R. et al. 2002. «Timing of Total Joint Replacement Affects Clinical Outcomes among Patients with Osteoarthritis of the Hip or Knee». *Arthritis and Rheumatism*, vol 46, n°12, p.3327–30.
- Freeman, M. A. R. et V. Pinskerova. 2003. «The Movement of the Knee Studied by Magnetic Resonance Imaging». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 410, p. 35–43.
- Freeman, M. A. R. et V. Pinskerova. 2005. «The Movement of the Normal Tibio-Femoral Joint». *Journal of Biomechanics*, vol 38, n°2, p.197–208.
- Ganjikia, Shafagh, Nicolas Duval, L'Hocine Yahia, et Jacques De Guise. 2000. «Three-Dimensional Knee Analyzer Validation by Simple Fluoroscopic Study». *Knee*, vol 7, n°4, p. 221–31.

- Gonzalez, Mark H. et Anis O. Mekhail. 2004. «The Failed Total Knee Arthroplasty: Evaluation and Etiology». *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol 12, n°6, p. 436–46.
- Gouelle, Arnaud. 2007. «Intérêt et Limites Du Functional Ambulation Profile et Du Gillette Gait Index Dans L'Interprétation de L'Analyse Quantifiée de La Marche Chez L' Enfant Pathologique». Mémoire de Master 2 Recherche, Reims, Université de Reims, 56 p.
- Goutallier, D., O. Manicom, et S. Van Driessche. 2008. «Prothèse Totale de Genou Hermès Conservant Les Deux Ligaments Croisés: Comparaison Avec La Version Postérostabilisée Au Recul de Huit Ans». *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur*, vol 94, n°6, p.585–95.
- Grood, E.S.et W.J Suntay. 1983. «A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol 105, p. 136–144.
- Hagemeister, Nicola et al. 2005. «A Reproducible Method for Studying Three-Dimensional Knee Kinematics». *Journal of Biomechanics*, vol 38, n°9, p.1926–31.
- Hatfield, Gillian L., Cheryl L. Hubley-Kozey, Janie L. Astephen Wilson, et Michael J. Dunbar. 2011. «The Effect of Total Knee Arthroplasty on Knee Joint Kinematics and Kinetics During Gait». *Journal of Arthroplasty*, vol 26, n° 2, p. 309–18.
- Hofmann, S., G. Seitlinger, O. Djahani, et M. Pietsch. 2011. «The Painful Knee after TKA: A Diagnostic Algorithm for Failure Analysis». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 19, n°9, p.1442–52.
- Hoogbeem, T. J. et al. 2009. «The Impact of Waiting for Total Joint Replacement on Pain and Functional Status: A Systematic Review». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol 17, n°11, p.1420–27.
- Huberti, H.H. et W.C. Hayes. 1984. «Patellofemoral contact pressures. The influence of qangle and tendofemoral contact». *J Bone Joint Surg Am*, vol 66, n°5, p. 715-24.
- Hubley-Kozey, Cheryl L., Gillian L. Hatfield, Janie L. Astephen Wilson, et Michael J. Dunbar. 2010. «Alterations in Neuromuscular Patterns between Pre and One-Year Post-Total Knee Arthroplasty». *Clinical Biomechanics*, vol 25, n°10, p.995–1002.
- Institut canadien d'information sur la santé. 2015. *Arthroplasties de la hanche et du genou au Canada : rapport annuel de 2015 du Registre canadien des remplacements articulaires*. Ottawa, ON : ICIS; 69 p.

- Iwaki, H., V. Pinskerova, et M. A. R. Freeman. 2000. «Tibiofemoral Movement 1: The Shapes and Relative Movements of the Femur and Tibia in the Unloaded Cadaver Knee». *The journal of bone and joint surgery (British)*, vol 82 B, n°8, p. 1189–95.
- Jenkins, P. L. 2013. «Predicting the Cost-Effectiveness of Total Hip and Knee Replacement: A Health Economic Analysis». *Bone and Joint Journal*, vol 95 B, n°1, p.115–21.
- Judge, Andy et al. 2012. «Predictors of Outcomes of Total Knee Replacement Surgery». *Rheumatology (Oxford, England)*, vol 51, n°10, p. 1804–13.
- Kadaba, M. P. et al. 1989. «Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait». *Journal of orthopaedic research*, vol 7, n°6, p.849–60.
- Kellgren, JH et JS Lawrence. 1957. «Radiological Assessment of Osteoarthritis». *Ann Rheum Dis*, vol 16, p. 494–502.
- Kim, Tae Kyun, Chong Bum Chang, Yeon Gwi Kang, Sung Ju Kim, et Sang Cheol Seong. 2009. «Causes and Predictors of Patient’s Dissatisfaction After Uncomplicated Total Knee Arthroplasty». *Journal of Arthroplasty*, vol 24, n°2, p.263–71.
- Komistek, Richard D., Jerome Allain, Dylan T. Anderson, Douglas A. Dennis, et Daniel Goutallier. 2002. «In Vivo Kinematics for Subjects with and without an Anterior Cruciate Ligament». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n°404, p. 315–25.
- Labbe, David R., Nicola Hagemester, Mathieu Tremblay, et Jacques de Guise. 2008. «Reliability of a Method for Analyzing Three-Dimensional Knee Kinematics during Gait». *Gait and Posture*, vol 28, n°1, p.170–74.
- Lafortune, M. A., P. R. Cavanagh, H. J. Sommer, et A. Kalenak. 1992. «Three-Dimensional Kinematics of the Human Knee during Walking». *Journal of Biomechanics*, vol 25, n°4, p.347–57.
- Larose, Gabriel. 2015. «L’effet de La Prothèse Totale de Genou Sur La Cinématique 3D Vers Le Développement de Biomarqueurs Mécaniques de La Douleur». Mémoire de maîtrise, Montréal, Université de Montréal, 105 p.
- La société de l’arthrite. 2015. «Comprendre l’arthrite : A propos de l’arthrite». In *La société de l’arthrite*. En ligne. < <http://arthrite.ca/comprendre-l-arthrite/a-propos-de-l-arthrite> >. Consulté le 11 janvier 2016.
- Levens, A.S., V.T. Inman, et J.A. Blosser. 1948. «Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion». *J Bone Joint Surg Am*, vol 30A, n°4, p. 859-72.

- Levinger, Pazit et al. 2013. «Lower Limb Biomechanics in Individuals with Knee Osteoarthritis before and after Total Knee Arthroplasty Surgery». *Journal of Arthroplasty*, vol 28 n°6, p.994–99.
- Liddle, Alexander D., Elise C. Pegg, et Hemant Pandit. 2013. «Knee Replacement for Osteoarthritis». *Maturitas*, vol 75, n°2, p. 131–36.
- Lingard, Elizabeth a, Jeffrey N. Katz, Elizabeth a Wright, et Clement B. Sledge. 2004. «Predicting the Outcome of Total Knee Arthroplasty». *J Bone Joint Surg Am*, vol 86-A, n° 10, p. 2179–86.
- Lustig, Sébastien, Robert A. Magnussen, Laurence Cheze, et Philippe Neyret. 2012. «The KneeKG System: A Review of the Literature». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol 20, n°4, p.633–38.
- Luyckx, Lucas, Thomas Luyckx, Johan Bellemans, et Jan Victor. 2010. «Iliotibial Band Traction Syndrome in Guided Motion TKA : A New Clinical Entity after TKA». *Acta Orthopaedica Belgica*, vol 76, n°4, p. 507–12.
- Mahomed, N., Rajiv Gandhi, Lawrence Daltroy, et J. N. Katz. 2011. «The Self-Administered Patient Satisfaction Scale for Primary Hip and Knee Arthroplasty». *Hindawi Publishing Corporation 2*, n°591253, p. 6.
- Mandalia, V., K. Eyres, P. Schranz, et D. Toms. 2008. «Evaluation of Patients with a Painful Total Knee Replacement». *The Journal of bone and joint surger (Br)*, vol 90 B, n°3, p.265–71.
- Mandeville, David, Louis R. Osternig, et Li Shan Chou. 2007. «The Effect of Total Knee Replacement on Dynamic Support of the Body during Walking and Stair Ascent». *Clinical Biomechanics*, vol 22, n°7, p.787–94.
- Manjunath, K. S., K. G. Gopalakrishna, et G. Vineeth. 2015. «Evaluation of Alignment in Total Knee Arthroplasty: A Prospective Study». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, vol 25, n°5, p.895–903.
- Marieb, Elaine. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3^e édition, Canada : ERPI, 1296 p.
- Martelli, S. et V. Pinskerova. 2002. «The Shapes of the Tibial and Femoral Articular Surfaces in Relation to Tibiofemoral Movement». *J Bone Joint Surg [Br]*, vol 84 B, n°4, p. 607–13.
- McClelland, Jodie A., Kate E. Webster, et Julian A. Feller. 2007. «Gait Analysis of Patients Following Total Knee Replacement: A Systematic Review». *Knee*, vol 14, n°4, p. 253–63.

- McClelland, Jodie A., Kate E. Webster, Julian A. Feller, et Hylton B. Menz. 2011. «Knee Kinematics during Walking at Different Speeds in People Who Have Undergone Total Knee Replacement». *Knee*, vol 18, n°3, p. 151–55.
- Merican, Azhar M. et Andrew A. Amis. 2009. «Iliotibial Band Tension Affects Patellofemoral and Tibiofemoral Kinematics». *Journal of Biomechanics*, vol 42, n°10, p.1539–46.
- Metcalf, Andrew et al. 2013. «Abnormal Loading of the Major Joints in Knee Osteoarthritis and the Response to Knee Replacement». *Gait and Posture*, vol 37, n°1, p. 32–36.
- Mezghani, Neila et al. 2012. «Identification of Knee Frontal Plane Kinematic Patterns in Normal Gait By Principal Component Analysis». *Journal Of Mechanics In Medicine And Biology*, vol 13, n°3, p.13.
- Miller, Theodore T. 2005. «Imaging of Knee Arthroplasty». *European Journal of Radiology*, vol 54, n°2, p.164–77.
- Milner, Clare E. 2009. «Is Gait Normal after Total Knee Arthroplasty? Systematic Review of the Literature.» *Journal of Orthopaedic Science*, vol 14, n°1, p. 114–20.
- Miyazaki, T. et al. 2002. «Dynamic Load at Baseline Can Predict Radiographic Disease Progression in Medial Compartment Knee Osteoarthritis». *Ann Rheum Dis*, vol 61, p. 617–22.
- Mundermann, Annegret, Chris O. Dyrby, et Thomas P. Andriacchi. 2008. «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*, vo 15, n°6, p. 480–85.
- Nakagawa TH, Serrão F V, Maciel CD et Powers CM. 2013. «Hip and Knee Kinematics Are Associated with Pain and Self-Reported Functional Status in Males and Females with Patellofemoral Pain». *International journal of sports medicine*, vol 34, n°11, p. 997–1002.
- Nicoll, D. et D. I. Rowley. 2010. «Internal Rotational Error of the Tibial Component Is a Major Cause of Pain after Total Knee Replacement». *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol 92 B, n°9, p. 1238–44.
- Nilsson, A. K., S. Toksvig-Larsen, et E. M. Roos. 2009. «A 5 Year Prospective Study of Patient-Relevant Outcomes after Total Knee Replacement». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol 17, n°5, p. 601–6.
- O'Connor, Mary I. 2011. «Implant Survival, Knee Function, and Pain Relief after TKA: Are There Differences between Men and Women?». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, p.469, n°7, p. 1846–51.

- Orishimo, Karl F., Ian J. Kremenic, Ajit J. Deshmukh, Stephen J. Nicholas, et Jose A. Rodriguez. 2012. «Does Total Knee Arthroplasty Change Frontal Plane Knee Biomechanics during Gait?». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 470, n°4, p. 1171–76.
- Perry, Jaquelin. 1992. *Gait Analysis : Normal and Pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated. 524 p.
- Piazza, Stephen J. et Peter R. Cavanagh. 2000. «Measurement of the Screw-Home Motion of the Knee Is Sensitive to Errors in Axis Alignment». *Journal of Biomechanics*, vol 33, n°8, p. 1029–34.
- Podsiadlo D, S. Richardson . 1991. «The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons». *J Am Geriatr Soc*. vol 39, n° 2, (Février), p. 142-8
- Post, W. R. 2005. «Anterior Knee Pain: Diagnosis and Treatment». *J Am Acad Orthop Surg*, vol 13, n°8, p. 534–43.
- Powers, Christopher M., Jacklyn G. Heino, Sreesha Rao, et Jacquelin Perry. 1999. «The Influence of Patellofemoral Pain on Lower Limb Loading during Gait». *Clinical Biomechanics*, vol 14, n°10, p. 722–28.
- Powers, Christopher M. 2003. «The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective». *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol 33, n°11, p. 639–46.
- Pua, Yong Hao, Sallie M. Cowan, Tim V. Wrigley, et Kim L. Bennell. 2009. «The Lower Extremity Functional Scale Could Be an Alternative to the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index Physical Function Scale». *Journal of Clinical Epidemiology*, vol 62, n°10, p. 1103–11.
- Ramsey, Dan K. et Per F. Wretenberg. 1999. «Biomechanics of the Knee: Methodological Considerations in the in Vivo Kinematic Analysis of the Tibiofemoral and Patellofemoral Joint». *Clinical Biomechanics*, vol 14, n°9, p. 595–611.
- Räsänen, P. et al. 2007. «Effectiveness of Hip or Knee Replacement Surgery in Terms of Quality-Adjusted Life Years and Costs». *Acta Orthop*, vol 78, n°1, p. 108–15.
- Reinschmidt, C et al. 1997. «Tibiofemoral and tibioalcaneal motion during walking : external vs. skeletal markers». *Gait and Posture*, vol 6, p. 98-109.

Renaud, Alexandre. 2014. «Évaluation Clinique et Biomécanique de Deux Différents Types D'arthroplastie Totale Du Genou». Mémoire de maîtrise en sciences biomédicales, Montréal, Université de Montréal, 148 p.

Robertsson, Otto, Michael Dunbar, Thorbjörn Pehrsson, Kaj Knutson, et Lars Lidgren. 2000. «Patient Satisfaction after Knee Arthroplasty: A Report on 27,372 Knees Operated on between 1981 and 1995 in Sweden». *Acta orthopaedica Scandinavica*, vol 71, n°3, p. 262–67.

Roper, Glade E., Adam D. Bloemke, Catherine C. Roberts, Mark J. Spangehl, et Henry D. Clarke. 2013. «Analysis of Tibial Component Rotation Following Total Knee Arthroplasty Using 3D High Definition Computed Tomography». *The Journal of arthroplasty*, vol 28, n° 1 Suppl, p. 106–11.

Sacone, Mike. 2011. *The GENESIS II total knee system in primary total knee arthroplasty : A systematic literature review of clinical outcomes*. Coll. «Bone&Joint Outcome», vol 01, n°01. Suisse : KLEOS, 20 p.

Salsich, Gretchen B. et William H. Perman. 2007. «Patellofemoral Joint Contact Area Is Influenced by Tibiofemoral Rotation Alignment in Individuals Who Have Patellofemoral Pain». *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol 37, n°9, p. 521–28.

Sati, M., Jacques A. de Guise, S. Larouche, et G. Drouin. 1996. «Quantitative Assessment of Skin-Bone Movement at the Knee». *The Knee*, vol 3, p. 121–38.

Schindler, Oliver S. 2012. «Basic Kinematics and Biomechanics of the Patellofemoral Joint : Part 2 The Patella in Total Knee Arthroplasty». *Acta Orthopaedica Belgica*, vol 78, n°1, p. 11–29.

Schiphof, D., M. Boers, et S. M. A. Bierma-Zeinstra. 2008. «Differences in Descriptions of Kellgren and Lawrence Grades of Knee Osteoarthritis». *Ann Rheum Dis*, vol 67, n°7, p. 1034–36.

Scott, C.E.H., C.R. Howie, D. Macdonald et L.C. Biant. 2010. «Predicting Dissatisfaction Following Total Knee Replacement». *J Bone Joint Surg [Br]*, vol 92 B, n°9, p. 1253–58.

Scott, C. E. H. et al. 2012. «Patient Expectations of Arthroplasty of the Hip and Knee». *J Bone Joint Surg (Br)*, vol 94 B, n°7, p. 974–81.

Sherman, Seth L., Andreas C. Plackis, et Clayton W. Nuelle. 2014. «Patellofemoral Anatomy and Biomechanics». *Clinics in Sports Medicine*, vol 33, n°3, p. 389–401.

- Simon, Sheldon R. 2004. «Quantification of Human Motion: Gait Analysis - Benefits and Limitations to Its Application to Clinical Problems». *Journal of Biomechanics*, vol 37, n°12, p. 1869–80.
- Singh, Jasvinder A., Sherine Gabriel, et David Lewallen. 2008. «The Impact of Gender, Age, and Preoperative Pain Severity on Pain after TKA». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol 466, n°11, p. 2717–23.
- Singh, Jasvinder A. et David G. Lewallen. 2013. «Medical and Psychological Comorbidity Predicts Poor Pain Outcomes after Total Knee Arthroplasty» *Rheumatology (United Kingdom)*, vol 52, n°5, p. 916–23.
- Smith, Anne J., D. G. Lloyd, et D. J. Wood. 2004. «Pre-Surgery Knee Joint Loading Patterns during Walking Predict the Presence and Severity of Anterior Knee Pain after Total Knee Arthroplasty». *Journal of Orthopaedic Research*, vol 22, n°2, p. 260–66.
- Smith, Anne J., David G. Lloyd, et David J. Wood. 2006. «A Kinematic and Kinetic Analysis of Walking after Total Knee Arthroplasty with and without Patellar Resurfacing». *Clinical Biomechanics*, vol 21, n°4, p. 379–86.
- Smith, Paul N., Kathryn M. Refshauge, et Jennifer M. Scarvell. 2003. «Development of the Concepts of Knee Kinematics» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol 84, n°12, p. 1895–1902.
- Song, Moo-Ho et al. 2015. «Coronal Alignment of the Lower Limb and the Incidence of Constitutional Varus Knee in Korean Females Materials and Methods». *Knee Surg Relat Res*, vol 27, n°1, p.49–55.
- Sosdian, L. et al. 2014. «Longitudinal Changes in Knee Kinematics and Moments Following Knee Arthroplasty: A Systematic Review». *Knee*, vol 21, n°6, p.994–1008.
- Sternheim, Amir et al. 2012. «The Benefit of Revision Knee Arthroplasty for Component Malrotation after Primary Total Knee Replacement». *International Orthopaedics*, vol 36, n°12, p. 2473–78.
- Stratford, Paul W., Deborah M. Kennedy, et Daniel L. Riddle. 2009. «New Study Design Evaluated the Validity of Measures to Assess Change after Hip or Knee Arthroplasty». *Journal of Clinical Epidemiology*, vol 62, n°3, p. 347–52.
- Sudhoff, Ingrid. 2007. «Modélisation Géométrique et Mécanique Personnalisée de L'appareil Locomoteur». Thèse de doctorat, Montréal, École de technologie supérieure, 286 p.
- Sullivan, Michael et al. 2009. «Psychological Determinants of Problematic Outcomes Following Total Knee Arthroplasty». *Pain*, vol 143, n°1-2, p. 123–29.

- Thieme. 2007. *Teaching Assistant : Atlas of Anatomy*. En ligne. <<http://www.thiemeteachingassistant.com/Home/Collection/16/52702>>. Consulté le 02 février 2016.
- Thompson, Julie A., Michael W. Hast, Jeffrey F. Granger, Stephen J. Piazza, et Robert A. Siston. 2011. «Biomechanical Effects of Total Knee Arthroplasty Component Malrotation: A Computational Simulation». *Journal of Orthopaedic Research*, vol 29, n°7, p. 969–75.
- Toms, A. D., V. Mandalia, R. Haigh, et B. Hopwood. 2009. «The Management of Patients with Painful Total Knee Replacement». *The Journal of bone and joint surgery (Br)*, vol 91 B, n°2), p. 143–50.
- Torga-Spak, Roger, Shital Parikh, et Steven A. Stuchin. 2004. «Anterior Knee Pain due to Biplanar Rotatory Malalignment of the Femoral Component in Total Knee Arthroplasty». *The journal of knee surgery*, vol 17, n°2, p. 1–4.
- Turcot, Katia et al. 2013. «How Gait and Clinical Outcomes Contribute to Patients' Satisfaction Three Months Following a Total Knee Arthroplasty». *Journal of Arthroplasty*, vol 28, n°8, p. 1297–1300.
- Ullrich, Boris, Jens Stening, Thiemo Pelzer, et Jana Raab. 2015. «Long-Term Data of Gait Characteristics and Moment-Knee Angle Relations in Female Total Knee Arthroplasty Patients». *Clinical Biomechanics*, vol 30, n°5, p. 462–68.
- Urwin, Samuel G., Deiry F. Kader, Nick Caplan, Alan St Clair Gibson, et Su Stewart. 2014. «Gait Analysis of Fixed Bearing and Mobile Bearing Total Knee Prostheses during Walking: Do Mobile Bearings Offer Functional Advantages?». *The Knee*, vol 21, n°2, p. 391–95.
- Victor, Jan et Johan Bellemans. 2006. «Physiologic Kinematics as a Concept for Better Flexion in TKA». *Clinical orthopaedics and related research* n°452, p. 53–58.
- Vince, K. G. 2003. «Why Knees Fail». *J Arthroplasty*, vol 18, n° 3 Suppl 1, p. 39–44.
- Whittle, M. 1996. «Clinical Gait Analysis: A Review». *Human Movement Science*, vol 15, n°3, p. 369–87.
- Williams, Valerie J., Sara R. Piva, James J. Irrgang, Chad Crossley, et G. Kelley Fitzgerald. 2012. «Comparison of Reliability and Responsiveness of Patient-Reported Clinical Outcome Measures in Knee Osteoarthritis Rehabilitation». *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol 42, n°8, p. 716–23.

- Witvrouw, Erik et al. 2014. «Patellofemoral Pain: Consensus Statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat Held in Vancouver, September 2013». *British Journal of Sports Medicine*, vol 48, n°6, p.411–14.
- Yoshida, Yuri, Ryan L. Mizner, Dan K. Ramsey, et Lynn Snyder-Mackler. 2008. «Examining Outcomes from Total Knee Arthroplasty and the Relationship between Quadriceps Strength and Knee Function over Time». *Clinical Biomechanics*, vol 23, n°3, p. 320–28.
- Yoshida, Yuri. 2012. «Do Patients Achieve Normal Gait Patterns 3 Years After Total Knee Arthroplasty?» *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol 42, n°12, p. 1039–49.
- Zhang, W. et al. 2008. «OARSI Recommendations for the Management of Hip and Knee Osteoarthritis, Part II: OARSI Evidence-Based, Expert Consensus Guidelines». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol 16, n°2, p. 137–62.

