

Université de Montréal

Évaluation clinique et biomécanique de deux différents types d'arthroplastie totale de
genou

Par

Alexandre Renaud

Département de chirurgie

Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures

en vue de l'obtention du grade de

Maître ès sciences (M.Sc.)

en Sciences biomédicales

Novembre 2014

© Alexandre Renaud, 2014

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :
Évaluation clinique et biomécanique de deux différents types d'arthroplastie totale de
genou

Présenté par :
Alexandre Renaud

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Jean-Marc Mac-Thiong (Président-rapporteur)
Pascal-André Vendittoli (Directeur de recherche)
Nicola Hagemeister (Co-directrice)
François Desmeules (Membre du jury)

Mémoire accepté le : 13 novembre 2014

SOMMAIRE

Différents dessins d'implants de prothèse totale de genou (PTG) sont utilisés en pratique clinique et chacun présente des caractéristiques biomécaniques spécifiques. Aucun implant n'a réussi à ce jour à reproduire parfaitement la biomécanique du genou naturel.

Les objectifs de cette étude sont de comparer les résultats cliniques et biomécaniques tridimensionnels (3D) de deux types de PTG chez le même patient, puis de comparer la cinématique des PTG à celle d'un groupe de genoux asymptomatiques.

Une cohorte de quinze patients avec un implant traditionnel dans un genou et un implant de nouvelle génération permettant un pivot dans le genou contralatéral a été étudiée. Le groupe contrôle était composé de trente-cinq genoux asymptomatiques. L'analyse de la cinématique 3D a été réalisée avec l'outil KneeKG (Emovi Inc. Canada) lors de la marche sur tapis roulant. L'évaluation clinique comprenait l'amplitude de mouvement ainsi que les questionnaires de perception articulaire, KOOS, Womac et SF-12.

La comparaison de la cinématique des deux types de PTG a démontré quelques différences statistiquement significatives dans les plans sagittal et frontal alors que la comparaison des PTG et des genoux asymptomatiques a révélé plusieurs différences significatives dans les trois plans. Les scores cliniques des deux PTG ne comportaient pas de différence significative.

Dans notre cohorte de patients, le design de l'implant a eu peu d'influence sur les résultats biomécaniques et cliniques. Les PTG n'ont pas reproduit une cinématique normale de genou. Beaucoup de travail et de recherche dans le développement de nouveaux implants sont encore nécessaires afin d'améliorer les résultats cliniques et de mieux reproduire la cinématique du genou naturel.

MOTS CLÉS

Prothèse totale de genou

Cinématique

KneeKG

Analyse de marche

Biomécanique

SUMMARY

Various implants of total knee arthroplasty (TKA) are used in clinical practice and each presents specific biomechanical characteristics. No implant managed this day to reproduce perfectly the biomechanics of the natural knee.

The objectives of this study are to compare the clinical and tridimensional (3D) biomechanical data of two different designs of TKA on the same patients and to compare the resulting 3D biomechanical data with those of asymptomatic knees.

A cohort of fifteen patients with a traditional implant in one knee and an implant of new generation allowing a pivot in the contralateral knee was studied. The control group was composed of thirty-five asymptomatic knees. Assessment of 3D knee kinematics analysis was realized with the KneeKG (Emovi Inc. Canada) during treadmill gait. Clinical evaluation included range of motion as well as questionnaires of joint perception, KOOS, Womac and SF-12.

Results showed some statistically significant differences in knee 3D kinematics of both TKAs in sagittal and frontal planes while comparison between TKAs and asymptomatic knees revealed several significant differences in all three planes. Clinical scores of both TKAs did not have significant difference.

In our cohort of patients, TKA implant design had few measurable influences on kinematics during gait and on clinical results. TKA with these implants did not reproduce natural knee kinematics during gait. Significant research and development in new TKA designs are needed to improve clinical scores and reproduce natural knee kinematics.

KEYWORDS

Total knee arthroplasty

Kinematics

KneeKG

Gait analysis

Biomechanics

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 – REVUE DE LITTÉRATURE	4
1.1 ANATOMIE ET BIOMÉCANIQUE DU GENOU SAIN	4
1.2 DÉGÉNÉRESCENCE ARTICULAIRE DU GENOU ET SES IMPLICATIONS	12
1.3 TRAITEMENT DE LA DÉGÉNÉRESCENCE ARTICULAIRE DU GENOU ...	15
1.4 LA PROTHÈSE TOTALE DE GENOU	20
1.5 RÉSULTATS CLINIQUES DES PROTHÈSES TOTALES DE GENOU	27
1.6 ÉVOLUTION DES DESIGNS DE PROTHÈSES TOTALES DE GENOU	29
1.7 ANALYSE DE MARCHÉ	39
1.7.1 Analyse de marche du sujet sain	39
1.7.2 Analyse de marche du sujet arthrosique	45
1.7.3 Analyse de marche du sujet avec PTG	52
1.8 KneeKG	57
1.9 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE	60
CHAPITRE 2 – OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES.....	62
2.1 OBJECTIF PRIMAIRE	62
2.2 OBJECTIFS SECONDAIRES.....	62

2.3 HYPOTHÈSES	62
CHAPITRE 3 – MÉTHODOLOGIE	64
3.1 POPULATION À L'ÉTUDE	64
3.2 CRITÈRES D'INCLUSION DE L'ÉTUDE	65
3.3 CRITÈRES D'EXCLUSION DE L'ÉTUDE	66
3.4 DEVIS DE L'ÉTUDE	66
3.5 DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE	67
3.6 RECUEIL DES DONNÉES	68
3.7 MESURES D'EFFICACITÉ	69
3.7.1 Critères primaires	69
3.7.2 Critères secondaires	74
3.8 MESURES DE SÉCURITÉ	75
3.8.1 Événement inattendu	75
3.8.2 Complications	75
3.9 ÉVALUATION STATISTIQUE	75
3.10 CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES	76
3.11 DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES DE LA POPULATION À L'ÉTUDE	77
CHAPITRE 4 – RÉSULTATS	81
4.1 RÉSULTATS CINÉMATIQUES	81
4.1.1 Résultats cinématiques 3D Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même sujet ..	81
4.1.1.1 Plan sagittal	81

4.1.1.2 Plan frontal	83
4.1.1.3 Plan transverse	84
4.1.2 Résultats cinématiques 3D Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les sujets ..	86
4.1.2.1 Plan sagittal	86
4.1.2.2 Plan frontal	87
4.1.2.3 Plan transverse	88
4.1.3 Résultats cinématiques 3D Triathlon™ vs Nexgen™ vs sujets asymptomatiques	89
4.1.3.1 Résultats cinématiques 3D Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même sujet vs sujets asymptomatiques	89
4.1.3.1.1 Plan sagittal	90
4.1.3.1.2 Plan frontal	92
4.1.3.1.3 Plan transverse	94
4.1.3.2 Résultats cinématiques 3D Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les sujets vs sujets asymptomatiques	96
4.1.3.2.1 Plan sagittal	96
4.1.3.2.2 Plan frontal	98
4.1.3.2.3 Plan transverse	100
4.2 RÉSULTATS SUBJECTIFS	101
4.2.1 KOOS	101
4.2.2 WOMAC	102
4.2.3 SF-12	102
4.2.4 Questionnaire de perception articulaire et PTG préférée	102

4.2.5 Amplitude de mouvement et axe mécanique	103
CHAPITRE 5 – DISCUSSION ET CONCLUSION	105
5.1 DISCUSSION	105
5.2 CONCLUSION ET PERSPECTIVES	120
RÉFÉRENCES	122

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I – Résumé des changements de la cinématique à la marche du genou arthrosique comparativement aux genoux asymptomatiques	51
Tableau II – Résumé des changements de la cinématique à la marche du genou arthrosique comparativement aux genoux asymptomatiques	57
Tableau III – Paramètres cinématiques calculés dans le plan sagittal	69
Tableau IV – Paramètres cinématiques calculés dans le plan frontal	71
Tableau V – Paramètres cinématiques calculés dans le plan transverse	73
Tableau VI – Données démographiques des patients ayant une PTG Triathlon™ dans un genou et une PTG Nexgen™ dans le genou controlatéral	78
Tableau VII – Données démographiques de tous les sujets avec des PTG Triathlon™ et Nexgen™	78
Tableau VIII – Données démographiques des sujets avec PTG bilatérales et sujets asymptomatiques	79
Tableau IX – Données démographiques de tous les sujets avec PTG et sujets asymptomatiques.....	80
Tableau X – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient	82
Tableau XI – Résultats statistiquement significatifs dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient	84
Tableau XII – Amplitude de mouvement dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient	85

Tableau XIII – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients	87
Tableau XIV – Amplitude de mouvement dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients	89
Tableau XV – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques	91
Tableau XVI – Résultats statistiquement significatifs dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques	93
Tableau XVII – Résultats dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques	95
Tableau XVIII – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques	97
Tableau XIX – Résultats statistiquement significatifs dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques	99
Tableau XX – Résultats dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques	101
Tableau XXI – KOOS	101
Tableau XXII – WOMAC	102
Tableau XXIII – SF-12	102
Tableau XXIV – Perception articulaire	102
Tableau XXV – Corrélation de Pearson entre l’angle fémoro-tibial mécanique les paramètres cinématiques dans le plan frontal	104

LISTE DES FIGURES

Figure 1 – Les ménisques du genou	5
Figure 2 – Ligaments croisé antérieur et croisé postérieur du genou	6
Figure 3 – Structures du coin postéro-latérale du genou	7
Figure 4 – Anatomie médiale du genou	8
Figure 5 – Axes du membre inférieur	9
Figure 6 Facettes de flexion et d’extension du condyle fémoral médial	10
Figure 7 – Radiographies d’un genou avec arthrose sévère	14
Figure 8 – Ostéotomie tibiale haute valgisante à coin ouvert	18
Figure 9 – Prothèse unicompartmentale médiale chez un patient avec une arthrose médiale isolée du genou	20
Figure 10 Planification pré-opératoire d’une PTG et résultat post-opératoire	22
Figure 11 – Rotation fémorale	24
Figure 12 – Système de navigation de PTG	26
Figure 13 – PTG avec déformation extra articulaire	27
Figure 14 – Prothèse condylienne totale	30
Figure 15 – Évolution des prothèses de genou	32
Figure 16 – Prothèse totale de genou postéro-stabilisée	33
Figure 17 – Surface articulaire en forme de « J » et implant à rayons multiples	36
Figure 18 – Implant à rayon unique	37
Figure 19 – Le cycle de marche	40
Figure 20 – Cinématique du genou sain dans le plan sagittal	41
Figure 21 – Cinématique du genou sain dans le plan frontal	42

Figure 22 – Cinématique du genou sain dans le plan transverse	42
Figure 23 – Cinématique à la marche de genoux asymptotiques de travailleurs exposés à des positions exigeantes comparativement à des genoux non exposés	44
Figure 24 – Cinématique du genou dans le plan sagittal selon le degré de sévérité radiologique d’arthrose	46
Figure 25 – Cinématique des genoux asymptotiques et arthrosiques dans le plan coronal	48
Figure 26 – Cinématique de genoux sains et arthrosiques dans le plan transverse	49
Figure 27 – Cinématique de genoux asymptotiques et arthrosiques dans le plan transverse	50
Figure 28 – Le KneeKG	60
Figure 29 – Radiographie avec une PTG Nexgen™ dans le genou droit et une PTG Triathlon™ dans le genou gauche	67
Figure 30 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient	81
Figure 31 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient	83
Figure 32 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient	84
Figure 33 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients	86
Figure 34 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients	87

Figure 35 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients	88
Figure 36 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques	90
Figure 37 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques	92
Figure 38 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques	94
Figure 39 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques	96
Figure 40 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques	98
Figure 41 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques	100

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

PTG : prothèse totale de genou

TKA : Total knee arthroplasty

3D : tridimensionnel

KOOS : Knee injury and Osteoarthritis Score

WOMAC : Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index

SF-12 : 12-Item Short-Form Health Survey

FRSQ : Fonds de Recherche en Santé du Québec

FRÉOM : Fondation de Recherche et d'Éducation en Orthopédie de Montréal

TM : trade mark

Asympt : asymptomatique

IRM : imagerie par résonance magnétique

mm : millimètres

LCA : ligament croisé antérieur

LCP : ligament croisé postérieur

° : degré

% : pourcent

AINS : anti-inflammatoire non stéroïdien

OTH : ostéotomie tibiale haute

PUC : prothèse unicompartmentale

Kg : kilogramme

PTH : prothèse totale de hanche

KL : Kellgren et Lawrence

Min : minimal

Max : maximal

ET : écart-type

IMC : indice de masse corporelle

m : mètre

REMERCIEMENTS

Je voudrais d'abord remercier Pascal-André Vendittoli et Nicola Hagemeister pour leur supervision et le soutien qu'ils m'ont témoigné tout au long de ma maîtrise. Je tiens également à remercier Alexandre Fuentes et Martin Lavigne pour leur implication dans le projet.

Je voudrais également souligner le travail du personnel du centre de recherche de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont, dont Serge Marquis, Daniel Lusignan et Janie Barry.

Ce travail de recherche a été financé par le Fonds de Recherche en Santé du Québec (FRSQ), le programme MENTOR des IRSC et la Fondation de Recherche et d'Éducation en Orthopédie de Montréal (FRÉOM).

Finalement, j'aimerais remercier ma conjointe Carolane Beauregard-Totaro pour son support, sa patience et sa compréhension qu'elle m'a témoignés tout au long de ma maîtrise.

INTRODUCTION

L'arthrose du genou est une affection articulaire dégénérative très prévalente dans la population(1). Lorsque sévère, l'arthrose peut mener à une atteinte fonctionnelle importante et l'arthroplastie totale représente le traitement définitif de choix. Différents dessins d'implants sont utilisés en pratique clinique et chacun présente des caractéristiques biomécaniques spécifiques revendiquées par les constructeurs. La compréhension progressive de la cinématique complexe du genou a mené à la conception de nouveaux designs d'implants ayant comme objectif de reproduire cette dernière. Cependant, on ne sait pas si ces améliorations biomécaniques remplissent ce rôle lors de la marche.

L'objectif primaire de ce projet de recherche est de comparer la biomécanique tridimensionnelle (3D) de deux différents designs de PTG chez le même patient. Chaque patient a une PTG traditionnelle (NexgenTM, Zimmer, Warsaw, USA) dans un genou et un implant de nouvelle génération (TriathlonTM, Stryker, Mahwah, USA) dans le genou contralatéral. La prothèse de nouvelle génération offre un plus grand degré de liberté en rotation permettant le pivot fémoro-tibial et présente un radius de flexion unique entre 10 et 110 degrés de flexion, mimant l'anatomie naturelle. Les objectifs secondaires sont de comparer les résultats biomécaniques des PTG avec ceux de genoux asymptomatiques et de comparer les résultats cliniques subjectifs entre les différents types de PTG chez le même patient.

La première hypothèse de recherche est que la cinématique à la marche de l'implant de nouvelle génération reproduira mieux la cinématique des genoux asymptomatiques comparativement à l'implant traditionnel. La seconde hypothèse est que l'implant TriathlonTM conçu pour permettre un pivot aura une plus grande amplitude de mouvement de rotation dans le plan transverse comparativement à l'implant traditionnel. La dernière hypothèse est que les résultats cliniques subjectifs seront meilleurs pour la PTG de nouvelle génération.

Pour atteindre les objectifs de recherche, la cinématique à la marche de quinze patients avec une PTG traditionnelle dans un genou et un implant de nouvelle génération dans le genou contralatéral sera analysée avec le KneeKG (EMOVI Inc. Canada). Les résultats de la cinématique des PTG seront également comparés avec ceux de 35 genoux asymptomatiques (asympt). Un groupe supplémentaire d'environ 15 sujets avec une PTG unilatérale ou bilatérale de type TriathlonTM ou NexgenTM ont également fait l'objet d'une analyse cinématique. Finalement, l'évaluation clinique des patients avec une PTG bilatérale comprendra l'amplitude de mouvement des genoux, la mesure radiologique de l'axe mécanique, des scores validés : le Knee injury and Osteoarthritis Score (KOOS)(2), le Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC)(3) et le 12-Item Short-Form Health Survey (SF-12)(4) ainsi qu'un questionnaire subjectif de perception articulaire(5).

Ce mémoire de maîtrise est divisé en cinq chapitres. Le premier comprend une revue de la littérature et le deuxième présente les objectifs ainsi que les hypothèses de travail. La méthodologie sera décrite au troisième chapitre. Les résultats seront présentés au quatrième chapitre. Finalement, une discussion de l'ensemble des résultats ainsi que la conclusion seront présentées au cinquième chapitre.

CHAPITRE 1 – REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 ANATOMIE ET BIOMÉCANIQUE DU GENOU SAIN

Du point de vue osseux, le genou est formé par la réunion de l'extrémité distale du fémur, de l'extrémité proximale du tibia et de la rotule. Spécifiquement, le fémur est composé du condyle interne, du condyle externe et de la trochlée. Le tibia comporte un plateau latéral convexe et un plateau médial concave. La rotule est le plus gros os sésamoïde du corps et comprend des facettes médiale et latérale(6). L'articulation du genou comprend les articulations fémoro-tibiale et patello-fémorale. À l'intérieur de l'articulation, entre le fémur et le tibia, se retrouvent deux structures fibrocartilagineuses en forme de croissant : les ménisques médial et latéral (Figure 1). Le ménisque médial a une forme évasée alors que le latéral est plutôt circulaire. Les ménisques sont composés d'environ 70 % d'eau et de 30 % de matière organique, dont du collagène et des protéoglycanes. Ils assurent des fonctions biomécaniques importantes incluant la transmission et la répartition des contraintes, la stabilité articulaire, la lubrification articulaire et la proprioception(7).

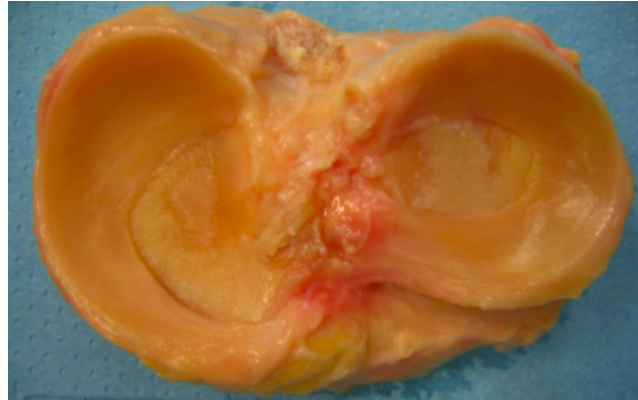


Figure 1 – Les ménisques du genou

Ménisque médial à gauche avec une forme évasée. Ménisque latéral à droite avec une forme plus circulaire.

Tiré et reproduit avec permission de Berhouet(8)

Copyright © 2013 Elsevier Masson SAS. Tout droit réservé

La stabilité articulaire du genou est principalement assurée par la capsule, les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) ainsi que par les structures ligamentaires médiale et latérale. Le LCA origine de la surface antéro-médiale du tibia en postérieur de la corne antérieure du ménisque médial. Il s'insère sur la face médiale du condyle fémoral latéral. Il comprend deux faisceaux : le faisceau antéro-médial et le faisceau postéro-latéral(9). Son rôle est de limiter la translation antérieure et la rotation interne excessive du tibia par rapport au fémur. Le LCP origine de la face postérieure du tibia et s'insère sur l'aspect latéral du condyle fémoral médial. Il est également composé de faisceaux distincts : les faisceaux antéro-latéral et postéro-médial. Son rôle est de résister la translation postérieure du tibia sur le fémur(10) (Figure 2).

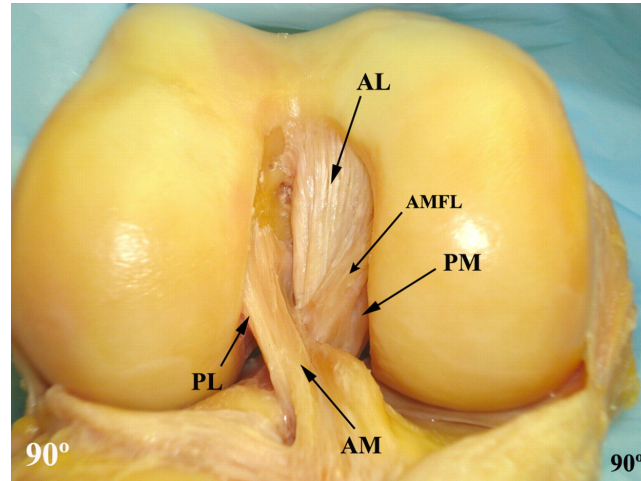


Figure 2 – Ligaments croisé antérieur et croisé postérieur du genou

(Genou droit à 90° de flexion. AM : faisceau antéro-médial du ligament croisé antérieur, PL : faisceau postéro-latéral du ligament croisé antérieur, AL : faisceau antéro-latéral du ligament croisé postérieur, PM : faisceau postéro-médial du ligament croisé postérieur, AMFL : ligament ménisco-fémoral antérieur.)

Tiré et reproduit avec permission de Forsythe(11)

Copyright (2009), avec permission du Journal of Bone and Joint Surgery American

Du côté latéral, la stabilité est assurée par les structures du coin postéro-latéral. Il est composé du ligament collatéral latéral, du complexe du tendon du poplité, du ligament poplitéofibulaire et de la capsule postéro-latérale (Figure 3). La bandelette ilio-tibiale ainsi que la longue et courte portion du biceps fémoral ajoutent une stabilité dynamique. Le rôle des structures du coin postéro-latéral est de résister le varus, la rotation externe du tibia ainsi que la translation postérieure du tibia(12).

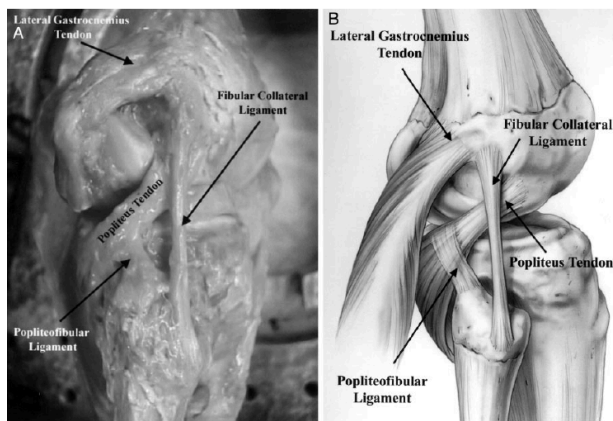


Figure 3 – Structures du coin postéro-latérale du genou

(fibular collateral ligament : ligament collatérale latéral, popliteofibular ligament :
ligament poplitéofibulaire, popliteus tendon : tendon du poplité)

Tiré et reproduit avec permission de LaPrade(13)

Copyright 2003, American Orthopadic Society for Sports Medicine

En médial, la stabilité est principalement assurée par le ligament collatéral médial. Il est composé du ligament collatéral médial superficiel et profond. Le ligament collatéral médial superficiel est la structure la plus large sur le bord médial du genou, alors que le ligament collatéral médial profond est un épaissement de la capsule médiale. Le ligament postérieur oblique participe également à la stabilité en valgus et consiste en des attaches fasciales reliant le tendon du semi-membraneux au fémur(14) (Figure 4).

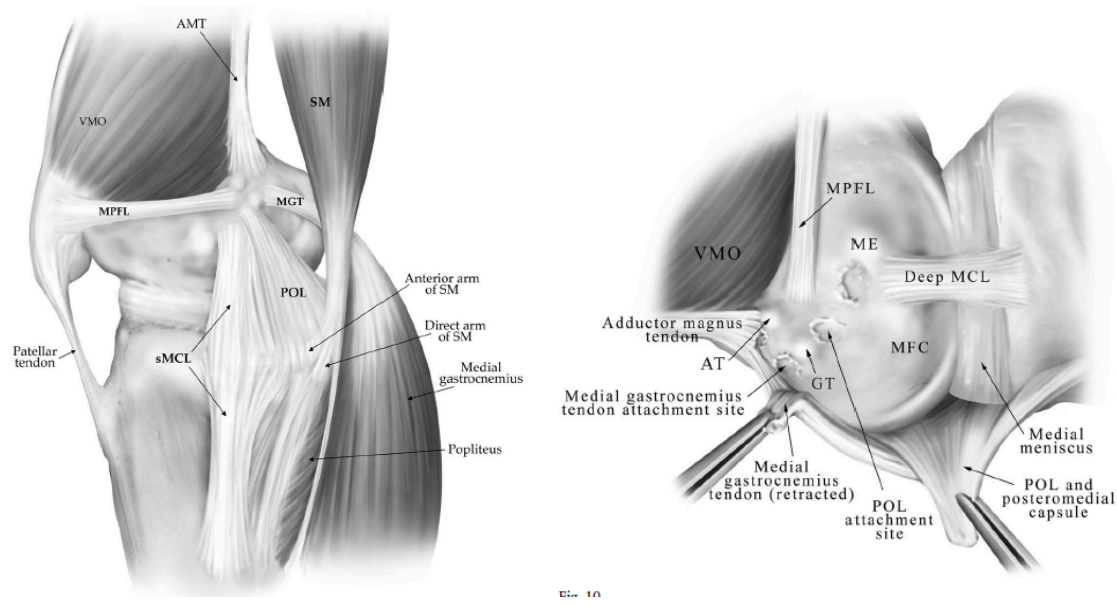


Figure 4 – Anatomie médiale du genou

(sMCL : ligament collatéral médial superficiel, POL : ligament postérieur oblique, deep MCL : ligament collatéral médial profond)

Tiré et reproduit avec permission de Laprade(14)

Copyright (2007), avec permission du Journal of Bone and Joint Surgery American

L'axe mécanique de la jambe est formé par une ligne passant par le centre de la tête fémorale au travers du centre du genou et dans le milieu du talus. Cet axe forme un angle de 3° avec l'axe vertical du corps(15, 16). L'axe anatomique du fémur forme un angle de $6^\circ \pm 2^\circ$ en valgus avec l'axe mécanique et un angle de 9° par rapport à l'axe vertical(15, 16) (Figure 5). L'axe anatomique du tibia se trouve à 3° de varus par rapport à l'axe vertical. L'axe transverse du genou est perpendiculaire à l'axe vertical du corps(15, 16).

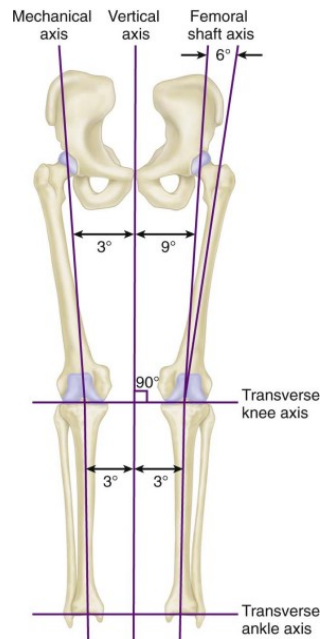


Figure 5 – Axes du membre inférieur

Tiré et reproduit avec permission de Campbell's Operative Orthopaedics, 12th Edition(16)

Copyright Elsevier (2012)

La cinématique représente l'analyse des mouvements du corps humain sans considérer les forces qui les provoquent. L'articulation du genou comprend six degrés de liberté. Cela lui permet d'effectuer trois mouvements de rotation, soit la flexion-extension dans le plan sagittal, l'adduction-abduction dans le plan frontal et la rotation interne-externe dans le plan transverse, et trois translations, en antéropostérieur, médiolatéral et proximodistal.

Dans le passé, l'acquisition de la cinématique 3D du genou a été réalisée, entre autres, par visualisation directe des mouvements des os par des techniques d'imagerie médicale et par implantation de tiges intra corticales. Ishii et al(17) ont mesuré la cinématique de cinq genoux de volontaires sains entre 0° et 60° de flexion en position assise à l'aide de capteurs fixés de façon intra corticale avec des broches de Kirschner de 2.4 mm de

diamètre. La flexion du genou en décharge était associée à une rotation interne moyenne du tibia de $10.6^\circ \pm 2.8^\circ$ ainsi qu'à une adduction moyenne de $3.4^\circ \pm 1.2^\circ$ et d'une translation postérieure moyenne de $5.2 \text{ mm} \pm 1.7 \text{ mm}$. La géométrie 3D du genou et sa biomécanique naturelle ont également été investiguées par des études d'imagerie par résonance magnétique(18-22) (IRM) dynamique et par fluoroscopie(23). Les études en IRM ont permis de décrire les surfaces articulaires médiale et latérale, les axes de flexion et de rotation longitudinale ainsi que la cinématique 3D du genou normal. Les surfaces articulaires fémorales sont circulaires dans le plan sagittal et leur rotation se fait autour de leur centre. En médial, le condyle fémoral comprend en postérieur une facette de flexion et en antérieur une facette d'extension. La surface articulaire tibiale médiale est concave et présente une inclinaison de 11° en proximal et en antérieur dans le plan sagittal(18-22) (Figure 6).

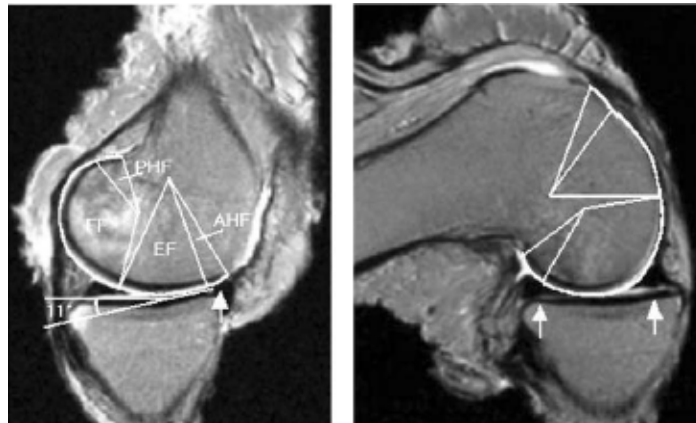


Figure 6 – Facettes de flexion et d'extension du condyle fémoral médial

(FF : Facette de flexion, EF : facette d'extension)

Tiré et reproduit avec permission de Freeman(19)

Copyright (2005), avec permission de Elsevier

En latéral, le condyle fémoral a également une facette de flexion en postérieur. Cependant, la surface antérieure est courte et plate alors que la surface tibiale latérale est convexe(18-22). L'axe de flexion se situe au niveau du centre des facettes de flexion médiale et latérale et est assez stable durant la majorité de l'amplitude de mouvement. Plus spécifiquement, l'axe pénètre l'épicondyle latéral à l'attache du ligament collatéral latéral et sort en médial à environ 13 millimètres (mm) en postérieur et en distal de l'épicondyle(19). Une étude de la cinématique 3D en IRM dynamique sur 10 genoux sains en mise en charge a démontré qu'entre -5° d'extension et 120° de flexion, le condyle fémoral latéral fait une translation postérieure moyenne de 21.1 ± 4.7 mm alors que le condyle fémoral médial effectue un mouvement postérieur de 1.4 ± 3.3 mm(19). Ce différentiel résulte en une rotation externe du fémur de 20° à 30° autour d'un axe médial (19, 20, 22), entraînant un pivot médial. La majorité de cette rotation s'effectue en début de flexion. Entre 120° et 140° de flexion, toujours en mise en charge, les condyles fémoraux latéral et médial ont démontré une translation postérieure moyenne similaire de 9.8 ± 2.1 mm et 8.4 ± 2.1 mm respectivement(20), résultant en peu de rotation dans cette amplitude de mouvement. En flexion complète, le condyle fémoral latéral est presque subluxé en postérieur alors que le condyle médial se trouve sur la corne méniscale postérieure(20). Une analyse fluoroscopique in vivo sur cinq genoux sains(23) a également démontré une translation postérieure moyenne plus marquée du condyle fémoral latéral comparativement au condyle médial chez la majorité des sujets lors de la flexion du genou (12.7 mm vs 2.9 mm) et lors de la marche (4.3 mm vs 0.9 mm), résultant en une rotation longitudinale externe du fémur lors de la flexion autour d'un pivot médial. Les auteurs ont cependant rapporté le cas d'un sujet ayant eu une

translation postérieure du condyle médial de 9.0 et 5.8 mm respectivement lors de la flexion du genou et à la marche entraînant un pivot latéral. Une autre étude(24) a rapporté que seulement 60 % de leurs sujets avec un genou sain (6 patients sur 10) ont démontré un pivot médial lors de la marche, alors que trois patients avaient un pivot latéral et un avait un patron sans pivot. Lors de la flexion du genou, 80 % des sujets avaient un pivot médial, comparativement à 10 % qui démontraient un pivot latéral et à 10 % qui avaient un patron sans pivot.

La cinématique de la flexion du genou autour d'un pivot médial entraîne donc un déplacement postérieur du contact articulaire, et ce de façon plus marquée en latéral qu'en médial. Ce déplacement postérieur du contact articulaire ainsi que la rotation externe du fémur permettent d'éviter l'accrochage osseux postérieur et optimisent ainsi l'amplitude articulaire en flexion. De plus, ce phénomène augmente le bras de levier du mécanisme extenseur en flexion(19, 22), ce dernier étant la distance entre la rotule et l'axe de flexion.

1.2 DÉGÉNÉRESCENCE ARTICULAIRE DU GENOU ET SES IMPLICATIONS

Le cartilage recouvre les surfaces articulaires et fournit une surface résiliente, avec peu de friction et avec beaucoup de résistance en compression afin de diminuer le stress sur l'os sous-chondral(25). Le cartilage est composé d'eau à 65-80 %, de collagène à 10-20 %, de protéoglycanes à 10-15 % et de 5 % de chondrocytes(26). L'eau sort et entre du cartilage de façon à permettre la déformation de la surface articulaire en réponse au stress. Le

collagène type II forme la presque totalité du collagène du cartilage. Il fournit la force tensile au cartilage. Les protéoglycanes fournissent quant à eux la force compressive. Les chondrocytes produisent le collagène, les protéoglycanes et d'autres enzymes impliquées dans le métabolisme du cartilage, dont les métalloprotéinases et les inhibiteurs tissulaires de la métalloprotéinase(26). L'arthrose est un processus articulaire dégénératif impliquant une combinaison de changement biologiques qualitatifs résultant en une perte de l'homéostasie biomécanique du cartilage articulaire et amenant sa dégénérescence secondaire au stress mécanique(25). Au niveau cellulaire, le cartilage ostéoarthritique est caractérisé par une augmentation de son contenu en eau, par une altération des protéoglycanes et une liaison de ces dernières à l'acide hyaluronique. La concentration d'acide hyaluronique est diminuée à entre la moitié et le tiers de sa valeur normale(27). Le collagène présente également des anomalies par l'action des métalloprotéinases(26).

Au niveau macroscopique, l'arthrose amène une détérioration des surfaces portantes, suivie par la formation d'ostéophytes et de kystes sous-chondraux ainsi que par l'atteinte de la jonction ostéochondrale (Figure 7). La dégénérescence du cartilage et des microfractures sous-chondrales exposent les surfaces osseuses et entraînent un pincement articulaire(26).



Figure 7 – Radiographies d’un genou avec arthrose sévère

Radiographies antéro-postérieure et latérale du genou droit montrant une arthrose tricompartmentale sévère du genou droit à prédominance médiale, avec déformation en varus, subluxation latérale du tibia, ostéophytes et kyste sous-chondral

Cliniquement, le patient avec de l’arthrose de genou présentera de la douleur de type mécanique avec une limitation fonctionnelle variant la plupart du temps selon la sévérité de l’atteinte. Un épanchement articulaire peut être présent de façon intermittente ou constante. Une démarche antalgique peut être observée. L’alignement statique peut présenter une déformation en varus ou en valgus. Le patient aura souvent de légères contractures en flexion et en extension. La palpation des interlignes articulaires ainsi que des facettes de la rotule peuvent être douloureuses.

1.3 TRAITEMENT DE LA DÉGÉNÉRESCENCE ARTICULAIRE DU GENOU

Les options de traitement de la dégénérescence articulaire du genou suivent un algorithme selon le degré de sévérité de l'atteinte et se divisent en traitements non chirurgicaux et chirurgicaux(25, 28). Le traitement non chirurgical est réservé pour les patients jeunes, avec une arthrose légère à modérée, pour qui il est souhaitable de retarder le plus possible une option chirurgicale. Son but est de diminuer la douleur et d'optimiser la fonction du patient. Une première modalité est une modification des habitudes de vie et des activités. Le patient doit éviter la position debout prolongée et les activités à haut impact sur le genou, telles que la course et les sauts. Il sera encouragé à avoir un poids santé et à pratiquer des activités moins stressantes sur les genoux, comme le vélo et la natation. Un programme d'exercices peut également avoir un effet bénéfique sur le genou arthrosique. Les exercices d'amplitude de mouvement préviennent ou réduisent les contractures alors que les exercices de renforcement aident à stabiliser le genou, augmentant ainsi la fonction et diminuant la douleur. L'utilisation d'une aide technique à la marche telle une canne peut aider à diminuer le stress mécanique sur le genou atteint. Une orthèse est une autre option intéressante de traitement conservateur pour les atteintes unicompartimentales pour des patients jeunes désirant poursuivre un style de vie actif(25, 28, 29). L'orthèse est réservée pour les patients avec un alignement passivement corrigible de moins de 10° de varus ou de valgus, alors qu'une instabilité médiale ou latérale significative représente une contre-indication. Le but de l'orthèse est de réduire le stress mécanique sur le compartiment dégénératif. Ainsi, une orthèse de valgisation pourra soulager un patient avec une atteinte unicompartimentale médiale.

Du point de vue pharmacologique, le traitement de première ligne constitue l'usage régulier d'acétaminophène. Son efficacité analgésique ainsi son profil favorable d'effets secondaires font de ce médicament une option de choix(25). L'anti-inflammatoire non stéroïdien (AINS) est un agent très efficace dans le traitement de l'inflammation et de la douleur du genou arthrosique. Ce médicament a par contre plusieurs effets secondaires tels la dyspepsie, les ulcères gastro-intestinaux, la toxicité rénale et l'insuffisance cardiaque. Il est contre-indiqué chez les patients avec antécédents de saignement gastroduodénale, d'hypertension artérielle non contrôlée, d'insuffisance cardiaque, de maladie cardiaque athérosclérotique, d'accident vasculocérébral et d'insuffisance rénale.

Les patients n'ayant pas répondu à la modification des activités ainsi qu'au traitement pharmacologique de première ligne pour une période de six à huit semaines peuvent bénéficier d'une infiltration intra-articulaire de corticostéroïde ou de viscosupplémentation. L'infiltration de corticostéroïde peut améliorer la symptomatologie pour une période variable allant de quelques jours à 6 mois ou plus. Elles sont limitées à trois ou quatre par année(25). Une revue systématique d'études de niveau 1(30) n'a cependant rapporté qu'une réduction significative de douleur d'une semaine entre les groupes placebo et traitement. Cette différence de diminution de douleur entre les groupes était une moyenne de 22 % sur l'échelle visuelle analogue. Les auteurs concluent que les infiltrations de corticostéroïde font partie de l'algorithme de traitement à court terme de l'arthrose du genou, mais que pour le soulagement à long terme, le clinicien devrait considérer d'autres options.

Tel que décrit dans la section sur la dégénérescence articulaire du genou et ses implications, la concentration d'acide hyaluronique est diminuée dans le genou arthrosique. Les effets de filtre et de barrière du liquide synovial sont également altérés, engendrant une diminution de la disponibilité des nutriments et une diminution de l'élimination des substances articulaires. La perte de lubrification articulaire augmente le stress mécanique, ce qui endommage le collagène(27). La viscosupplémentation d'acide hyaluronique chez le genou arthrosique peut être bénéfique par plusieurs mécanismes d'actions. On compte des effets anti-inflammatoire, anabolique, analgésique et chondroprotecteur. À cela s'ajoute une augmentation de la viscosité et de l'élasticité du liquide synovial. Une revue systématique Cochrane de soixante-seize essais randomisés(31) a démontré une amélioration de la douleur et de la fonction surtout pour la période entre cinq et treize semaines post injection. Un effet plus durable comparativement à l'infiltration de corticostéroïde a été donc remarqué. La viscosupplémentation s'est également démontrée sécuritaire avec un taux d'effet secondaire variant entre 1 % et 8.3 %, selon les études. La réaction la plus commune est locale et consiste en de la douleur, de la chaleur et un œdème léger. La durée de ces réactions est habituellement de 24 à 48 heures(27).

Lorsque le traitement conservateur a échoué ou que l'atteinte dégénérative est trop avancée, le traitement chirurgical doit être considéré. Le traitement chirurgical le moins invasif est le débridement arthroscopique, mais la littérature n'a pas démontré un effet bénéfique par rapport au traitement placebo(28). L'ostéotomie tibiale haute (OTH) permet de rediriger l'axe mécanique de la surface dégénérée de l'articulation vers un

compartiment bien préservé de façon à mettre le plan de l'articulation du genou parallèle au sol (Figure 8). Cette procédure a comme avantage que le patient n'a aucune restriction par rapport à ses activités en postopératoire en plus de pouvoir repousser de quelques années la nécessité d'une prothèse totale de genou. L'indication de l'OTH est le traitement de l'arthrose unicompartmentale médiale ou latérale chez un patient habituellement âgé de moins de 65 ans. Cette procédure est contre-indiquée chez les patients avec une atteinte significative d'un autre compartiment du genou et chez ceux avec une arthrite inflammatoire. Le patient doit avoir au moins 90° d'amplitude de mouvement. Le degré de correction devrait être entre 5° et 13° pour que l'OTH soit pratiquée.(28).



Figure 8 – Ostéotomie tibiale haute valgissante à coin ouvert

Tiré et reproduit avec permission de Feeley(28)

Une autre option pour une arthrose unicompartmentale est la prothèse unicompartmentale (PUC)(28, 32). Cette prothèse ne remplace qu'une partie de l'articulation (Figure 9). Les indications classiques sont une atteinte unicompartmentale, un patient avec un faible niveau d'activité âgé de plus de 60 ans, un poids plus bas que 82 kilogrammes (kg), une amplitude de mouvement de plus de 90°, moins de 5° de contracture en flexion et une déformation angulaire de moins de 15° qui est corrigible passivement jusqu'à la position neutre. Les patients avec une rupture du LCA ou avec des signes radiologiques d'arthrose patello-fémorale ne sont pas des candidats à la PUC. Une étude(33) a par contre rapporté des résultats favorables de la PUC chez des patients avec une rupture de LCA si la pente de la composante tibiale était de moins de 7°. Malgré tout, la rupture du LCA est maintenant considérée plutôt comme une contre-indication relative à la PUC. Une autre option pour ce groupe de patient est de reconstruire le LCA en combinaison avec la PUC. Certaines études ont également rapporté de bons résultats avec la PUC chez des patients jeunes en terme de taux de survie, mais ces études ne faisaient pas mention du niveau d'activité des patients(28). Nous pouvons en conclure que le PUC peut être une option chez une clientèle plus jeune, mais à condition que le patient maintienne un niveau d'activité bas.

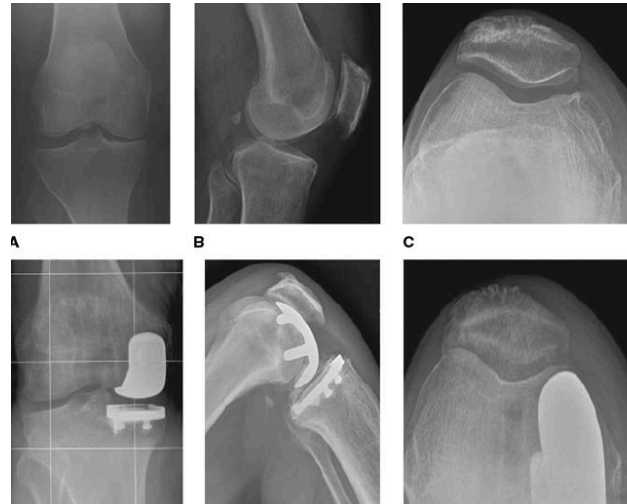


Figure 9 – Prothèse unicompartmentale médiale chez un patient avec une arthrose médiale isolée du genou

Tiré et reproduit avec permission de Feeley(28)

© 2010 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reproduit du *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Volume 18 (7), pp. 406-416 avec permission.

Lorsque, pour un patient avec un âge de plus de 50 ans, l'atteinte dégénérative touche plus d'un compartiment dans le genou, qu'elle est de stade modéré à sévère, que le traitement conservateur a été épuisé et/ou suite à un retour de la symptomatologie après une OTH ou une PUC, la prothèse totale de genou devient le traitement définitif de choix.

1.4 LA PROTHÈSE TOTALE DE GENOU

La prothèse totale de genou correspond à une prothèse tricompartmentale remplaçant la totalité des surfaces articulaires du genou, soit le fémur, le tibia et la rotule. L'exécution d'une PTG suit les principes fondamentaux suivants : la composante fémorale doit être

alignée perpendiculairement à l'axe mécanique du fémur, alors que la composante tibiale doit être perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia. Les rotations interne/externe et antérieure/postérieure de la composante fémorale sont ajustées de façon à avoir des espaces en flexion et en extension égaux. Des relâches ligamentaires et des tissus mous sont faites si nécessaire pour équilibrer le genou. L'implantation d'une prothèse totale de genou peut être divisée en quatre étapes de base. La première étape est la préparation de l'os où les surfaces cartilagineuses endommagées de l'extrémité du fémur et du tibia sont réséquées avec une petite quantité d'os sous-jacente. Le cartilage et l'os réséqués sont remplacés par des composantes en métal. La troisième étape est le resurfaçage de la rotule avec un bouton de polyéthylène. Cette étape n'est pas pratiquée de façon systématique. La dernière étape consiste à insérer un polyéthylène entre les surfaces métalliques pour créer une surface de glissement lisse.

La réalisation d'une PTG est par contre beaucoup plus complexe que ces quatre étapes de base. Le tout commence par une planification préopératoire rigoureuse (Figure 10). Les radiographies sont analysées et l'axe mécanique du membre inférieur est mesuré afin de voir si le genou est en varus, en valgus ou s'il est normo axé. Cette analyse a pour but de planifier les relâches des tissus mous si nécessaire en médial pour un varus et en latéral pour un valgus. Les coupes osseuses qui seront nécessaires sont également planifiées à ce moment-là. La PTG standard vise un axe mécaniquement neutre. Les coupes fémorale, distale et tibiale se font perpendiculairement à l'axe mécanique de façon à avoir une ligne articulaire parallèle au sol en appui bi-podal. L'angle entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur est mesuré afin de planifier à quel degré de valgus la coupe

fémorale distale doit être réalisée afin qu'elle soit perpendiculaire à l'axe mécanique. Une ligne perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia nous renseigne sur la coupe à effectuer au tibia. En général, en raison du valgus du fémur distal et du varus du tibia proximal, il est réséqué plus d'os en médial qu'en latéral au fémur et le contraire au tibia. La présence d'ostéophytes pouvant affecter la balance est notée dans le but de les enlever.

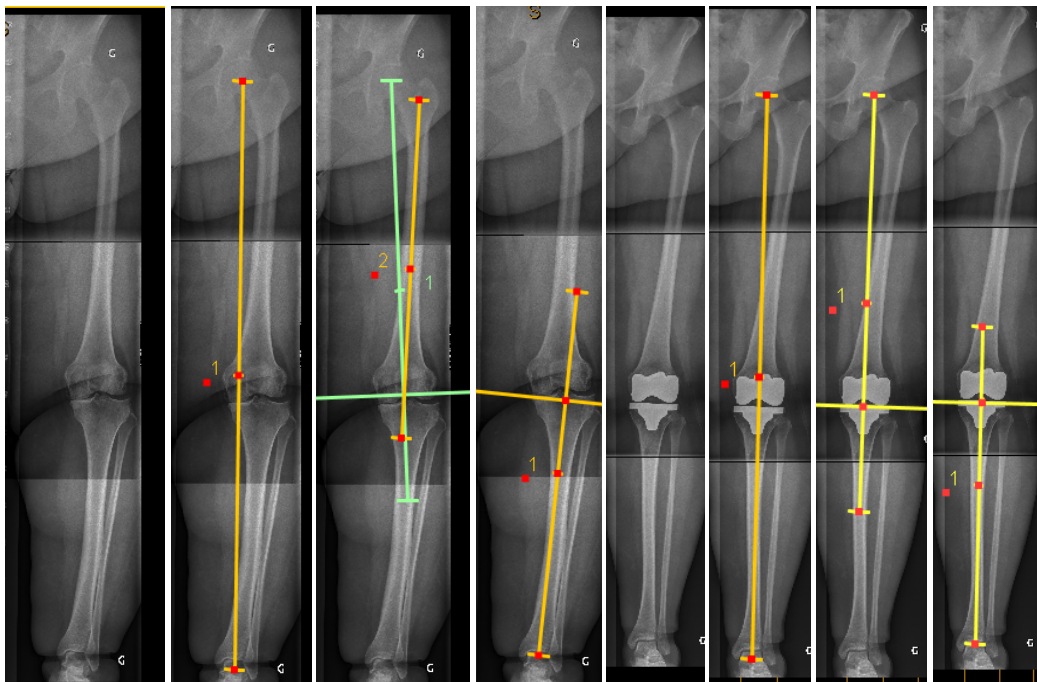


Figure 10 – Planification pré-opératoire d'une PTG et résultat post-opératoire

Radiographie d'un membre inférieur gauche démontrant une arthrose du genou à prédominance médiale. Axe mécanique démontrant un genou varus. Angle de 5° de valgus entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur. La coupe fémorale distale sera effectuée à 5° de valgus par rapport à l'axe anatomique du fémur de façon à être perpendiculaire à l'axe mécanique du fémur. La coupe tibiale sera faite perpendiculairement à l'axe mécanique du tibia. PTG démontrant un axe mécaniquement neutre avec des implants posés perpendiculairement à l'axe mécanique

En salle d'opération, une arthrotomie parapatellaire interne est effectuée. La coupe fémorale distale est faite en premier. Le guide intra médullaire est inséré dans le fémur et est placé à l'angle de valgus correspondant à celui planifié en préopératoire. La coupe fémorale distale est faite perpendiculairement à l'axe mécanique.

La prochaine étape est la coupe tibiale. Une tige d'alignement extra médullaire est utilisée. La rotation, l'alignement en varus/valgus ainsi que la pente tibiale sont réglés. La hauteur de la coupe est fixée à environ un centimètre sous la surface articulaire la moins dégénérée (par exemple en latéral pour un genou varus). La coupe tibiale est effectuée perpendiculairement à l'axe mécanique. Suite à la coupe tibiale, un bloc est placé sur la surface du tibia pour évaluer l'alignement en varus/valgus et la pente tibiale. Le genou est placé en extension pour évaluer l'espace en extension. Le genou est balancé en extension au besoin en effectuant les relâches appropriées. L'étape suivante consiste à régler la rotation fémorale et à mesurer la taille de l'implant fémoral. Tel que décrit dans la section portant sur l'anatomie du genou sain, le tibia proximal a une angulation de 3° de varus par rapport à l'axe vertical du corps. La coupe tibiale perpendiculaire à l'axe mécanique a enlevé plus d'os en latéral qu'en médial. Afin d'obtenir un espace en flexion rectangulaire, une rotation externe fémorale de 3° doit être réglée par rapport à l'axe des condyles postérieurs. En général, une coupe perpendiculaire à l'axe antéropostérieur ou parallèle à l'axe épicondylien sera en légère rotation externe par rapport à l'axe des condyles postérieurs (Figure 11).

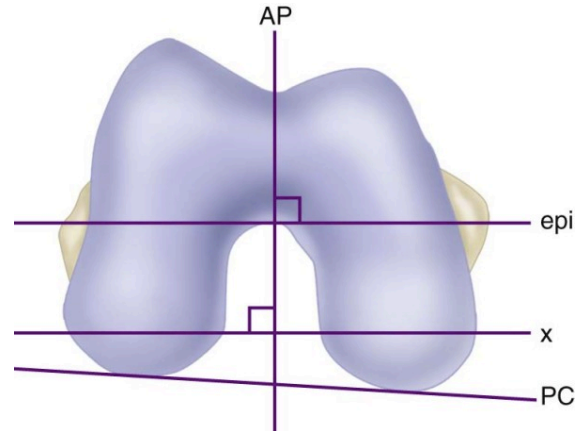


Figure 11 – Rotation fémorale

(AP : axe antéropostérieur, PC : axe des condyles postérieurs, epi : axe épicondylien, x :
ligne de résection)

Tiré et reproduit avec permission de Campbell's Operative Orthopaedics, 12th Edition(16)

Copyright Elsevier (2012)

Une fois la rotation fixée, un bloc de coupe 4 en 1 est fixé au fémur selon la rotation déterminée. Les coupes fémorales antérieures et postérieures ainsi que les chanfreins antérieur et postérieur sont effectués.

Le genou est ensuite balancé en flexion et en extension avec le bloc d'espacement. Des relâches sont faites au besoin. L'étape suivante consiste à faire les coupes de la boîte fémorale pour les implants postéro-stabilisés. Des composantes d'essai sont ensuite mises en place et la stabilité, l'amplitude de mouvement et la course rotulienne sont évaluées. Si jugée nécessaire par le chirurgien, la rotule peut être resurfaçée. Les implants définitifs

sont ensuite cimentés dans le genou. Le polyéthylène est mis en place entre le tibia et le fémur. L'arthrotomie et la peau sont refermées.

La technique précédemment décrite représente la technique conventionnelle d'implantation de PTG. Tel que décrit, les angulations des coupes fémorale et tibiale sont mesurées à l'aide de guides intra et extra médullaires. Dans le but d'augmenter la précision du positionnement des implants pour avoir un axe mécaniquement neutre, un système de navigation assisté par ordinateur peut être utilisé. Le système de navigation est contrôlé par un ordinateur et un logiciel. Il est composé d'un système de localisation optique mesurant la position et la localisation de cadres de référence attachés au fémur et au tibia. La caméra optique peut également suivre des instruments utilisés pour enregistrer la position et l'orientation des coupes osseuse ainsi qu'un stylo utilisé par le chirurgien pour numériser des repères osseux(34, 35). À l'aide du système de navigation, le chirurgien va créer un cadre de référence anatomique reliant la position et l'orientation des cadres de référence optique aux os sous-jacents. Les localisations de l'axe anatomique à la hanche, genou et à la cheville seront ainsi estimées, de même que la rotation fémorale. Le chirurgien pourra par la suite ajuster l'orientation des blocs de coupe au fémur et au tibia de façon à obtenir l'alignement désiré et l'épaisseur de coupe voulue. Le tout sera montré sur le moniteur de l'ordinateur (Figure 12).

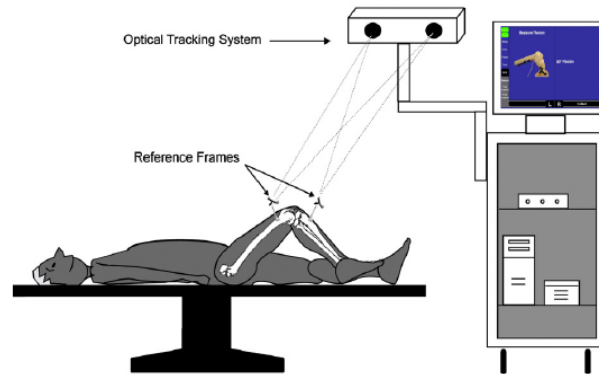


Figure 12 – Système de navigation de PTG

(Reference frame : cadre de référence, Optical tracking system : système de localisation optique)

Tiré et reproduit avec permission de Siston(34)

Copyright (2007), avec permission de Elsevier

L'utilisation de la navigation peut être avantageuse dans de nombreuses situations cliniques telles que la présence de déformation post traumatique extra articulaire, la présence de matériel proche du genou ou d'une longue tige de prothèse totale de hanche où l'insertion du guide fémoral intra médullaire est impossible. D'autres situations sont chez un patient obèse, un fémur ou un tibia avec un canal médullaire étroit ou avec une angulation (bowing) sévère(36, 37) (figure 13).

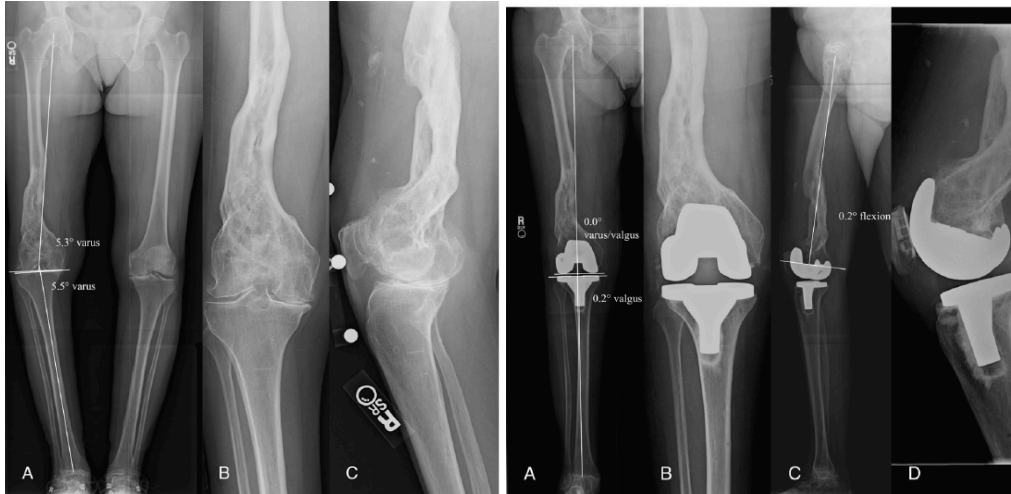


Figure 13 – PTG avec déformation extra articulaire

Exemple clinique d'une patiente avec déformation extra articulaire du fémur distal en séquelle d'une fracture ouverte du fémur avec arthrose sévère symptomatique du genou.

La PTG fut réalisée à l'aide d'un système de navigation.

Tiré et reproduit avec permission de Kuo(36)

Copyright (2011), avec permission de Elsevier

La précision de la navigation a été démontrée dans plusieurs études(37-39), où l'alignement postopératoire des implants s'est avéré meilleur avec la navigation comparativement à la technique conventionnelle.

1.5 RÉSULTATS CLINIQUES DES PROTHÈSES TOTALES DE GENOU

Les prothèses totales de genou, au même titre que les prothèses totales de hanche (PTH), sont reconnues comme des procédures rentables et efficaces en terme de soulagement de douleur et d'amélioration de la fonction chez les patients atteints d'arthrose sévère(40).

Plusieurs études ont démontré un excellent taux de survie à long terme pour divers designs de PTG. Il varie entre 95 % et 98 % à 10 ans(41-43), alors qu'il se situe entre 70.9 % et 92.5 % pour les études avec un suivi à plus long terme entre 15 et 23 ans(44-52). Malgré la diminution des douleurs et une meilleure fonction, les patients avec une PTG éprouvent des difficultés fonctionnelles résiduelles et n'atteignent pas le même niveau d'activité comparativement aux individus du même âge, surtout pour les activités biomécaniquement exigeantes(53, 54). Il a été démontré que ces activités exigeantes comme faire du jardinage, faire un squat, se mettre à genou, faire de la danse ou des déplacements latéraux correspondent aussi aux activités que les patients aimeraient pouvoir faire sans limitations après une PTG. Malheureusement, ce sont dans ces activités que les patients rapportent avoir le plus de difficultés(55). Pour ce qui est du retour aux activités sportives suite à une PTG, seulement environ 65 % des patients ont pu retourner à certaines activités sportives, et ce à un niveau plus bas et une fréquence moindre qu'avant le début de leur symptomatologie d'arthrose(28). Il a également été démontré que les résultats cliniques et fonctionnels ainsi que la satisfaction des patients sont meilleurs après une PTH comparativement à une PTG. La satisfaction globale des patients suite à une PTG se situe autour de 80 % alors qu'elle est de 90 % après une PTH(56). Collins et al.(5) ont rapporté que la perception articulaire ainsi que le score de WOMAC étaient inférieurs pour les PTG et les PUC comparativement au PTH et au resurfaçage de hanche. Dans le même sens, Bourne et al.(56) ont démontré que les patients avec une PTH avaient de meilleurs scores WOMAC, satisfaisaient plus souvent leurs attentes par rapport à la chirurgie et avaient une meilleure satisfaction globale comparativement aux patients avec une PTG. D'autres études se sont attardées aux

causes et aux facteurs prédictifs de mécontentement des patients suite à une PTG. Parmi ceux-ci, il y a une diminution de l'amplitude de mouvement(57, 58), un faible score Womac(57, 59), un alignement en varus(58), un âge avancé(58), un diagnostic préopératoire d'arthrite rhumatoïde(58), un bas score de santé mentale au SF-36 préopératoire(60), lorsque les attentes préopératoires ne sont pas rencontrées(59), une douleur préopératoire au repos(59) ainsi qu'une complication postopératoire nécessitant une réadmission à l'hôpital(59). La qualité de vie et la fonction suite à une PTG de type NexgenTM et TriathlonTM ont été étudiées. En effet, Kim et al.(61) ont démontré une amélioration du score total genou du Knee Society de 25 à 93 et une amélioration du score WOMAC de 65.2 à 28.9 suite à un suivi moyen de 10.3 ans de 100 genoux avec un implant NexgenTM. En ce qui a trait à la PTG TriathlonTM, Mencièrè et al.(62) ont rapporté un score genou total du Knee Society de 89.77 et un score KOOS total de 86 chez 43 genoux à un suivi moyen de 17.6 mois.

1.6 ÉVOLUTION DES DESIGNS DE PROTHÈSES TOTALES DE GENOU

Le dessin d'implant de prothèse totale de genou est influencé pour deux éléments principaux : la géométrie des surfaces articulaires et l'axe de rotation. Les premiers modèles de PTG remontent aux années 1890(63). Ces premiers implants étaient de type charnière (penteure) et leur taux d'échec était très élevé en raison d'une mauvaise métallurgie, d'une fixation inadéquate et d'un taux d'infection très élevé. Le début de l'ère moderne des PTG a été marqué par l'apparition de la prothèse condylienne totale au début des années 1970(16) (Figure 14). Ce type de prothèse, où les ligaments croisés

étaient sacrifiés, comportait des surfaces articulaires contraignantes pour éviter l'usure du polyéthylène et l'instabilité. Aucun mouvement de translation fémoro-tibiale n'était possible. L'amplitude articulaire en flexion était limitée à environ 90° à 100° en raison du contact prématuré de la métaphyse fémorale sur la surface articulaire tibiale.

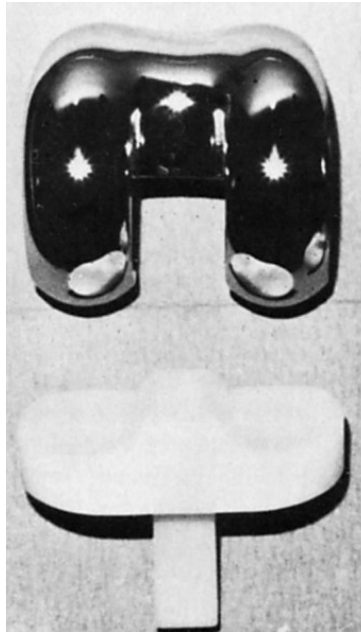


Figure 14 – Prothèse condylienne totale

Tiré et reproduit avec permission de Campbell's Operative Orthopaedics, 12th Edition(16)

Copyright Elsevier (2012)

Par la suite, l'analyse en deux dimensions sur des vues latérales de radiographie simple du genou naturel a révélé une translation postérieure du fémur sur le tibia, appelée alors le roulement fémoral « roll back », autour d'un axe de flexion variable. La conception d'implant s'est alors orientée vers la reproduction de ce roulement fémoral que l'on pensait être la seule composante de la cinématique du genou lors de la flexion. Deux types d'implants ont alors été conçus. Les prothèses épargnant le ligament croisé

postérieur et les prothèses de type postéro-stabilisées. Dans le premier type d'implant, le ligament croisé postérieur est épargné afin de faciliter le roulement fémoral. Dans le deuxième type d'implant, le ligament croisé postérieur est réséqué lors de la chirurgie et remplacé par un mécanisme comprenant un poteau tibial « tibial post » sur la surface tibiale et une came sur la surface fémorale « femoral cam ». Lors de la flexion, la came fémorale s'engage sur le poteau tibial central à environ soixante-dix degrés de flexion et entraîne une translation antérieure du tibia. Cette translation tibiale déplace le point de contact articulaire fémoro-tibial en postérieur, reproduisant le roulement fémoral et permettant une plus grande amplitude de flexion (Figures 15 et 16).

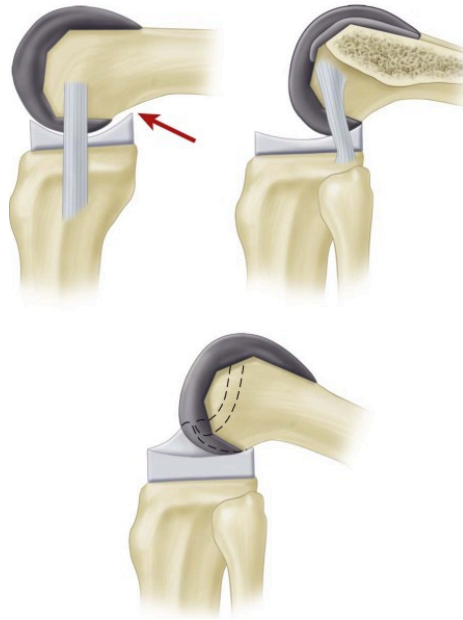


Figure 15 – Évolution des prothèses de genou

Contact métaphysaire précoce avec une prothèse condylienne totale en haut à gauche.
 Reproduction du roulement fémoral avec l'action du ligament croisé postérieur en haut à droite ou avec l'engagement de la came fémorale sur le poteau tibial sur la figure du bas.

Tiré et reproduit avec permission de Campbell's Operative Orthopaedics, 12th

Edition(16)

Copyright Elsevier (2012)

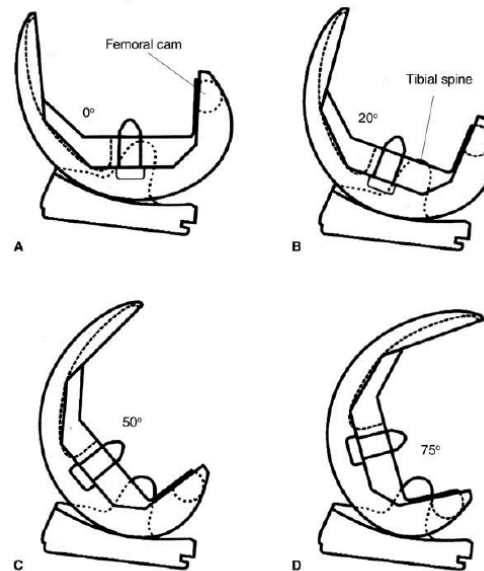


Figure 16 – Prothèse totale de genou postéro-stabilisée

Engagement de la came fémorale sur le poteau tibial lors de la flexion du genou

(Femoral cam : came fémorale, tibial spine : poteau tibial)

Tiré et reproduit avec permission de Morgan(64)

Reproduit avec permission de Zimmer

Tel que décrit dans la section portant sur la cinématique du genou sain, les avancées sur la connaissance de la biomécanique du genou naturel ont démontré que le roulement fémoral n'était pas la seule composante de la cinématique du genou lors de la flexion et qu'il était plutôt une mauvaise perception liée à des méthodes d'analyse peu sophistiquées. Le genou normal présenterait donc plutôt lors de la flexion une translation postérieure plus marquée du condyle fémoral latéral entraînant une rotation externe du fémur autour d'un pivot médial dans la majorité des cas, mais pas dans tous les cas. Ces nouvelles connaissances ont mené à la conception de nouveaux implants ayant comme objectif de mieux reproduire cette biomécanique. Cette nouvelle génération d'implants

compte entre autres les prothèses à pivot médial obligatoire ainsi que les prothèses ayant une liberté de pivot. Les prothèses à pivot médial comportent une plus grande congruence articulaire en médial qu'en latéral afin de permettre la rotation interne du tibia lors de la flexion autour d'un pivot médial. De bons résultats fonctionnels ainsi qu'une bonne durabilité à moyen terme ont été démontrés avec ce type d'implant(65, 66). Des études fluoroscopiques(67, 68) ont également mis en évidence une rotation interne du tibia autour d'un axe médial lors de la montée et de la descente d'une marche et lors d'un mouvement de pivot, reproduisant ainsi un patron biomécanique semblable à celui d'un genou sain ayant un pivot médial. Cependant, comme il a été mentionné dans la partie portant sur l'anatomie et la biomécanique du genou sain, ce ne sont pas tous les genoux qui ont un pivot médial. Cela fait en sorte que pour certain patient ayant un pivot latéral, ce genre de design à pivot médial obligatoire ne reproduit pas leur cinématique naturelle. De plus, ces études n'ont pas analysé pas la cinématique de ces implants à la marche. Une étude n'a cependant pas trouvé de différence dans l'amplitude de mouvement de flexion mesurée à un an postopératoire entre des implants à pivot médial et des implants traditionnels postéro-stabilisés (111° vs 109°) respectivement(69).

Tel qu'énoncé précédemment, certains genoux normaux ont un pivot latéral ou un patron sans pivot lors de la flexion du genou et lors de la marche(23, 24). Dennis et al.(24) ont analysé par fluoroscopie la cinématique dans le plan transverse de 10 genoux normaux et de 261 PTG lors de la marche et de 550 PTG lors d'une flexion de genou à 90° . Trente-trois différents designs de PTG ont été analysés, dont des implants épargnant les deux ligaments croisés, des implants épargnant le ligament croisé postérieur et des implants

postéro-stabilisés. La position du pivot durant la phase d'appui de la marche était similaire pour les PTG (médial : 53 %, latéral : 37 %, pas de pivot 10 %) et les genoux normaux (médial : 60 %, latéral : 30 %, pas de pivot 10 %). La position du pivot lors de la flexion du genou différait un peu plus entre le groupe normal (médial : 80 %, latéral 10 %, pas de pivot 10 %) et le groupe PTG (médial : 55 %, latéral 37 %, pas de pivot 8 %). Les amplitudes de mouvement dans le plan transverse étaient par contre moindres pour le groupe PTG, leur design n'étant pas fait pour permettre du mouvement dans ce plan. Le sujet des amplitudes de mouvement dans le plan transverse des PTG sera abordé dans la section sur l'analyse de marche dans le plan transverse des PTG.

Devant cette hétérogénéité de la position du pivot, des implants avec une liberté de pivot ont été conçus. L'implant TriathlonTM de Stryker fait partie de cette nouvelle génération de prothèse de genou. Des propriétés mécaniques de l'implant permettraient jusqu'à 20° de rotation tibiale interne et externe favorisant ainsi le pivot naturel du genou sans restriction. L'implant est conçu pour permettre une liberté de pivot, soit un pivot médial, un pivot latéral ou un patron sans pivot selon l'anatomie du patient. Une étude cinématique fluoroscopique(70) sur 20 genoux ayant un implant avec des caractéristiques mécaniques similaires à la PTG TriathlonTM a été réalisée (implant ScorpioTM de Stryker). L'analyse dans le plan transverse a démontré une rotation externe du fémur moyenne de $14.9^\circ \pm 5.5^\circ$ lors d'un mouvement de flexion complet en mise en charge. Quinze des 20 genoux ont démontré un pivot médial. Le patron cinématique démontrait un pivot médial entre l'extension et la flexion jusqu'à 60°, alors qu'entre 60° et la flexion complète, la cinématique changeait pour un roulement bicondylien, où les deux condyles allaient en

postérieur. Cette étude a démontré que cet implant reproduit bien la cinématique du genou naturel lors de la flexion en mise en charge, mis à part une amplitude de rotation axiale un peu moindre comparativement au genou sain qui varie entre 20° et 30° (19, 20, 22). Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a analysé la cinématique à la marche de ce design d'implant.

L'axe de rotation est un autre élément clé du design d'implant. Une première théorie concernant l'axe de flexion du genou est qu'il varie de façon hélicoïdale au cours de la flexion du genou résultant en un axe de flexion multiple en forme de « J ». L'implant NexgenTM de Zimmer a été conçu selon cette théorie et comporte une surface fémorale en forme de « J » avec un axe de flexion variable à multiples rayons (Figure 17).

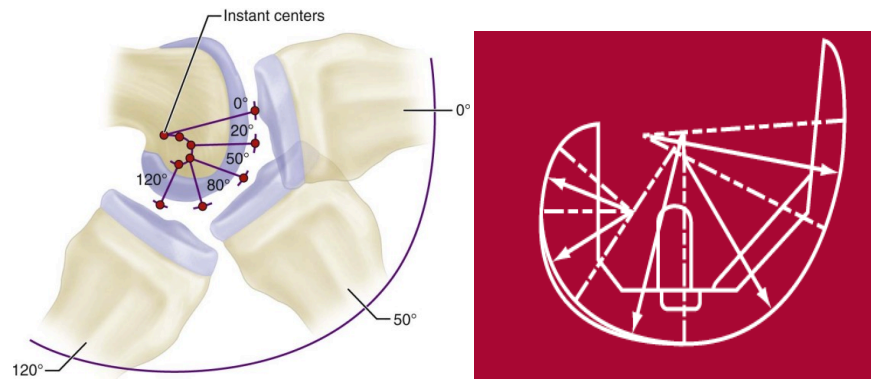


Figure 17 – Surface articulaire en forme de « J » et implant à rayons multiples

Tiré et reproduit avec permission de Campbell's Operative Orthopaedics, 12th Edition(16)

Copyright Elsevier (2012)

La notion que l'axe de flexion-extension du genou était variable a ensuite été remise en question. Des études biomécaniques(71, 72) ont démontré en effet que cet axe était plutôt fixe et qu'il était centré sur les épicondyles fémoraux. Le genou normal présenterait donc plutôt un axe de flexion fixe transépicondylien. Cette nouvelle notion a mené à la conception d'implant avec comme caractéristiques un axe de flexion fixe transépicondylien avec un rayon unique au niveau de la surface articulaire fémorale (Figure 18). L'implant TriathlonTM de Stryker a été conçu selon ses caractéristiques. Le design articulaire fémoral comprend un rayon unique anatomique de 10° à 110° qui est centré sur un axe transépicondylien. En plus d'optimiser le bras de levier du mécanisme extenseur, ce design permettrait de fournir une isométrie ligamentaire au travers de toute l'amplitude de mouvement (longueur constante des ligaments collatéraux) favorisant ainsi une meilleure stabilité articulaire.



Figure 18 – Implant à rayon unique

Tiré et reproduit avec permission de Kessler(73)

Copyright (2007), avec permission de Elsevier

L'axe de flexion fixe à rayon unique de ces implants se situe plus en postérieur comparativement à l'axe des implants conventionnels. Cela a pour effet d'augmenter le bras de levier du mécanisme extenseur. Deux études(74, 75) ont démontré que les implants à rayon unique produisaient une tension dans le quadriceps plus basse, moins de force compressive patello-fémorale et nécessitaient un effort moindre du quadriceps pour étendre le genou. Une étude cas témoins(76) a démontré qu'à un suivi moyen de 11 mois, les patients avec un implant à rayon unique, comparativement à ceux ayant un implant à rayons multiples, avait un score du « Knee Society » plus élevé, avaient eu besoin de moins de traitements de physiothérapie et avaient utilisé moins longtemps des béquilles. L'évaluation de la force isocinétique avait démontré une force plus grande en extension du genou pour les patients avec implant à rayon unique. Une autre étude(77) comparant les deux mêmes types d'implant a démontré que les patients avec un implant à rayon unique ont gagné plus rapidement l'amplitude de mouvement en flexion en postopératoire, avaient moins de douleur lorsqu'ils se levaient d'une chaise et réussissaient en plus grande proportion à se lever d'une chaise sans l'aide des bras à 6 semaines et à 2 ans postopératoire. Finalement, il a été démontré que les implants à rayon unique demandaient une activation musculaire excentrique moindre du quadriceps lors du passage de la position debout à assis(78).

En résumé, il existe deux différences fondamentales entre les designs de l'implant NexgenTM et de l'implant TriathlonTM. La première est que l'implant NexgenTM est conçu que pour induire un déplacement postérieur des deux condyles fémoraux lors de la flexion du genou, alors que l'implant TriathlonTM est dessiné pour permettre une liberté

de pivot et jusqu'à 20° de rotation interne et externe dans le plan transverse. La deuxième différence est que l'implant Nexgen™ a un axe de flexion à multiples rayons en forme de « J » comparativement à l'implant Triathlon™ qui a un axe de flexion fixe transépicondylien avec un rayon pratiquement unique. Les résultats escomptés avec l'implant Triathlon™ sont, en plus de mieux reproduire la cinématique du genou normal, une plus grande amplitude de mouvement, une meilleure force du quadriceps par l'optimisation du bras de levier du mécanisme extenseur, une plus grande facilité dans les escaliers et pour se lever d'une chaise, moins de douleur et une meilleure stabilité. Une série d'environ 650 patients(79) a démontré une amplitude de flexion moyenne à un an postopératoire de 128° et de bons résultats subjectifs à court terme pour la prothèse Triathlon™. Nous avons vu qu'il existe de la littérature supportant la reproduction d'une cinématique similaire au genou normal lors de la flexion du genou avec un design d'implant similaire à celui de Triathlon™ et supportant également une meilleure force du quadriceps avec les implants à rayon unique. Il y a peu de littérature à ce jour supportant les autres résultats escomptés. À notre connaissance, aucune étude n'a analysé la cinématique à la marche de l'implant Triathlon™.

1.7 ANALYSE DE MARCHE

1.7.1 ANALYSE DE MARCHE DU SUJET SAIN

Le cycle de marche est divisé en la phase d'appui et la phase d'envol. L'appui représente 60 % du cycle alors que l'envol correspond à 40 %(80). La phase d'appui comprend le

contact initial, la phase de chargement, le milieu de la phase d'appui, la fin de la phase d'appui et le pré envol. L'envol est divisé en le début, milieu et fin de la phase d'envol (Figure 19).

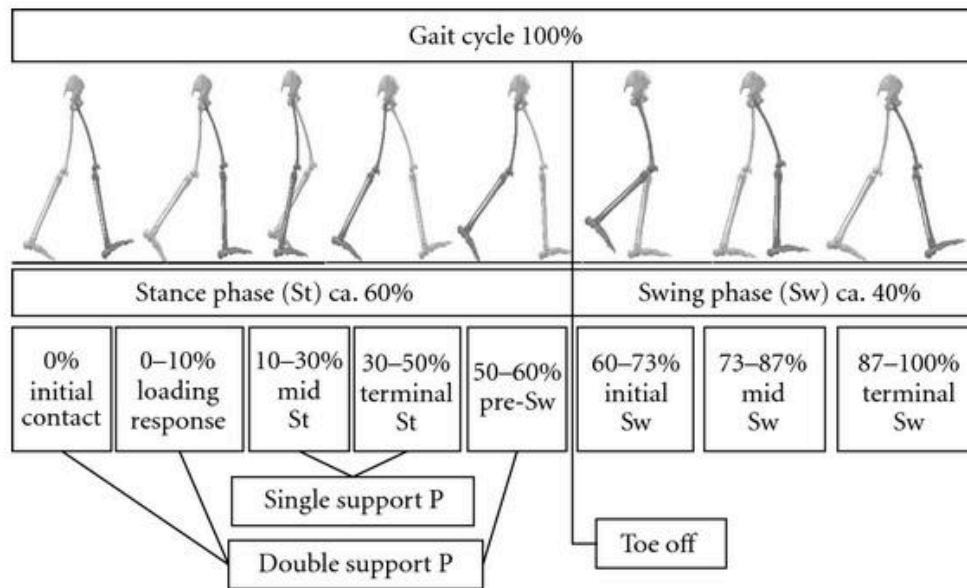


Figure 19 – Le cycle de marche

Tiré et reproduit avec permission de Hartmann(80)

La cinématique du genou sain à la marche a été décrite par Lafortune et al.(81). Ils ont rapporté les résultats de cinq sujets dont les marqueurs ont été fixés de façon intracorticale au fémur et au tibia à l'aide de tige de Steinman de 3.2 mm de diamètre. L'analyse dans le plan sagittal a montré un patron biphasique. Une légère flexion moyenne de 20° suivie d'une extension moyenne de -1.3° (1.3° de flexion) durant la phase d'appui, puis une flexion moyenne de plus grande amplitude de 60° au début de la

phase d'envol, suivie d'une extension de -0.5° à la fin de cette phase en préparation du contact initial (Figure 20).

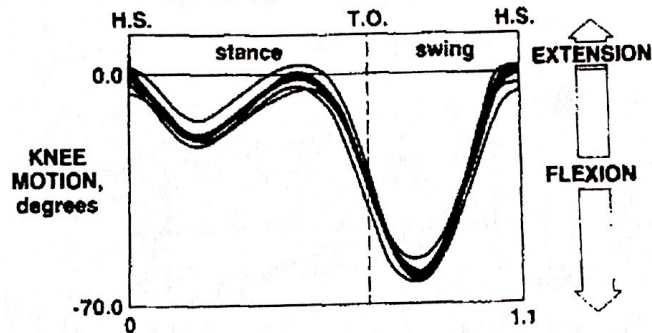


Figure 20 – Cinématique du genou sain dans le plan sagittal

Tiré et reproduit avec permission de Lafortune(81)

Copyright (1992), avec permission de Elsevier

L'analyse dans le plan frontal a révélé un patron uniphasique. La phase d'appui comporte très peu de mouvement d'adduction/abduction. L'amplitude moyenne était de 1.2° d'abduction. Le début et le milieu de la phase d'envol sont marqués par une abduction moyenne de 6.4° associée à la flexion du genou dans le plan sagittal. La fin de la phase d'envol comporte un retour à une moyenne de 1.2° d'abduction. Un sujet sur les cinq a démontré une adduction durant la phase d'appui suivi d'une abduction à l'envol, alors qu'un autre a montré une abduction à l'appui suivi d'une adduction à l'envol (Figure 21).

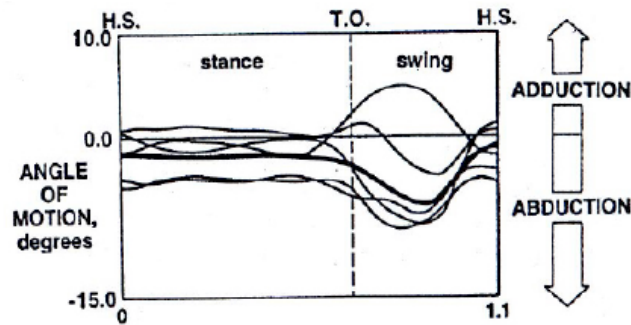


Figure 21 – Cinématique du genou sain dans le plan frontal

Tiré et reproduit avec permission de Lafortune(81)

Copyright (1992), avec permission de Elsevier

L'analyse dans le plan transverse démontre deux mouvements de rotation interne d'environ 5° durant la phase d'appui, soit au contact initial et à la fin de la phase d'appui. Le milieu de la phase d'appui est caractérisé par une position presque neutre dans ce plan. La phase d'envol comporte une rotation externe moyenne de 9.4° (Figure 22).

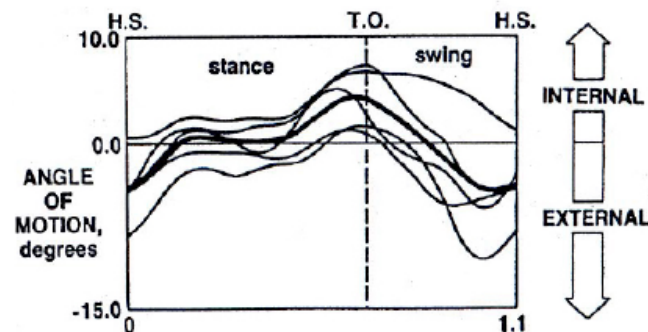


Figure 22 – Cinématique du genou sain dans le plan transverse

Tiré et reproduit avec permission de Lafortune(81)

Copyright (1992), avec permission de Elsevier

Les résultats de cette étude démontrent des patrons assez similaires pour les cinq sujets dans le plan sagittal, alors que les patrons dans les plans frontal et transverse ont démontré une plus grande variabilité.

Gaudreault et al.(82) ont comparé la cinématique à la marche avec le KneeKG de genoux asymptomatiques sans arthrose symptomatique ou radiologique de travailleurs exposés à des positions de travail exigeantes comme la position à genou et le squat à celle de travailleurs non exposés à des positions de travail exigeantes. Leur population était comparable en terme d'âge (47.7 ans vs 45.6 ans) et d'IMC (25.4 vs 23.6). Cependant, les travailleurs adoptant des positions stressantes avaient un score de Lysholm statistiquement plus bas comparativement aux travailleurs non exposés (92.9 vs 98.2). Dans le plan sagittal, l'analyse a démontré que les genoux exposés à des positions exigeantes avaient une flexion moyenne plus élevée au contact initial ainsi qu'une amplitude de mouvement et une angulation maximale plus basses comparativement aux genoux non exposés. Dans le plan frontal, les genoux exposés étaient plus en adduction tout au long du cycle de marche. Dans le plan transverse, l'amplitude de mouvement était statistiquement plus élevée pour le groupe exposé (12.3° vs 10.1°) (Figure 23). Les auteurs concluent que les différences observées entre ces groupes de sujets asymptomatiques pourraient contribuer au développement et à la progression de l'arthrose.

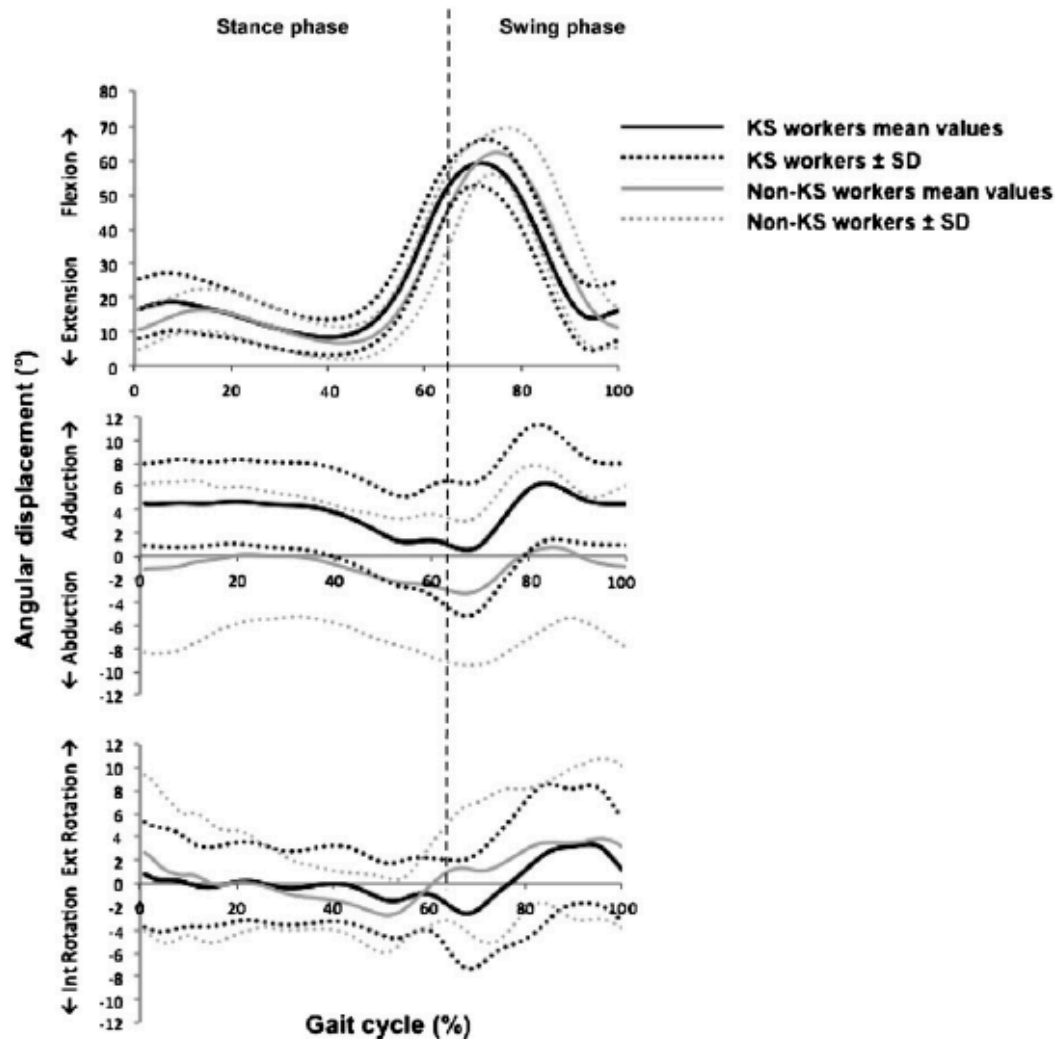


Figure 23 – Cinématique à la marche de genoux asymptomatiques de travailleurs exposés à des positions exigeantes comparativement à des genoux non exposés

(Légende : KS workers mean values : valeurs moyennes des travailleurs exposés à des positions exigeantes, SD : écart-type, Non-KS workers mean values : valeur moyenne des travailleurs non exposés à des positions exigeantes.

Tiré et reproduit avec permission de Gaudreault(82)

Copyright (2012), avec permission de Elsevier

1.7.2 ANALYSE DE MARCHE DU SUJET ARTHROSIQUE

De nombreuses études ont analysé la cinématique du genou arthrosique à la marche(83-94). La majorité des études s'est attardée aux changements dans le plan sagittal. Spécifiquement, plusieurs auteurs ont rapporté une flexion maximale moindre durant les phases d'appui et d'envol pour les genoux arthrosiques ainsi qu'une amplitude de mouvement total moindre au travers du cycle de marche pour les genoux arthrosiques(83-85, 87-89, 91-94). D'autres différences cinématiques rapportées sont que les genoux arthrosiques avaient moins d'extension à la fin de l'appui(84, 86, 91, 94) et que l'amplitude maximale de flexion était atteinte plus tardivement à l'envol(84). Certaines études ont démontré des résultats reflétant une variabilité dans le patron sagittal. Par exemple, Nagano et al.(89) ont rapporté que les genoux arthrosiques avaient un angle de flexion plus bas que les genoux sains au contact initial ainsi que durant toute la phase d'appui, alors que Heiden et al.(86) ont rapporté un angle de flexion plus élevé au contact initial et durant le début de la phase d'appui. Boivin(94) a bien démontré cette hétérogénéité des patrons dans le plan sagittal chez le genou arthrosique en comparant les patrons de flexion moyenne de patients ayant un grade de sévérité radiologique différent d'arthrose selon le score de Kellgren et Lawrence (KL) avec celui de patients asymptomatiques (Figure 24). Les patients avec une atteinte KL 2 et 3 avaient un angle de flexion plus élevé au contact initial et durant les phases d'appui et d'envol comparativement aux genoux asymptomatiques, alors que les genoux avec une atteinte KL 4 avaient une angulation moyenne en flexion plus basse tout au long du cycle de marche. L'hétérogénéité des patrons observés dans certaines études pourrait donc être

attribuable au fait que les sujets n'ont pas été analysés séparément selon leur sévérité d'arthrose.

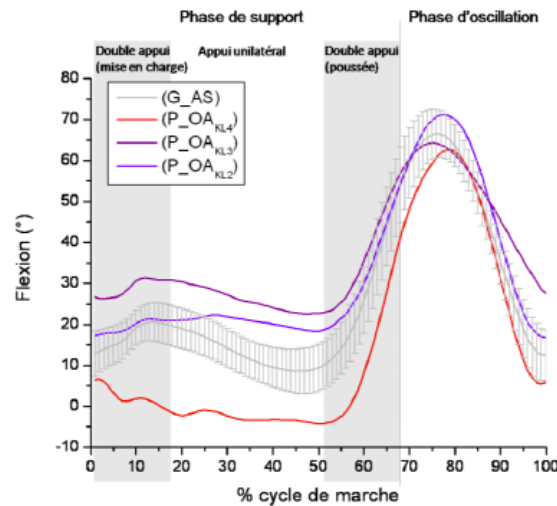


Figure 24 – Cinématique du genou dans le plan sagittal selon le degré de sévérité radiologique d'arthrose

(G_AS : groupe asymptotique, P_OA_{KL2} : patients avec grade 2 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, P_OA_{KL3} : patients avec grade 3 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, P_OA_{KL4} : patients avec grade 4 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence)

Tiré et reproduit avec permission de Boivin(94)

Les résultats des différentes études s'entendent sur le fait que la cinématique du genou arthrosique présente plus d'adduction ou de varus que le genou sain. Briem et al.(93) ont trouvé une différence moyenne d'adduction de 3.5° au contact initial et de 4.9° au premier moment d'adduction maximale à la phase d'appui chez trente-deux patients avec une arthrose médiale grade 2 ou 3 sur l'échelle KL comparativement à leur genou controlatéral sain. Nagano et al.(89) ont démontré un angle d'adduction significativement

plus élevé au contact initial ainsi qu'à 50 % de la phase d'appui. Les genoux avec arthrose sévère avaient une plus grande amplitude de mouvement dans le plan coronal représentant un phénomène de « varus thrust » ou d'instabilité en varus-valgus. Weidow et al.(91) ont comparé la cinématique de genoux sains à celle de genoux avec arthrose médiale et latérale. Les genoux avec arthrose médiale avaient des amplitudes maximales plus élevées en adduction comparativement aux genoux sains alors que ceux avec arthrose latérale avaient plus d'abduction. Boivin(94) a décrit également que les genoux arthrosiques présentaient une augmentation de l'angle en adduction pendant la mise en charge et que leur transition d'une position angulaire en adduction vers une position en abduction se faisait plus tardivement comparativement aux genoux sains. Cette cinématique était plus marquée chez les genoux les plus sévèrement atteints (Figure 25).

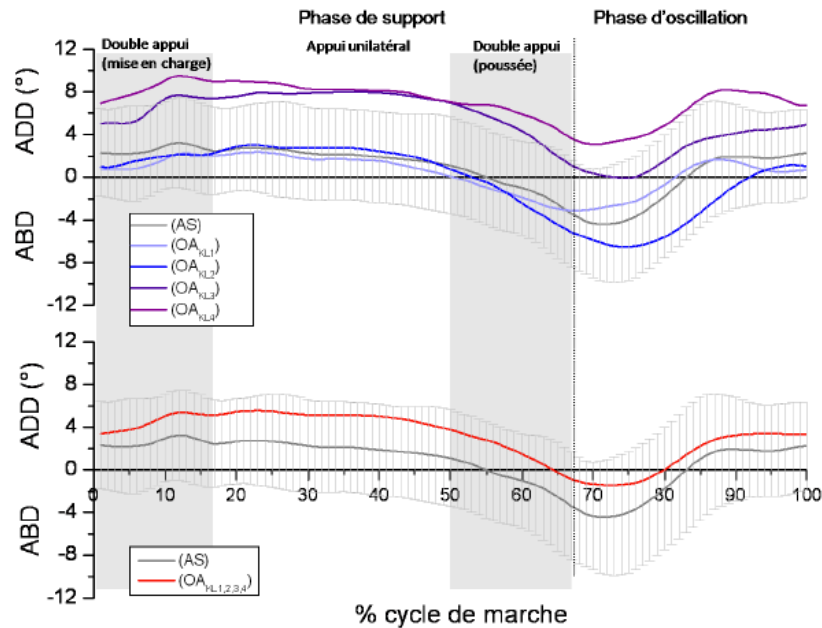


Figure 25 – Cinématique des genoux asymptomatiques et arthrosiques dans le plan coronal

(AS : groupe asymptomatique, $OA_{KL1,2,3,4}$: groupe genoux arthrosiques, OA_{KL1} : patients avec grade 1 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, OA_{KL2} : patients avec grade 2 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, OA_{KL3} : patients avec grade 3 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, OA_{KL4} : patients avec grade 4 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence)

Tiré et reproduit avec permission de Boivin(94)

Comme l'avaient rapportés Lafortune et al.(81), Boivin(94) a observé deux patrons de mouvement dans le plan coronal chez les genoux arthrosiques. La majorité de leurs patients présentaient un mouvement d'abduction à la poussée alors que 18 % avaient un mouvement d'adduction. La proportion de ce patron augmentait avec la sévérité de l'arthrose alors qu'il était présent chez 12.5 % des patients avec un grade KL 1-2 comparativement à 23.5 % pour ceux avec un grade 3-4.

Les résultats dans le plan transverse sont beaucoup plus hétérogènes. Nagano et al.(89) ont démontré que les genoux arthrosiques, indépendamment de la sévérité de l'atteinte, présentaient moins de rotation externe au contact initial comparativement aux genoux sains, alors qu'aucune différence n'a été trouvée à 50% de la phase d'appui (Figure 26).

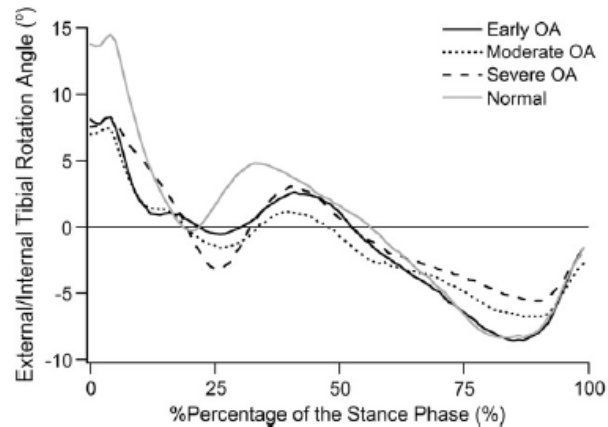


Figure 26 – Cinématique de genoux sains et arthrosiques dans le plan transverse

(OA : ostéoarthrose, rotation externe est positive)

Tiré et reproduit avec permission de Nagano(89)

Copyright (2012), avec permission de Elsevier

Pour leur part, Weidow et al.(91) ont trouvé qu'au milieu de la phase d'appui, les genoux avec arthrose médiale présentaient en moyenne 9° de plus de rotation externe comparativement aux genoux sains alors que ceux avec arthrose latérale avaient en moyenne 6° de moins. Boivin(94) a rapporté que malgré une cinématique des genoux arthrosiques davantage concentrée autour de la position neutre avec une légère déviation en rotation externe, l'allure des patrons moyens des genoux asymptomatiques et arthrosiques est similaire durant tout le cycle de la marche. En analysant les groupes

selon la sévérité de l'atteinte dégénérative, on constate que les patients asymptomatiques et ceux avec arthrose légère effectuent un mouvement de rotation externe à la poussée alors que les groupes avec arthrose plus avancée font un mouvement de rotation interne (Figure 27). Le tableau I résume les changements cinématiques observés dans les différents plans pour les genoux arthrosiques comparativement aux genoux asymptomatiques.

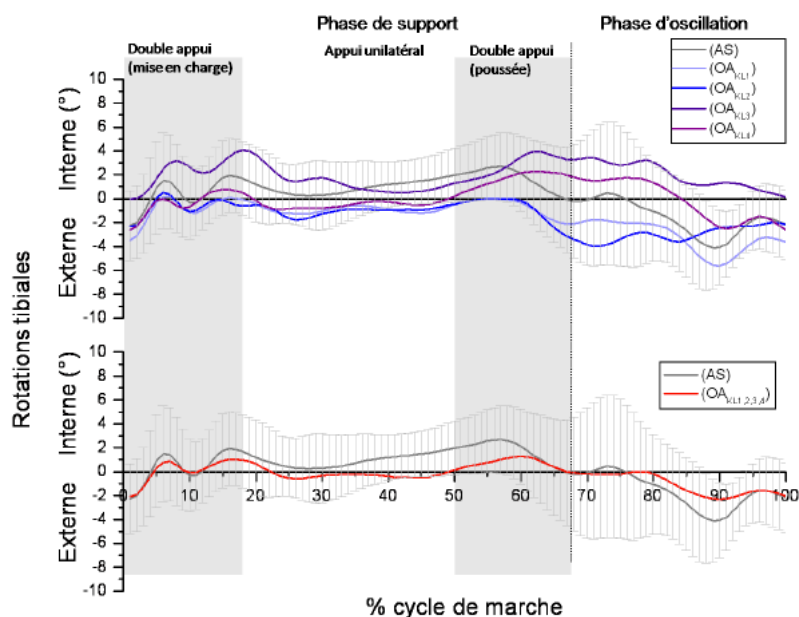


Figure 27 – Cinématique de genoux asymptomatiques et arthrosiques dans le plan transverse

(AS : groupe asymptomatique, $OA_{KL1,2,3,4}$: groupe genoux arthrosiques, OA_{KL1} : patients avec grade 1 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, OA_{KL2} : patients avec grade 2 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, OA_{KL3} : patients avec grade 3 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence, OA_{KL4} : patients avec grade 4 sur l'échelle de Kellgren et Lawrence)

Tiré de Boivin(94)

**Tableau I – Résumé des changements de la cinématique à la marche du genou
arthrosique comparativement aux genoux asymptomatiques**

Études	
Plan sagittal	Résultats cinématiques des genoux arthrosiques comparativement aux genoux asymptomatiques
Astephen et al.(83, 84), Gok et al.(85), Messier et al.(87, 88), Weidow et al.(91), Zeni et al.(92), Briem et al.(93), Boivin(94)	Amplitude de mouvement moindre en flexion durant le cycle de marche
Astaphen et al.(84), Heiden et al.(86), Weidow et al.(91), Boivin(94)	Amplitude d'extension moindre à la fin de l'appui
Astephen et al.(84)	Amplitude maximale de flexion atteinte plus tardivement à l'envol
Nagano et al.(89)	Angle de flexion plus bas au contact initial et durant toute la phase d'appui
Heiden et al.(86)	Angle de flexion plus élevé au contact initial et au début de la phase d'appui
Boivin(94)	Variabilité du patron cinématique dans le plan sagittal selon la sévérité de l'atteinte arthrosique. Angle de flexion plus élevé pour les genoux avec atteinte KL 2-3 et plus bas pour genou avec atteinte KL 4
Plan Frontal	
Briem et al.(93), Nagano et al.(89), Boivin(94)	Adduction plus élevée au contact initial et durant l'appui
Nagano et al.(89)	Plus grande amplitude de mouvement dans le plan coronal chez les genoux avec arthrose sévère
Weidow et al.(91)	Genoux avec arthrose médiale ont plus d'adduction maximale Genoux avec arthrose latérale ont plus d'abduction maximale
Boivin(94)	Transition d'une position angulaire en adduction vers une position en abduction plus tardive
Boivin(94)	Mouvement d'adduction à la poussée pour 18% des genoux arthrosiques. Proportion plus élevée chez les patients avec arthrose sévère
Plan transverse	
Nagano et al.(89)	Moins de rotation externe au contact initial
Weidow et al.(91)	Genou avec arthrose médiale ont plus de rotation externe au milieu de la phase d'appui Genou avec arthrose latérale ont moins de rotation externe au milieu de la phase d'appui
Boivin(94)	Cinématique du genou arthrosique concentrée autour de la position neutre et en légèrement plus en rotation externe
Boivin(94)	Genoux asymptomatiques et avec arthrose légère font une rotation externe à la poussée alors que genoux avec arthrose plus avancée font une rotation interne

1.7.3 ANALYSE DE MARCHE DU SUJET AVEC PTG

La majorité de la littérature sur l'analyse de marche dans le plan sagittal des sujets avec PTG décrit une diminution de l'amplitude de mouvement en flexion comparativement aux sujets contrôles(95-104). Plus spécifiquement, Benedetti et al.(95) ont trouvé que les genoux avec PTG avaient moins de flexion maximale durant la phase d'appui, durant la phase d'envol et au début de la phase d'envol pour résulter en une amplitude totale de flexion moindre durant le cycle. Levinger et al(98) a démontré une diminution significative de l'extension durant l'appui, une tendance vers une position plus en flexion au contact initial et une amplitude totale moindre en flexion pour les sujets avec PTG. McClelland et al.(100) ont quant à eux trouvé une flexion moindre au contact initial pour les PTG et ce groupe marchait également avec moins de flexion durant les phases d'appui et d'envol ainsi qu'avec moins d'extension durant l'appui. Saari et al.(105) ont également trouvé que les genoux avec une PTG avaient moins d'extension durant l'appui comparativement au groupe contrôle. Wilson et al(101) ont pour leur part rapporté une amplitude de mouvement total moindre pour les PTG en plus d'une flexion maximale moyenne plus basse durant l'appui et l'envol. Ils n'ont pas trouvé de différences entre les groupes quant à la flexion du genou au contact initial. L'analyse de marche de sujets avec arthroplastie totale du genou a fait l'objet de deux revues systématiques de la littérature(103, 104). Les résultats ont démontré une plus petite amplitude totale de mouvement en flexion ainsi qu'une flexion moindre à l'appui et à l'envol. L'angulation du genou au contact initial variait entre 2.3° et 10° pour les groupes PTG comparativement à 0° et 7° pour les groupes contrôles. L'analyse n'a cependant pas

trouvé de différences significatives(104). Ces revues systématiques ont également rapporté des trouvailles inconsistantes entre les études que les auteurs ont attribuées à des divergences méthodologiques et à des designs de prothèse différents. Une seule étude a comparé la cinématique de deux différents modèles de PTG chez le même patient(97). Les auteurs ont rapporté la cinématique dans le plan sagittal de cinq patients avec une prothèse semi contraignante dans un genou et avec une prothèse à plateau mobile dans le genou contralatéral. Leurs analyses ont démontré une asymétrie marquée chez quatre de leurs sujets quant à la différence d'amplitude en flexion qui variait entre 10.9° et 14.7°. Cette trouvaille ne semblait pas être clairement reliée au type de prothèse, car trois sujets avec la PTG à insert mobile marchaient avec plus de flexion comparativement à un avec une PTG semi contraignante. Les auteurs ont mentionné d'autres facteurs ayant pu contribuer à l'asymétrie dans les patrons de marche entre les deux PTG, soit le mécanisme extenseur, la balance ligamentaire, la longueur des membres inférieurs, la proprioception et la démarche en préopératoire.

Des études se sont également attardées aux différences cinématiques chez le même patient en pré et postopératoire d'une PTG. Levinger et al.(98) n'ont pas trouvé de différence dans le plan sagittal chez le même patient en préopératoire et à un an postopératoire. De leur côté, Hatfield et al.(102) ont comparé la cinématique une semaine en préopératoire et à un an postopératoire. L'amplitude totale en flexion et lors de l'envol ont augmenté en postopératoire.

Peu de littératures traitent des différences cinématiques dans le plan frontal entre des sujets sains et des sujets avec PTG. McClelland et al.(100) n'ont pas trouvé de différence significative entre l'adduction maximale moyenne durant les phases d'appui et d'envol chez 40 sujets avec PTG comparativement à 40 sujets contrôles à un an postopératoire. Milner et al.(106) ont comparé la cinématique frontale de 16 sujets avec PTG et de 16 sujets contrôles et aucune différence n'a été mise en évidence dans l'angle d'adduction maximale moyen à un suivi moyen de 28 mois entre les genoux opérés, les genoux contralatéraux à l'opération et les genoux contrôles. Alnahdi et al.(107) ont quant à eux mis en évidence plus d'adduction maximale durant l'appui chez les genoux contralatéraux à la PTG à 6 mois et 12 mois post-opératoire. Mandeville et al.(99) ont comparé la cinématique frontale de sujet en préopératoire à celle 6 mois postopératoire et à celle d'un groupe contrôle. L'angle moyen d'adduction a significativement diminué à 6 mois en postopératoire et était comparable à celui des aux sujets contrôles. Saari et al(105) ont quant à eux trouvé que le groupe PTG avait une adduction maximale plus élevée comparativement aux genoux contrôles. Orishimo et al.(108) ont analysé la marche de 15 patients avec 17 PTG en pré-opératoire, 6 mois et 12 mois post-opératoire. L'alignement frontal statique a également été mesuré sur des radiographies en mise en charge. L'alignement statique moyen est passé de 2.2° de varus en pré-opératoire à 3.5° de valgus en post-opératoire à 6 et 12 mois. L'angle maximal moyen d'adduction à l'appui est passé de 9.7° de varus en préopératoire, à 3.6° et 5.2° de varus respectivement à 6 et 12 mois post-opératoire. Cette différence comparativement à pré-opératoire était significative à 6 mois, mais ne l'était plus à 12 mois. Ils ont donc mis en évidence un

changement dans la cinématique frontale vers le varus entre 6 et 12 mois post-opératoire alors que l'alignement statique est demeuré le même.

La littérature sur la cinématique dans le plan transverse des PTG est très pauvre. Dennis et al.(109) ont trouvé lors d'une analyse vidéo fluoroscopique chez 267 sujets avec sept types différents de PTG que l'amplitude moyenne de rotation axiale était plus basse chez les sujets avec PTG comparativement aux genoux sains durant phase d'appui (1.2° vs 5.7°). Le design des PTG avait eu peu d'influence sur la quantité de rotation axiale. Ils ont également décrit la proportion des genoux sains et des genoux avec PTG ayant une rotation normale (rotation interne du tibia associée à la flexion du genou) et une rotation inversée lors de la phase d'appui. Pour les genoux normaux, 80 % avaient une rotation normale contre 20 % qui avaient une rotation inversée, alors que pour les genoux avec une PTG, 58 % avaient une rotation normale comparativement à 41 % qui présentaient une rotation inversée. Banks et al.(110) ont quant à eux trouvé une amplitude de rotation axiale plus élevée entre 4° et 7° durant la phase d'appui en comparant cinq modèles différents de PTG, dont des designs postéro-stabilisés, des implants épargnant le ligament croisé postérieur et des implants à plateau mobile. Aucune différence significative n'a été trouvée en comparant les différents types de PTG. Dans une étude décrivant la position du pivot dans les genoux normaux et les genoux avec plusieurs designs de PTG citée précédemment, Dennis et al.(24) ont trouvé que lors de la phase d'appui, le condyle latéral des genoux normaux faisait une translation postérieure moyenne de 5.8 mm comparativement à 0.4 mm pour le condyle médial. Les genoux avec PTG présentaient pour leur part une translation postérieure moyenne de 0.5 mm alors que le condyle médial

faisait une translation antérieure moyenne de 0.2 mm. Le design des implants avait encore une fois eu peu d'influence sur la quantité de translation des deux condyles. Parmi les objectifs de ces trois études fluoroscopiques, les auteurs voulaient quantifier la rotation axiale présente lors de la phase d'appui de la marche. Il a été trouvé que les PTG avaient moins de rotation axiale comparativement aux genoux normaux. Le design des PTG n'avait pas eu d'influence sur la quantité de rotation axiale à la marche. Ces études ont décrit certaines composantes de la cinématique des PTG dans le plan transverse comme la position du pivot ainsi que la proportion des PTG avec une rotation normale et inversée. Cependant, ces études n'ont pas décrit les positions angulaires moyennes selon le cycle de marche. De plus, des implants de nouvelles générations permettant une plus grande amplitude de mouvement dans le plan transverse n'étaient pas encore sur le marché au moment de ces analyses. McClelland et al.(100) ont plus tard trouvé que les sujets avec PTG marchaient avec plus de rotation externe et moins de rotation interne comparativement aux sujets contrôles. Les auteurs ont soulevé comme hypothèse pour expliquer ce résultat cinématique qu'il est possible que la composante tibiale ait été implantée avec un certain degré de malrotation au moment de la chirurgie. Le tableau II résume les changements cinématiques observés dans les différents plans pour les genoux avec une PTG comparativement aux genoux asymptomatiques.

**Tableau II – Résumé des changements de la cinématique à la marche du genou
arthrosique comparativement aux genoux asymptomatiques**

Plan sagittal	Résultats cinématiques des genoux avec PTG comparativement aux genoux asymptomatiques
Benedetti et al.(95), Levinger et al.(98), McClelland et al.(100, 103), Wilson et al.(101), Milner et al(104).	Flexion maximale moindre durant l'appui et l'envol Amplitude totale de flexion moindre durant le cycle
Levinger et al.(98), McClelland et al(100), Saari et al(105).	Diminution de l'extension durant l'appui
Levinger et al(98).	Angle de flexion plus élevé au contact initial
McClelland et al(100).	Angle de flexion plus bas au contact initial
Wilson et al(101)., Milner et al.(104)	Angle de flexion du genou semblable aux genoux asymptomatiques au contact initial
Plan Frontal	
McClelland et al(100)., Milner et al.(106), Mandeville et al(99). Saari et al(105).	Pas de différence entre adduction maximale moyenne durant l'appui et l'envol Adduction maximale plus élevée
Orishimo et al(108).	Progression de l'adduction moyenne maximale entre 6 et 12 mois post-opératoire alors que l'alignement statique demeure le même
Plan transverse	
McClelland et al(100).	Plus de rotation externe tout au long du cycle de marche
Dennis et al.(24, 109), Banks et al.(110)	Moins d'amplitude de mouvement dans le plan transverse

1.8 KneeKG

L'évaluation de la cinématique 3D du genou au cours d'activités dynamiques a été réalisée dans le cadre de nombreuses études utilisant des techniques différentes. Une première méthode consiste à analyser les déplacements fémoro-tibiaux à l'aide de caméras suivant des marqueurs collés sur la peau recouvrant les os d'intérêt lors de la marche. Cette technique facile d'utilisation et peu dispendieuse s'avère cependant être très imprécise comparativement à l'utilisation de marqueurs intra corticaux(111-114) et à

des images fluoroscopiques(115-117). Il est possible d'éliminer toutes erreurs de mouvement de la peau par rapport aux os en ancrant directement les marqueurs aux os en les fixant sur des tiges corticales(17, 81, 118, 119) ou en insérant directement dans l'os sous forme de billes radio opaques(120-124). Cependant, ces techniques ne sont pas applicables en évaluation clinique en raison de leur caractère invasif. Ensuite, l'évaluation biomécanique du genou peut être réalisée par vidéo fluoroscopie, mais ce processus est complexe et coûteux en plus d'exposer le sujet à de la radiation.

Une méthode moins invasive permettant de réduire les erreurs de mouvement de la peau par rapport aux os est l'utilisation d'un système d'attache. Le KneeKG (Emovi Inc. Canada) est un nouvel outil simple et précis permettant d'évaluer la fonction du genou en mouvement dans les trois dimensions avec des capteurs de mouvement fixés de façon quasi rigide à l'aide d'un système ancillaire non invasif. Cet outil permet d'acquérir la cinématique 3D du genou de façon non invasive et en mise en charge pendant des tâches fonctionnelles, et ce en n'exposant pas le patient à de la radiation. La validation de cet outil de mesure a été démontrée par une évaluation satisfaisante de la précision(125, 126) et de la reproductibilité(127-129) de la cinématique 3D de l'articulation fémoro-tibiale à la marche. Il a été démontré que le KneeKG mesure la cinématique du genou avec une précision moyenne de 0.4° en abduction/adduction, 2.3° en rotation axiale, 2.4 mm en translation antéropostérieure et 1.1 mm en translation proximo-distale(125, 126, 130). Hagemester et al.(127) ont trouvé une reproductibilité des mesures chez le même patient entre 0.86 et 0.97 pour les mouvements de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe. Dans une autre étude, Hagemester et al.(128) ont montré une

reproductibilité moyenne des mesures variant entre 0.4° et $0,8^{\circ}$ pour les mouvements de rotation dans les trois plans et entre 0.8 et 2.2 mm pour la translation. Labbé et al.(129) ont pour leur part démontré une reproductibilité inter et intra observateur entre 0.88 et 0.94 pour les mêmes trois rotations. Au point de vue de la recherche clinique, le KneeKG a été utilisé pour étudier les changements cinématiques associés aux genoux arthrosiques(94). Cet outil a également été démontré valide pour discriminer les genoux avec une arthrose médiale des genoux asymptomatiques(131). Finalement, le KneeKG a été utilisé dans l'analyse cinématique de genoux avec rupture chronique du LCA où Fuentes et al.(132) ont montré que cette population marchait avec une plus grande flexion et un moment de rotation interne plus bas à la fin de la phase d'appui dans le but probable de prévenir une instabilité antérolatérale.

Le KneeKG est composé de capteurs de mouvement sur un harnais, d'un système de capture de mouvement infrarouge et d'un ordinateur équipé d'un logiciel mesurant la cinématique 3D des genoux. L'enregistrement des mouvements se fait à une fréquence de 60 Hertz par la caméra infrarouge pendant 45 secondes où le sujet marche à une vitesse confortable(130) (Figure 28).



Figure 28 – Le KneeKG

Tiré et reproduit avec permission de Lustig(130)

Avec la permission de Springer Science et Business Media

1.9 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE

L'arthrose est une affection fréquente amenant beaucoup de morbidités chez les patients(1). Rossignol(133) a trouvé que 3.1 % des travailleurs âgés de 25 à 64 ans souffraient d'arthrose et que leurs limitations dans les activités quotidiennes étaient six fois plus élevées comparativement à la population du même âge sans arthrose. Le traitement définitif de choix de l'arthrose du genou est le remplacement articulaire prothétique(134). Cette chirurgie est très efficace pour le soulagement de la douleur et l'amélioration de la fonction des patients et démontre un excellent taux de survie à moyen et long terme. Toutefois, les patients éprouvent souvent des difficultés fonctionnelles résiduelles et n'atteignent pas le niveau d'activité de patients d'un même groupe d'âge.

Le genou présente une anatomie et une cinématique complexes. La compréhension progressive de cette biomécanique a mené à la conception d'implant visant la reproduction de cette dernière. La littérature sur la cinématique du genou avec une PTG est pauvre, seulement une étude a comparé la cinématique à la marche chez des sujets avec un type différent de PTG dans chaque genou(97). L'analyse cinématique d'implant à liberté de pivot(70) et à pivot médial obligatoire(67, 68) semble démontrer une meilleure reproduction cinématique du genou normal lors de la montée et la descente d'une marche ou lors d'une flexion de genou. À notre connaissance, aucune étude n'a analysé la cinématique d'un implant à liberté de pivot à la marche et aucun implant n'a réussi à ce jour à reproduire parfaitement la cinématique du genou sain à la marche. Il apparaît donc pertinent de déterminer l'impact du dessin des implants de PTG sur la fonction articulaire des patients et d'évaluer l'effet de ces variations biomécaniques sur les résultats cliniques.

CHAPITRE 2 – OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1 OBJECTIF PRIMAIRE

L'objectif primaire de cette étude est de comparer la cinématique tridimensionnelle à la marche de deux types de prothèse totale de genou chez le même patient.

2.2 OBJECTIFS SECONDAIRES

1^{er} objectif secondaire : Comparer la cinématique tridimensionnelle à la marche des genoux avec deux types de prothèse totale de genou à celle de genoux asymptomatiques.

2^e objectif secondaire : Comparer les résultats cliniques subjectifs entre les deux designs de prothèse totale de genou chez le même patient.

2.3 HYPOTHÈSES

1^{ère} hypothèse : Les genoux avec l'implant TriathlonTM reproduiront mieux la cinématique à la marche des genoux asymptomatiques dans le plan transverse comparativement aux genoux avec l'implant NexgenTM non conçu pour permettre une liberté de mouvement dans ce plan.

2^e hypothèse : Les genoux avec l'implant TriathlonTM auront une amplitude de mouvement plus élevée dans le plan transverse durant le cycle de la marche comparativement aux genoux avec l'implant NexgenTM.

3^e hypothèse : Les genoux avec l'implant TriathlonTM seront perçus davantage comme un genou naturel comparativement aux genoux avec l'implant NexgenTM au questionnaire de perception articulaire.

CHAPITRE 3 – MÉTHODOLOGIE

3.1 POPULATION À L'ÉTUDE

Cette étude a été réalisée dans le Service de Chirurgie Orthopédique Adulte du Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont, Montréal, Québec. Tous les patients de plus de 18 ans avec une prothèse totale de genou Triathlon™ d'un côté et Nexgen™ de l'autre avec un suivi minimal de 12 mois ont été ciblés pour cette étude. Dans ce groupe, tous les patients ont eu une PTG Nexgen™ dans leur premier genou symptomatique. Les patients ont ensuite été suivis en clinique et la PTG du genou contralatéral a été effectuée lorsque jugée médicalement nécessaire par le patient et le chirurgien. Toutes les PTG ont été réalisées entre 2005 et 2012. Durant cette période, il y a eu un changement du type de PTG implantée de sorte que tous les patients ont une PTG Triathlon™ dans le genou contralatéral. Quatre chirurgiens différents ont réalisé les PTG, mais le même chirurgien a fait les deux PTG pour un même patient. Lors de cette étude, les deux genoux ont été évalués en même temps. D'autres patients avec une PTG Triathlon™ ou Nexgen™ unilatéral ou avec le même type d'implant dans les deux genoux ont également été également ciblés pour des analyses cinématiques. Toutes les PTG ont été réalisées en visant un axe mécaniquement neutre avec l'implantation de la composante fémorale et tibiale perpendiculairement à l'axe mécanique du fémur et du tibia respectivement. Les coupes osseuses ainsi que la balance ligamentaire ont été faites de façon à reproduire un espace rectangulaire symétrique en flexion et en extension. La rotation fémorale fut

alignée de façon à être parallèle à l'axe transépicondylien. La rotation tibiale a été alignée sur le tiers médial de la tubérosité tibiale antérieure et sur la crête tibiale. Toutes les PTG ont été de type postéro-stabilisé et cimentée. La rotule a été resurfacée dans tous les cas.

Le groupe de genoux asymptomatiques était également composé de sujets âgés de plus de 18 ans. Ce groupe était composé de genoux bilatéraux asymptomatiques chez le même patient ainsi que de genoux asymptomatiques contralatéraux à des genoux ayant une prothèse unicompartimentale ou une rupture / reconstruction du ligament croisé antérieur ou croisé postérieur.

3.2 CRITÈRES D'INCLUSION DE L'ÉTUDE

- 1- Patients ayant une prothèse totale de genou Triathlon™ dans un genou et Nexgen™ dans le genou contralatéral.
- 2- Patients ayant une prothèse totale de genou unilatérale ou bilatérale de type Triathlon™ ou Nexgen™.
- 3- Patients avec un genou asymptomatique n'ayant jamais eu de chirurgie au genou.
- 4- Suivi minimal de douze mois suite à la dernière chirurgie.
- 5- Patients comprenant les conditions de l'étude.
- 6- Patients capables de donner un consentement éclairé.

3.3 CRITÈRES D'EXCLUSION DE L'ÉTUDE

- 1- Infection profonde du genou active ou lancinante.
- 2- Usage de drogue ou d'alcool de façon abusive.
- 3- Maladie psychiatrique limitant la participation à l'étude.
- 4- Grossesse.
- 5- Sujet âgé de moins de 18 ans.
- 6- Reprise prothétique.
- 7- Patient ayant eu d'autres chirurgies de nature orthopédique au membre inférieur.
- 8- Patient avec trouble neurologique altérant l'équilibre et la marche sur le tapis roulant.

3.4 DEVIS DE L'ÉTUDE

Étude évaluant quinze patients pour un total de trente genoux ayant reçu une PTG Triathlon™ dans un genou et une PTG Nexgen™ dans le genou controlatéral (Figure 29). Ils ont été contrôlés avec un groupe de 25 sujets asymptomatiques pour un total de 35 genoux. Un groupe supplémentaire d'environ 15 sujets avec une PTG unilatérale ou bilatérale de type Triathlon™ ou Nexgen™ ont également fait l'objet d'une analyse cinématique.

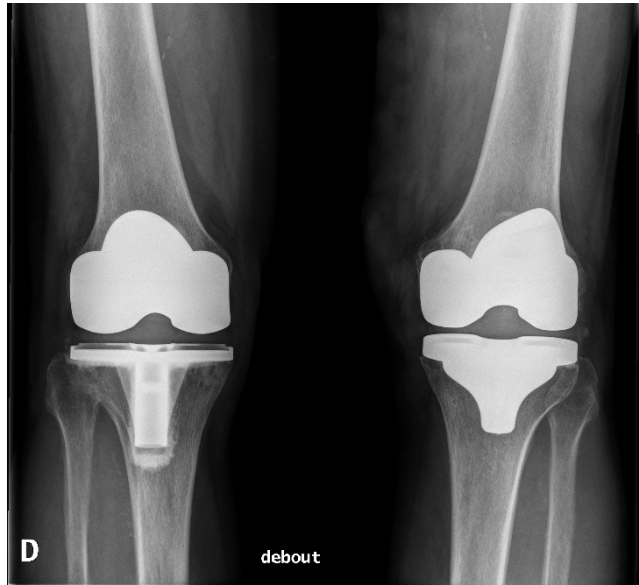


Figure 29 – Radiographie avec une PTG NexgenTM dans le genou droit et une PTG TriathlonTM dans le genou gauche

3.5 DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE

Les patients remplissant les critères d'inclusion pour l'étude ont été rejoints par téléphone par un des chercheurs ou par un assistant de recherche. Les patients ont également été recrutés à la clinique externe d'orthopédie de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont. Suite à l'obtention du consentement éclairé pour la participation à l'étude, les patients ont été évalués dans une salle de la clinique externe d'orthopédie de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont où un tapis roulant et l'outil KneeKG ont été installés.

3.6 RECUEIL DES DONNÉES

Une évaluation subjective a été réalisée pour tous les patients à l'aide des échelles fonctionnelles SF-12, Womac, KOOS ainsi qu'un questionnaire de perception articulaire. Les données démographiques suivantes ont été recueillies : âge, sexe, grandeur, poids, diagnostic préopératoire et complications per/post opératoires. Au niveau objectif, les amplitudes de mouvements ont été mesurées à l'aide d'un goniomètre et les dernières radiographies simples des genoux opérés ont été analysées afin de s'assurer de l'intégrité mécanique des implants. L'axe mécanique des membres inférieurs a été mesuré sur des longues radiographies. La marche sur tapis roulant a fait l'objet d'une évaluation biomécanique avec l'analyseur biomécanique tridimensionnel KneeKG. Chaque patient a bénéficié d'une période d'accoutumance au harnais à la marche sur tapis roulant pour chaque genou de 5 à 10 minutes avant l'enregistrement des données cinématiques. Les données ont ensuite été enregistrées pendant 45 secondes à une vitesse de marche confortable. Chaque genou a eu deux essais d'enregistrement et le second essai a été retenu pour l'analyse des données. L'évaluation des patients a été faite à l'aveugle par l'évaluateur. Les données subjectives et objectives ont été compilées et analysées à l'aide du logiciel SPSS version 19.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

3.7 MESURES D'EFFICACITÉ

3.7.1 CRITÈRES PRIMAIRES

Les paramètres biomécaniques des genoux avec une PTG et des genoux asymptomatiques ont été mesurés avec le KneeKG :

- Angle de flexion/extension (°)
- Angle d'abduction/adduction (°)
- Angle de rotation interne/externe (°)

Ces paramètres ont été enregistrés lors de cycles de marche complets. Les moyennes d'angulation de chaque pourcentage du cycle de marche de 1 % à 100 % obtenues lors de l'enregistrement de 45 secondes ont été analysées. Les tableaux III, IV et V détaillent les autres paramètres qui ont été calculés à partir des celles-ci dans chaque plan de mouvement.

Tableau III – Paramètres cinématiques calculés dans le plan sagittal

Nom du paramètre	Méthode de calcul
1) Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	Angulation maximale du cycle de marche moins angulation minimale du cycle de marche
2) Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 10 % moins angulation minimale de 1 à 10 %
3) Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 30 % moins angulation minimale de 1 à 30 %
4) Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la	Angulation maximale de 1 à 50 % moins angulation

phase d'appui (1 à 50 %) (°)	minimale de 1 à 50 %
5) Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 60 % moins angulation minimale de 1 à 60 %
6) Amplitude du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Angulation maximale de 10 à 30 % moins angulation minimale de 10 à 30 %
7) Amplitude de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	Angulation maximale de 30 à 50 % moins angulation minimale de 30 à 50 %
8) Amplitude de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 50 à 60 % moins angulation minimale de 50 à 60 %
9) Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Angulation maximale de 60 à 100 % moins angulation minimale de 60 à 100 %
10) Valeur maximale de flexion du début de la phase d'appui (1 à 20 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 20 %
11) Valeur maximale d'extension durant la fin de la phase d'appui (30 à 60 %) (°)	Angulation minimale entre 30 et 60 %
12) Amplitude d'extension durant la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 20 % moins angulation minimale entre 30 et 60 %
13) Valeur maximale de flexion durant la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Angulation maximale de 60 à 100 %
14) Angulation moyenne de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Moyenne des angulations entre 1 et 10 %
15) Angulation moyenne du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Moyenne des angulations entre 10 et 30 %
16) Angulation moyenne de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	Moyenne des angulations entre 30 et 50 %
17) Angulation moyenne de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	Moyenne des angulations entre 50 et 60 %

18) Angulation moyenne de la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	Moyenne des angulations entre 1 et 60 %
19) Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Moyenne des angulations entre 60 et 100 %

Tableau IV – Paramètres cinématiques calculés dans le plan frontal

Nom du paramètre	Méthode de calcul
1) Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	Angulation maximale du cycle de marche moins angulation minimale du cycle de marche
2) Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 10 % moins angulation minimale de 1 à 10 %
3) Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase d'appui (1 à 30 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 30 % moins angulation minimale de 1 à 30 %
4) Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui (1 à 50 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 50 % moins angulation minimale de 1 à 50 %
5) Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 60 % moins angulation minimale de 1 à 60 %
6) Amplitude du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Angulation maximale de 10 à 30 % moins angulation minimale de 10 à 30 %
7) Amplitude de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	Angulation maximale de 30 à 50 % moins angulation minimale de 30 à 50 %
8) Amplitude de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 50 à 60 % moins angulation minimale de 50 à 60 %
9) Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Angulation maximale de 60 à 100 % moins angulation minimale de 60 à 100 %
10) Valeur maximale de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 10 %

11) Valeur maximale du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Angulation maximale entre 10 et 30 %
12) Valeur maximale du début de la phase d'appui (1 à 30 %) (°)	Angulation maximale entre 1 et 30 %
13) Valeur maximale de la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	Angulation maximale entre 1 et 60 %
14) Valeur maximale de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Angulation maximale entre 60 et 100 %
15) Angulation moyenne de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Moyenne des angulations entre 1 et 10 %
16) Angulation moyenne du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Moyenne des angulations entre 10 et 30 %
17) Angulation moyenne de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	Moyenne des angulations entre 30 et 50 %
18) Angulation moyenne de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	Moyenne des angulations entre 50 et 60 %
19) Angulation moyenne de la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	Moyenne des angulations entre 1 et 60 %
20) Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Moyenne des angulations entre 60 et 100 %
21) Amplitude du contact initial au milieu de la phase d'appui (°)	Angulation maximale entre 10 et 30 % moins angulation à 1 %
22) Différence entre la moyenne de la phase de chargement (1-10 %) et le contact initial (°)	Moyenne angulation 1 à 10 % moins angulation à 1 %
23) Différence entre la moyenne du milieu de la phase d'appui (10-30 %) et le contact initial (°)	Moyenne angulation 10 à 30 % moins angulation à 1 %
24) Différence entre la moyenne de la fin de la	Moyenne angulation 30 à 50 % moins angulation à

phase d'appui (30-50 %) et le contact initial (°)	1 %
---	-----

Tableau V – Paramètres cinématiques calculés dans le plan transverse

Nom du paramètre	Méthode de calcul
1) Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	Angulation maximale du cycle de marche moins angulation minimale du cycle de marche
2) Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 10 % moins angulation minimale de 1 à 10 %
3) Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 30 % moins angulation minimale de 1 à 30 %
4) Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui (1 à 50 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 50 % moins angulation minimale de 1 à 50 %
5) Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 1 à 60 % moins angulation minimale de 1 à 60 %
6) Amplitude du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Angulation maximale de 10 à 30 % moins angulation minimale de 10 à 30 %
7) Amplitude de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	Angulation maximale de 30 à 50 % moins angulation minimale de 30 à 50 %
8) Amplitude de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	Angulation maximale de 50 à 60 % moins angulation minimale de 50 à 60 %
9) Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Angulation maximale de 60 à 100 % moins angulation minimale de 60 à 100 %
10) Angulation moyenne de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	Moyenne des angulations entre 1 et 10 %
11) Angulation moyenne du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	Moyenne des angulations entre 10 et 30 %
12) Angulation moyenne de la fin de la phase	Moyenne des angulations entre 30 et 50 %

d'appui (30 à 50 %) (°)	
13) Angulation moyenne de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	Moyenne des angulations entre 50 et 60 %
14) Angulation moyenne de la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	Moyenne des angulations entre 1 et 60 %
15) Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	Moyenne des angulations entre 60 et 100 %

3.7.2 CRITÈRES SECONDAIRES

- L'amplitude articulaire des genoux en flexion et en extension mesurée avec goniomètre (°)

- La satisfaction générale du patient en regard des différentes prothèses de genou. Quel côté préfère-t-il?

- Score de WOMAC sur 100

- Score du SF-12: Composantes santé physique et santé mentale.

- Score du KOOS total sur 100 et pour les cinq sous-catégories : 1) Symptômes et raideur, 2) douleur, 3) fonction et activité de la vie quotidienne, 4) fonction, sports et activités récréatives, 5) qualité de vie. Chaque sous-catégorie a un score sur 100.

- Questionnaire de perception articulaire :

Quelle perception avez-vous de votre genou reconstruit?

- 1) Comme un genou naturel
- 2) Genou artificiel sans limitation fonctionnelle
- 3) Genou artificiel avec limitations fonctionnelles minimales
- 4) Genou artificiel avec limitations fonctionnelles importantes

5) Articulation non fonctionnelle

Les résultats ont été exprimés en terme de moyenne, accompagnés des valeurs minimales (min), maximales (max) et de l'écart-type (ET).

3.8 MESURES DE SÉCURITÉ

3.8.1 ÉVÉNEMENT INATTENDU

Tout événement négatif associé au protocole qui affecte la santé ou la sécurité des patients a été rapporté immédiatement au comité d'éthique de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont.

3.8.2 COMPLICATIONS

Toute complication a été traitée de façon appropriée et enregistrée.

3.9 ÉVALUATION STATISTIQUE

Tous les tests statistiques ont été réalisés avec le logiciel SPSS version 19.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Les variables continues des résultats cinématiques du KneeKg, les amplitudes de mouvement, les mesures d'axe mécanique et les scores subjectifs des sujets avec une PTG NexgenTM dans un genou et une PTG TriathlonTM dans le genou

contralatéral ont été comparées avec des tests de t appariés. La comparaison des variables continues indépendantes des résultats cinématiques des genoux Triathlon™, Nexgen™ et asymptomatiques a été effectuée à l'aide d'ANOVA à un facteur. Les variables continues indépendantes des groupes incluant toutes les PTG Triathlon™ et Nexgen™ ont été comparées avec des tests de t indépendants. Si le test de Levene pour l'uniformité des variances était significatif ($p < 0,05$), les variables continues indépendantes ont été comparées avec le test non-paramétrique de Mann-Whitney pour les deux groupes de PTG et avec le test de Kruskal-Wallis pour les trois groupes. Les variables continues des données démographiques des groupes PTG et asymptomatiques ont été comparées avec un test de t indépendant alors que les variables catégoriques l'ont été avec un test Khi-deux de Pearson. Un seuil $\alpha < 0.05$ a été considéré comme statistiquement significatif. Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour tester s'il y avait une association entre l'angle fémoro-tibial mécanique et des paramètres cinématiques dans le plan frontal.

3.10 CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES

Le projet de recherche a été soumis et accepté par le comité scientifique et le comité d'éthique du Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont. Un document d'information a été remis et expliqué aux patients. Un consentement écrit éclairé a été rempli par le patient, le médecin traitant et un témoin afin que le patient soit conscient des risques et des bénéfices que comporte son inclusion dans l'étude. L'investigateur a aussi informé tous les patients que dans l'occurrence d'événements négatifs majeurs présentant un risque déraisonnable pour les patients, tous les patients seraient avisés et l'étude serait

cessée. Les patients ont été informés par l'investigateur qu'ils sont libres de refuser de participer dans cette étude, et que s'ils désirent participer, ils peuvent se retirer de l'étude à tout moment sans raison et sans préjudice. Toutes les données recueillies ont été traitées de façon strictement confidentielle. Aucune donnée nominative n'a été utilisée dans l'analyse des données ou dans les publications ou présentations de cette étude. Une feuille de consentement signée et datée a été obtenue par l'investigateur ou son représentant. Une copie a été remise au patient et l'originale gardée par le groupe de recherche.

3.11 DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES DE LA POPULATION À L'ÉTUDE

Parmi les 15 sujets avec une PTG Triathlon™ dans un genou et une PTG Nexgen™ dans le genou contralatéral, 13 ont pu faire l'évaluation avec le KneeKG. Une patiente était trop obèse pour porter le harnais du KneeKg, alors qu'une autre patiente avait trop de douleur à une cheville pour marcher de façon confortable sur le tapis roulant. Les résultats cinématiques présentés sont donc pour 13 patients pour un total de 26 genoux (Tableau VI).

Tableau VI – Données démographiques des patients ayant une PTG Triathlon™ dans un genou et une PTG Nexgen™ dans le genou controlatéral

Données démographiques	Triathlon™ (n = 13, 13 genoux)	Nexgen™ (n = 13, 13 genoux)	p
Âge (ans)	68.2 (56, 88, 9.1)		N/A
Poids (kg)	90.9 (68, 120, 13)		N/A
Taille (cm)	166.0 (155, 178, 8.1)		N/A
IMC (kg/m ²)	33.1 (25, 44.1, 5.4)		N/A
Temps de suivi (mois)	29.2 (12, 46, 10.4)	53.1 (12, 100, 23.2)	0.008
Sexe	8 femmes, 5 hommes		N/A

Un total de 19 genoux avec un implant Triathlon™ et 23 genoux avec un implant Nexgen™ ont été comparés. Les données démographiques des deux groupes étaient similaires, mais le temps de suivi était plus court pour Triathlon™ (Tableau VII).

Tableau VII – Données démographiques de tous les sujets avec des PTG Triathlon™ et Nexgen™

Données démographiques	Triathlon™ (n = 18, 19 genoux)	Nexgen™ (n = 22, 23 genoux)	p
Âge (ans)	68.4 (56, 88, 8.4)	66.4 (54, 88, 8.9)	0.47
Poids (kg)	88.4 (68, 120, 12.8)	88.0 (49, 120, 15.3)	0.94
Taille (cm)	166.8 (155, 178, 7.3)	165.0 (155, 178, 8.1)	0.46
IMC (kg/m ²)	31.9 (25, 44.1, 5.1)	32.7 (20.4, 44.1, 6.3)	0.65
Temps de suivi (mois)	28.6 (12, 46, 10.2)	51.0 (12, 100, 25.6)	0.05
Sexe	11 femmes 7 hommes	14 femmes 8 hommes	0.56

Le groupe de genoux asymptomatiques était composé de 35 genoux provenant de 25 sujets. La cinématique a été enregistrée chez les deux genoux de 10 sujets. Six patients

ont eu seulement un de leur genou sain qui a été analysé. En ce qui a trait au genou controlatéral des autres sujets, six avaient eu une reconstruction du LCA, alors que deux avaient eu une entorse du LCP et un avait une PUC. Les sujets asymptomatiques étaient en moyenne plus jeunes, plus légers et avaient un IMC plus bas comparativement aux sujets PTG (tableau VIII).

Tableau VIII – Données démographiques des sujets avec PTG bilatérales et sujets asymptomatiques

Données démographiques	PTG bilatérales (n = 13, 26 genoux)	Sujets asymptomatiques (n = 25, 35 genoux)	p
Âge (ans)	68.2 (56, 88, 9.1)	37.4 (18, 70, 15.3)	< 0.001
Poids (kg)	90.9 (68, 120, 13)	73.0 (50, 103, 14.5)	0.001
Taille (cm)	166.0 (155, 178, 8.1)	172.3 (152, 191, 9.7)	0.054
IMC (kg/m ²)	33.1 (25, 44.1, 5.4)	24,4 (18.8, 32.5, 3.6)	< 0.001
Sexe	8 femmes 5 hommes	13 femmes 12 hommes	0.575

La comparaison de tous les sujets avec PTG et des sujets asymptomatiques démontre que ces derniers étaient plus jeunes, plus légers, plus grands et avaient un IMC plus bas. La composition des groupes en terme de sexe n'était pas statistiquement différente. Le temps de suivi pour les PTG TriathlonTM était statistiquement plus court comparativement aux PTG NexgenTM. (Tableau IX)

**Tableau IX – Données démographiques de tous les sujets avec PTG et sujets
asymptomatiques**

Données démographiques	Triathlon™ (n = 18, 19 genoux)	Nexgen™ (n = 22, 23 genoux)	Sujets asymptomatiques (n = 25, 35 genoux)	<i>p</i>
Âge (ans)	68.4 (56, 88, 8.4)	66.4 (54,88, 8.9)	37.4 (18, 70, 15.3)	< 0.001
Poids (kg)	88.4 (68, 120, 12.8)	88.0 (49, 120, 15.3)	73.0 (50, 103, 14.5)	< 0.001
Taille (cm)	166.8 (155, 178, 7.3)	165.0 (155, 178, 8.1)	172.3 (152, 191, 9.7)	0.01
IMC (kg/m ²)	31.9 (25, 44.1, 5.1)	32.7 (20.4, 44.1, 6.3)	24.4 (18.8, 32.5, 3.6)	< 0.001
Temps de suivi	28.6 (12, 46, 10.2)	51.0 (12, 100, 25.6)	N/A	0.005
Sexe	11 femmes 7 hommes	14 femmes 8 hommes	13 femmes 12 hommes	0.696

CHAPITRE 4 – RÉSULTATS

4.1 RÉSULTATS CINÉMATIQUES

4.1.1 RÉSULTATS CINÉMATIQUES 3D TRIATHLON™ VS NEXGEN™ CHEZ LE MÊME SUJET

4.1.1.1 PLAN SAGITTAL

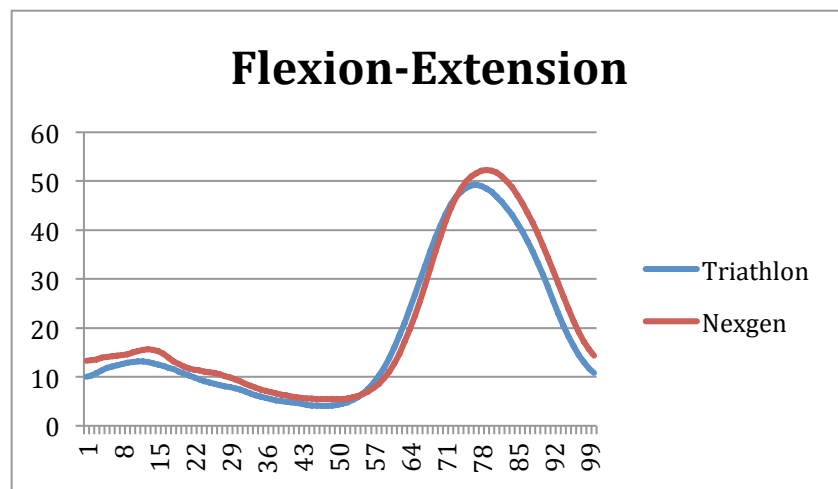


Figure 30 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient (Flexion est positive)

Les deux implants ont démontré un patron cinématique semblable consistant en une légère flexion au milieu de la phase d'appui, suivie d'une extension à la fin de la phase d'appui et d'une flexion de plus grande amplitude à l'envol puis d'une extension en préparation du prochain contact initial (Figure 30). La comparaison des moyennes de

chaque pourcentage du cycle de la marche a démontré une flexion statistiquement plus élevée chez le groupe Nexgen™ entre 83 % et 89 % du cycle. Pour les autres paramètres calculés concernant les amplitudes, les moyennes et les valeurs maximales durant les différentes sous-phases du cycle, seulement l'amplitude de mouvement à la phase de préenvol (50-60 %) s'est avérée plus élevée chez le groupe Triathlon™ (Tableau X).

**Tableau X – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal Triathlon™
vs Nexgen™ chez le même patient**

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	P
Angulation à 83 % (°)	44.5	50.0	0.04
Angulation à 84 % (°)	43.1	48.7	0.04
Angulation à 85 % (°)	41.4	47.2	0.04
Angulation à 86 % (°)	39.7	45.5	0.04
Angulation à 87 % (°)	37.8	43.6	0.04
Angulation à 88 % (°)	35.6	41.5	0.04
Angulation à 89 % (°)	33.3	39.3	0.04
Amplitude à la phase de préenvol (50-60 %) (°)	9.6	5.9	0.03

4.1.1.2 PLAN FRONTAL

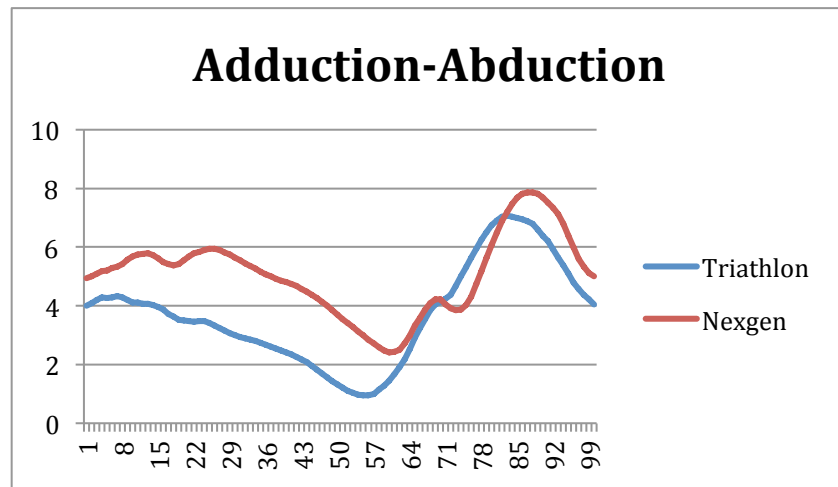


Figure 31 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon TMTM vs Nexgen TMTM chez le même patient (Adduction est positive)

Les patrons cinématiques démontrent une tendance de l'implant NexgenTM à être plus en adduction durant la phase d'appui. Les deux designs demeurent en adduction tout au long du cycle (Figure 31). Ils débutent en adduction et progressent vers l'abduction durant la phase d'appui pour ensuite faire une adduction à la poussée jusqu'au milieu de l'envol pour ensuite retourner vers l'abduction. Aucune différence de moyenne d'angulation de 1 % à 100 % du cycle ne s'est avérée statistiquement significative. Parmi les autres paramètres calculés, l'amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase d'appui (10-30 %) était statistiquement plus élevée pour l'implant NexgenTM. La différence entre l'angulation moyenne du milieu de la phase d'appui et le contact initial était également

statistiquement différente alors que l'implant Nexgen™ allait légèrement en adduction par rapport à l'implant Triathlon™ qui allait légèrement en abduction (Tableau XI).

Tableau XI – Résultats statistiquement significatifs dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	p
Amplitude du contact initial au milieu de la phase d'appui (°)	0.4	1.6	0.03
Différence entre la moyenne du milieu de la phase d'appui et le contact initial (°)	-0.4	0.8	0.02

4.1.1.3 PLAN TRANSVERSE

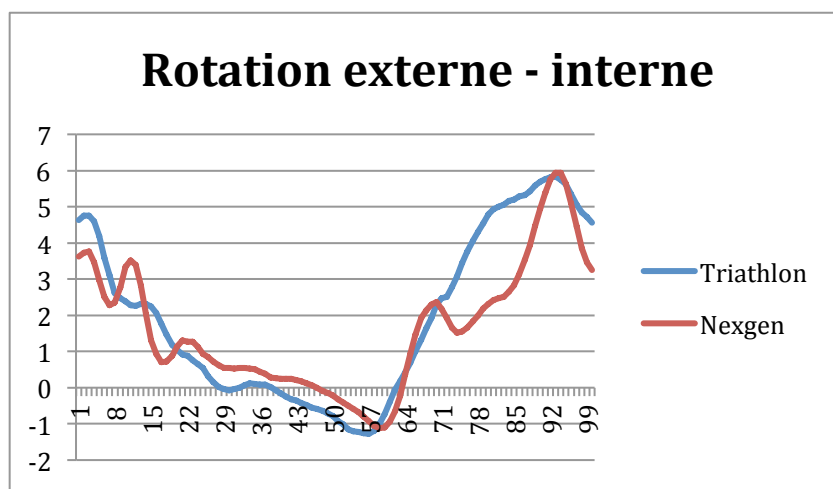


Figure 32 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient (Rotation externe est positive)

Les courbes cinématiques démontrent des tendances semblables pour les deux implants alors que la phase d'appui est caractérisée par un mouvement progressif de rotation interne, puis d'un retour en rotation externe à la poussée et durant la phase d'envol suivi

d'une rotation interne à la toute fin de l'envol (Figure 32). Les comparaisons des moyennes d'angulation au travers du cycle de la marche ainsi que les autres paramètres calculés de moyennes et de valeurs maximales durant les différentes sous-phases n'ont pas démontré de différence statistiquement significative. L'implant Triathlon™ présentait une tendance à une amplitude de mouvement plus élevée durant tout le cycle de marche, mais les différences n'étaient pas statistiquement significatives (Tableau XII).

Tableau XII – Amplitude de mouvement dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	<i>p</i>
Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	12.7 (6.5 – 27.5, 5.6)	10.9 (5.5 – 15.0, 3.1)	0.16
Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	3.5	2.7	0.3
Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	6.4	5.2	0.27
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui (1 à 50 %) (°)	7.7	5.8	0.12
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	8.5	6.7	0.24
Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	11.9	10.1	0.25

4.1.2 RÉSULTATS CINÉMATIQUES 3D TRIATHLON™ VS NEXGEN™ CHEZ TOUS LES SUJETS

4.1.2.1 PLAN SAGITTAL

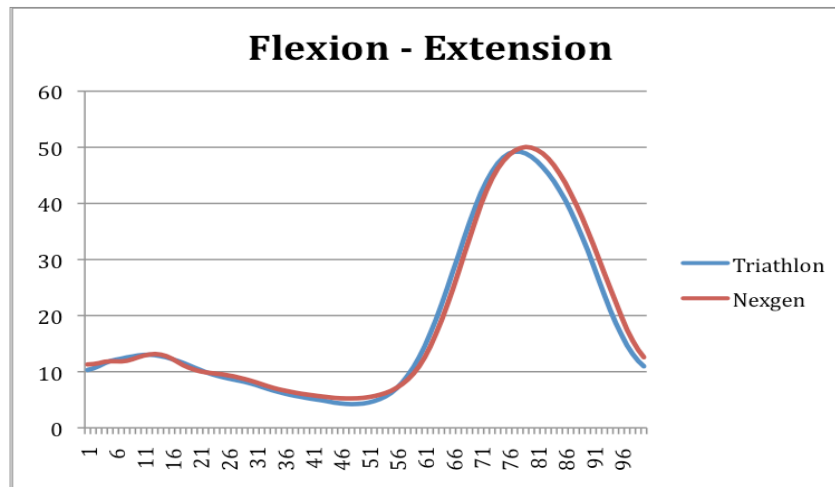


Figure 33 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients (Flexion est positive)

En augmentant le nombre de sujet, on peut observer que les courbes se sont rapprochées (Figure 33). Aucune comparaison de moyenne au cours du cycle ne s'est avérée statistiquement significative. Chez les autres paramètres calculés, seule l'amplitude de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) a démontré une différence significative alors que l'implant Triathlon™ avait plus d'amplitude (Tableau XIII).

Tableau XIII – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal**Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients**

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	<i>p</i>
Amplitude de la fin de la phase de d'appui (30-50 %) (°)	5.2	3.6	0.03

4.1.2.2 PLAN FRONTAL

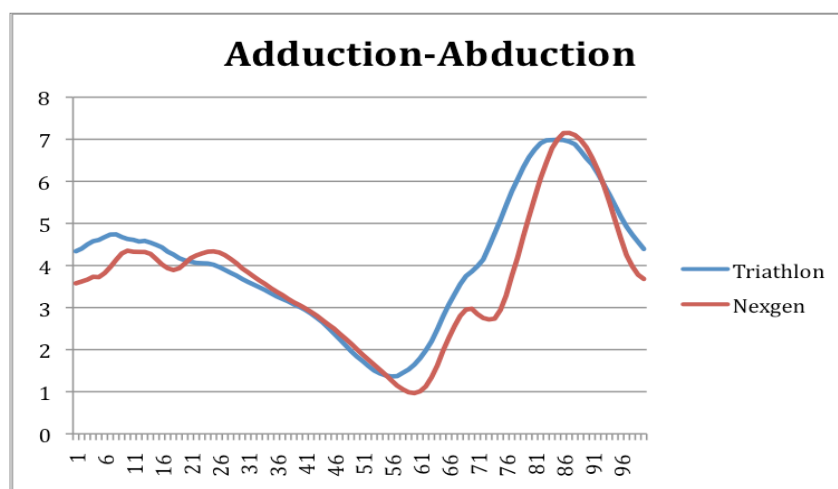


Figure 34 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients (Adduction est positive)

Le patron dans le plan frontal chez les sujets ayant un implant de chaque design dans chacun des genoux avait démontré une tendance de l'implant Nexgen™ à être plus en adduction. L'ajout des d'autres sujets a rapproché les courbes et les implants Triathlon™ ont même une tendance à être légèrement plus en adduction durant la phase de chargement et la phase d'envol (Figure 34). Aucun paramètre de comparaison entre les groupes ne s'est avéré statistiquement significatif.

4.1.2.3 PLAN TRANSVERSE

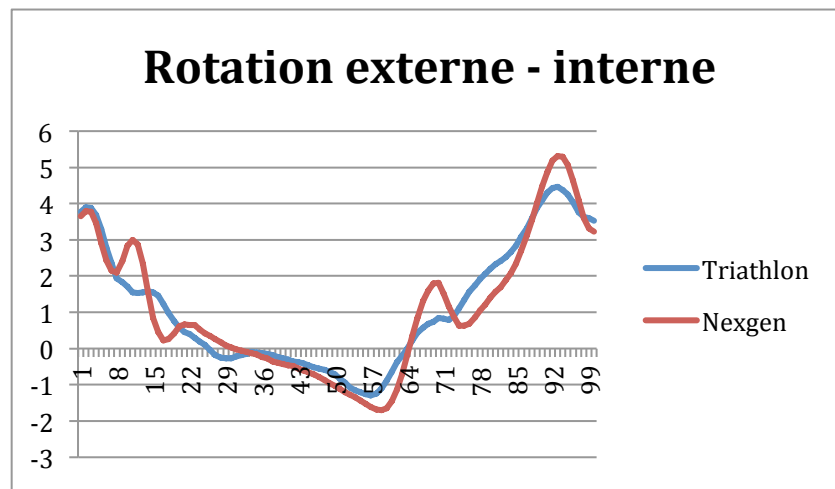


Figure 35 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients (Rotation externe est positive)

L'ajout des autres sujets change peu l'allure des patrons dans le plan transverse (Figure 35). Aucun des paramètres ne démontre de différence significative. L'implant Triathlon™ démontre encore une tendance à plus d'amplitude de mouvement tout au long du cycle, mais cette tendance s'avère moins forte comparativement à celle des sujets avec un implant différent dans chaque genou et n'est pas statistiquement significative (Tableau XIV). Les 2 groupes effectuent une rotation externe à la poussée.

Tableau XIV – Amplitude de mouvement dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	p
Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	12.1	10.6	0.27
Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	3.2	2.7	0.33
Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	5.7	5.3	0.62
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui (1 à 50 %) (°)	6.7	6.3	0.68
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	7.5	7.0	0.7
Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	11.0	9.8	0.38

4.1.3 RÉSULTATS CINÉMATIQUES 3D TRIATHLON™ VS NEXGEN™ VS SUJETS ASYMPTOMATIQUES

4.1.3.1 RÉSULTATS CINÉMATIQUES 3D TRIATHLON™ VS NEXGEN™ CHEZ LE MÊME SUJET VS SUJETS ASYMPTOMATIQUES

4.1.3.1.1 PLAN SAGITTAL

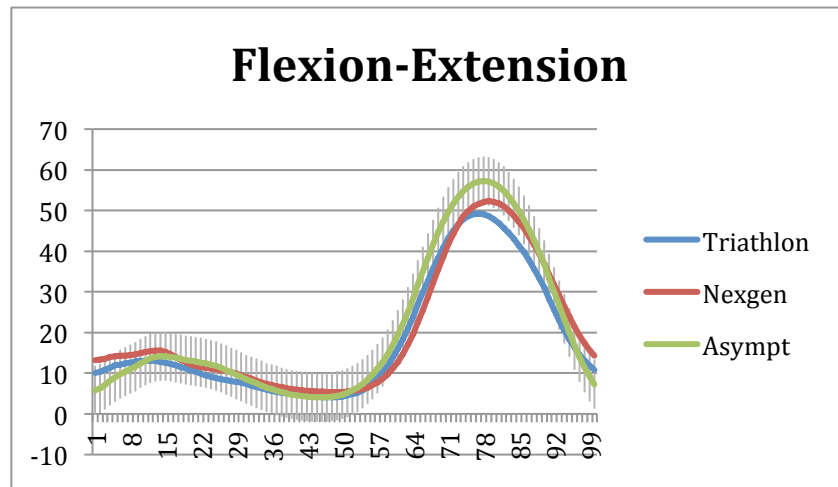


Figure 36 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptotiques. Écart-types sur la courbe asymptotique (Flexion est positive)

Le patron cinématique du groupe de sujets asymptotiques démontre une flexion moins marquée au contact initial ainsi qu'une plus grande flexion durant la majeure partie de la phase d'envol (Figure 36) (Tableau XV). Il n'y a pas de différence d'amplitude d'extension durant la phase d'appui entre les sujets asymptotiques et les PTG.

Tableau XV – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal

Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p	Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p
1 % (°)	10.0	13.2	5.8	0.03	75 % (°)	48.7	49.9	55.8	0.003
2 % (°)	10.3	13.4	6.2	0.03	76 % (°)	49.1	51.0	56.6	0.002
3 % (°)	11.4	13.9	8.1	0.04	77 % (°)	49.2	51.7	57.1	0.001
62 % (°)	18.5	14.8	22.2	0.04	78 % (°)	49.0	55.1	57.3	0.001
63 % (°)	21.1	17.2	25.1	0.03	79 % (°)	48.5	52.3	57.1	0.001
64 % (°)	23.9	19.6	28.4	0.02	80 % (°)	47.8	52.1	56.7	0.001
65 % (°)	26.8	22.5	31.8	0.01	81 % (°)	46.8	51.7	55.8	0.002
66 % (°)	29.8	25.5	35.1	0.01	82 % (°)	45.7	51.0	54.8	0.002
67 % (°)	32.7	28.8	38.4	0.01	83 % (°)	44.5	50.0	53.5	0.004
68 % (°)	35.6	32.1	41.6	0.01	84 % (°)	43.1	48.7	51.7	0.01
69 % (°)	38.4	35.5	44.6	0.01	85 % (°)	41.4	47.2	49.9	0.01
70 % (°)	40.9	38.7	47.4	0.01	86 % (°)	39.7	45.5	47.73	0.01
71 % (°)	43.3	41.8	49.8	0.01	87 % (°)	37.8	43.6	45.2	0.02
72 % (°)	45.2	44.4	51.8	0.01	88 % (°)	35.6	41.5	42.6	0.02
73 % (°)	46.7	46.7	53.5	0.01	89 % (°)	31.0	39.3	39.7	0.03
74 % (°)	47.9	48.5	54.8	0.01	100 % (°)	10.8	14.3	7.3	0.04

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p
Valeur maximale de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	50.4	52.8	57.6	0.003
Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	33.0	35.1	38.3	0.03
Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	47.1	48.2	55.4	0.001
Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	3.7	3.7	6.9	0.001
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	15.3	13.6	17.4	0.03
Amplitude de la phase de préenvol (50 à 60 %) (°)	9.6	5.9	12.2	0.001
Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	41.9	43.9	51.1	0.001

4.1.3.1.2 PLAN FRONTAL

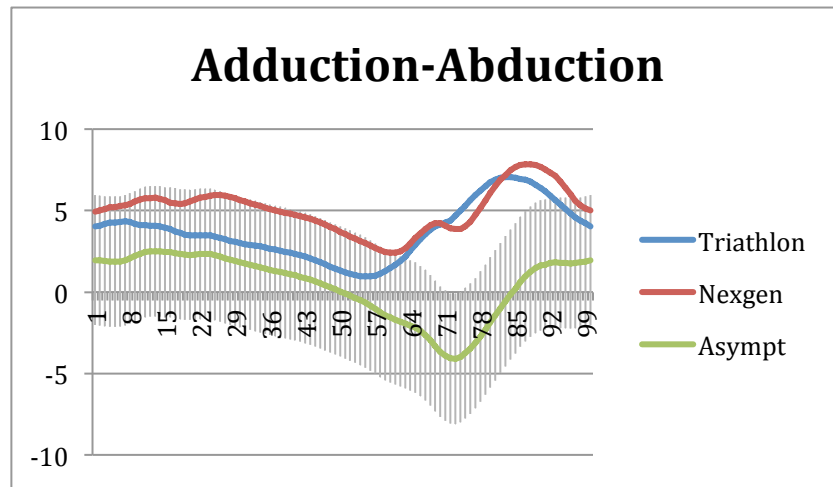


Figure 37 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptotiques. Écart-types sur la courbe asymptotique (Adduction est positive)

Le patron cinématique du groupe de sujets asymptotiques démontre une position avec une adduction moindre au contact initial, à la phase de chargement et durant toute la phase d'appui (Figure 37) (Tableau XVI). La phase de préenvol (50-60 %) est marquée par un mouvement d'abduction à la poussée qui se poursuit jusqu'au milieu de la phase d'envol comparativement à un mouvement d'adduction pour les PTG. La fin de la phase d'envol est caractérisée par un retour en adduction pour le groupe asymptotique et en abduction pour les PTG en préparation du contact initial.

Tableau XVI – Résultats statistiquement significatifs dans le plan frontal

Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p	Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p
5 % (°)	4.3	5.2	1.9	0.04	69 % (°)	4.0	4.2	-3.3	0.001
6 % (°)	4.3	5.3	1.9	0.04	70 % (°)	4.1	4.2	-3.7	0.001
7 % (°)	4.3	5.3	2.0	0.04	71 % (°)	4.2	4.1	-3.9	0.001
26 % (°)	3.3	5.9	2.1	0.04	72 % (°)	4.4	3.9	-4.1	0.001
27 % (°)	3.2	5.9	2.1	0.04	73 % (°)	4.7	3.9	-4.1	0.001
28 % (°)	3.1	5.8	2.0	0.04	74 % (°)	5.0	3.9	-4.0	0.001
29 % (°)	3.1	5.7	1.9	0.04	75 % (°)	5.3	4.0	-3.8	0.001
30 % (°)	3.0	5.7	1.9	0.04	76 % (°)	5.6	4.3	-3.5	0.001
31 % (°)	3.9	5.6	1.8	0.04	77 % (°)	5.9	4.8	-3.1	0.001
32 % (°)	2.9	5.5	1.7	0.04	78 % (°)	6.2	5.2	-2.8	0.001
33 % (°)	2.9	5.4	1.6	0.04	79 % (°)	6.5	5.6	-2.3	0.001
34 % (°)	2.8	5.3	1.5	0.04	80 % (°)	6.7	6.1	-1.9	0.001
35 % (°)	2.7	5.2	1.4	0.04	81 % (°)	6.9	6.5	-1.4	0.001
42 % (°)	2.3	4.7	0.9	0.04	82 % (°)	7.0	6.9	-1.0	0.001
43 % (°)	2.2	4.6	0.9	0.04	83 % (°)	7.1	7.2	-0.6	0.001
44 % (°)	2.1	4.5	0.8	0.04	84 % (°)	7.0	7.5	-0.2	0.001
45 % (°)	2.0	4.4	0.7	0.04	85 % (°)	7.0	7.7	0.2	0.001
46 % (°)	1.8	4.3	0.5	0.04	86 % (°)	6.9	7.8	0.6	0.001
48 % (°)	1.6	4.0	0.3	0.04	87 % (°)	6.9	7.9	1.0	0.001
59 % (°)	1.3	2.5	-1.4	0.04	88 % (°)	6.8	7.9	1.3	0.001
60 % (°)	1.5	2.4	-1.6	0.03	89 % (°)	6.6	7.8	1.5	0.001
61 % (°)	1.7	2.4	-1.7	0.02	90 % (°)	6.4	7.7	1.6	0.001
62 % (°)	1.9	2.5	-1.8	0.01	91 % (°)	6.2	7.5	1.7	0.001
63 % (°)	2.2	2.7	-1.9	0.01	92 % (°)	5.9	7.3	1.8	0.001
64 % (°)	2.5	3.0	-2.0	0.003	93 % (°)	5.6	7.1	1.8	0.001
65 % (°)	2.9	3.3	-2.2	0.001	94 % (°)	5.4	6.8	1.8	0.001
66 % (°)	3.2	3.6	-2.4	0.001	95 % (°)	5.1	6.4	1.8	0.02
67 % (°)	3.6	3.9	-2.7	0.001	96 % (°)	4.8	6.0	1.8	0.03
68 % (°)	3.9	4.1	-3.0	0.001	97 % (°)	4.6	5.6	1.8	0.05

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p
Valeur maximale de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	4.8	6.0	2.8	0.05
Valeur maximale du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	4.5	6.5	3.1	0.04
Valeur maximale du début de la phase d'appui (1 à 30 %) (°)	4.9	6.6	3.3	0.04
Valeur maximale de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	9.0	9.2	3.6	0.001
Valeur maximale de la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	4.9	6.6	3.4	0.04
Angulation moyenne du milieu de la phase d'appui (10 à 30 %) (°)	3.6	5.7	2.3	0.04
Angulation moyenne de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	2.3	4.8	1.0	0.04
Angulation moyenne de la phase d'appui (1 à 60 %) (°)	2.8	4.8	1.3	0.05
Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	5.0	5.3	-0.9	0,001

4.1.3.1.3 PLAN TRANSVERSE

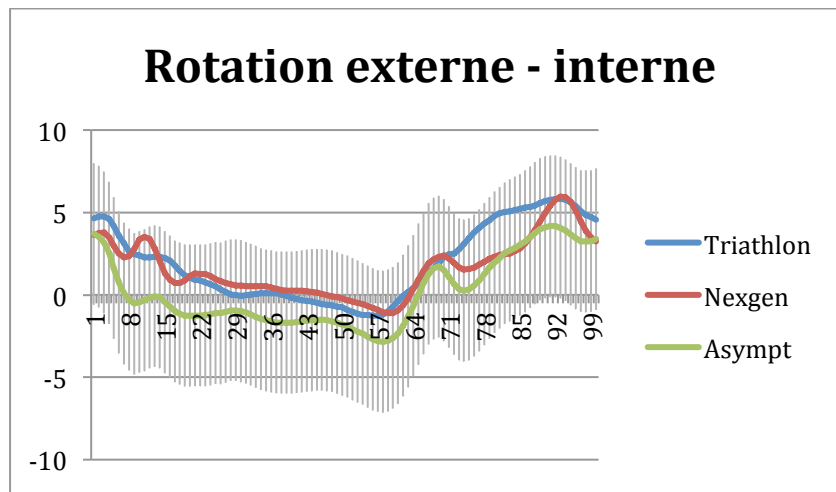


Figure 38 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques. Écart-types sur la courbe asymptomatique (Rotation externe est positive)

La cinématique des genoux asymptomatiques dans le plan transverse montre une tendance à être plus en rotation interne durant la phase d'appui comparativement aux PTG (Figure 38). De plus, le mouvement de rotation interne à la phase de chargement et durant le début de la phase d'appui se fait de façon plus abrupte pour les genoux asymptomatiques. Les 3 groupes effectuent une rotation externe à la poussée. Les amplitudes de mouvement de tout le cycle de marche et durant la phase d'envol étaient similaires entre les 3 groupes. Les amplitudes durant la phase d'appui et des sous-phases de l'appui présentaient une tendance pour Nexgen d'avoir moins d'amplitude de mouvement. L'amplitude durant la phase de chargement (1 – 10 %) était plus élevée pour les genoux asymptomatiques de façon statistiquement significative (Tableau XVII).

Tableau XVII – Résultats dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez le même patient vs asymptomatiques

Paramètres	Triathlon™ (n = 13)	Nexgen™ (n = 13)	Asympt (n = 35)	p
Angulation à 9 % (°)	2.6	2.3	-0.5	0.03
Angulation à 10 % (°)	2.4	3.3	-0.4	0.02
Angulation à 11 % (°)	2.3	3.5	-0.3	0.02
Angulation à 12 % (°)	2.3	3.4	-0.2	0.02
Angulation à 13 % (°)	2.3	2.8	-0.1	0.04
Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	12.7 (6.5 – 27.5, 5.6)	10.9 5.5 – 15.0, 3.1)	12.6 (7.3 – 29.6, 4.8)	0.51
Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	3.5	2.7	5.2	0.02
Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	6.4	5.2	7.2	0.09
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui (1 à 50 %) (°)	7.7	5.8	8.2	0.08
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	8.5	6.7	8.9	0.18
Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	11.8	10.1	10.9	0.63

4.1.3.2 RÉSULTATS CINÉMATIQUES 3D TRIATHLON™ VS NEXGEN™ CHEZ TOUS LES SUJETS VS SUJETS ASYMPTOMATIQUES

4.1.3.2.1 PLAN SAGITTAL

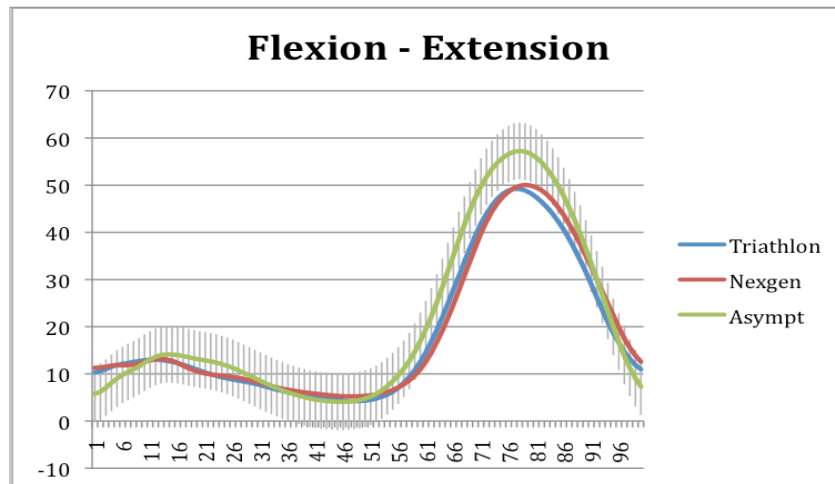


Figure 39 – Cinématique dans le plan sagittal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptotiques. Écart-types sur la courbe asymptotique (Flexion est positive)

Les genoux asymptotiques présentent une angulation du genou moins en flexion au contact initial. Les amplitudes de flexion totale et durant les sous-phases du cycle de marche sont plus élevées pour les genoux asymptotiques. Ces derniers ont également une flexion maximale plus élevée durant l'envol (Figure 39, Tableau XVIII).

Tableau XVIII – Résultats statistiquement significatifs dans le plan sagittal

Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	p	Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	p
1 % (°)	10.3	11.3	5.8	0.03	73 % (°)	45.7	44.5	53.5	0.001
2 % (°)	10.6	11.4	6.2	0.04	74 % (°)	47.2	46.2	54.8	0.001
59 % (°)	10.8	9.7	14.7	0.02	75 % (°)	48.2	47.6	55.8	0.001
60 % (°)	12.6	11.0	17.0	0.01	76 % (°)	48.9	48.6	56.6	0.001
61 % (°)	14.5	12.6	19.5	0.01	77 % (°)	49.2	49.4	57.1	0.001
62 % (°)	16.9	14.5	22.2	0.003	78 % (°)	49.2	49.9	57.3	0.001
63 % (°)	19.3	16.8	25.1	0.001	79 % (°)	48.9	50.1	57.1	0.001
64 % (°)	22.0	19.2	28.4	0.001	80 % (°)	48.3	50.0	56.7	0.001
65 % (°)	24.9	21.9	31.8	0.001	81 % (°)	47.5	49.5	55.9	0.001
66 % (°)	27.9	24.7	35.1	0.001	82 % (°)	46.5	48.9	54.8	0.001
67 % (°)	30.7	27.7	38.4	0.001	83 % (°)	45.3	48.0	53.5	0.002
68 % (°)	33.8	30.9	41.6	0.001	84 % (°)	43.9	46.8	51.8	0.003
69 % (°)	36.7	33.9	44.6	0.001	85 % (°)	42.3	45.3	49.9	0.004
70 % (°)	39.4	36.9	47.4	0.001	86 % (°)	40.6	43.7	47.7	0.01
71 % (°)	41.9	39.8	49.8	0.001	87 % (°)	38.6	41.7	45.2	0.04
72 % (°)	43.9	42.3	51.8	0.001					

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	p
Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	47.0	46.5	55.4	0.001
Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	3.4	3.6	6.9	0.001
Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	7.7	7.4	10.0	0.02
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	14.6	12.0	17.4	0.001
Amplitude de la fin de la phase d'appui (30 à 50 %) (°)	5.2	3.6	6.0	0.01
Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	42.0	42.2	51.1	0.001
Valeur maximale de flexion durant la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	50.3	50.7	57.6	0.001
Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	32.7	33.4	38.3	0.01

4.1.3.2.2 PLAN FRONTAL

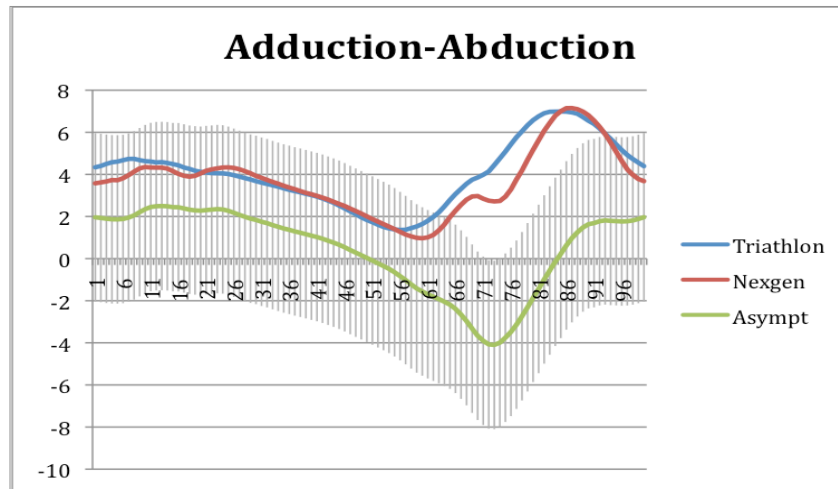


Figure 40 – Cinématique dans le plan frontal Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptotiques. Écart-types sur la courbe asymptotique (Adduction est positive)

Les genoux asymptotiques ont une tendance à être moins en adduction durant la phase de chargement, mais la différence n'était pas statistiquement significative. La phase de préenvol et le début de la phase d'envol des genoux asymptotiques sont marqués par une abduction à la poussée, alors que les PTG font une adduction. Le milieu et la fin de la phase d'envol sont caractérisés par un retour en adduction pour les sujets asymptotiques et vers l'abduction pour les PTG en préparation du prochain contact initial (Figure 40, Tableau XIX).

Tableau XIX – Résultats statistiquement significatifs dans le plan frontal

Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	<i>p</i>	Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	<i>P</i>
60 % (°)	1.6	1.0	-1.6	0.04	79 % (°)	6.3	4.7	-2.3	0.001
61 % (°)	1.8	1.0	-1.7	0.03	80 % (°)	6.6	5.2	-1.9	0.001
62 % (°)	2.0	1.1	-1.8	0.01	81 % (°)	6.8	5.6	-1.4	0.001
63 % (°)	2.2	1.3	-1.9	0.01	82 % (°)	6.9	6.1	-1.0	0.001
64 % (°)	2.5	1.6	-2.0	0.003	83 % (°)	7.0	6.4	-0.6	0.001
65 % (°)	2.8	2.0	-2.2	0.01	84 % (°)	7.0	6.8	-0.2	0.001
66 % (°)	3.1	2.3	-2.4	0.001	85 % (°)	7.0	7.0	0.2	0.001
67 % (°)	3.3	2.6	-2.7	0.001	86 % (°)	7.0	7.1	0.6	0.001
68 % (°)	3.6	2.8	-3.0	0.001	87 % (°)	6.9	7.2	1.0	0.001
69 % (°)	3.7	3.0	-3.3	0.001	88 % (°)	6.9	7.1	1.3	0.001
70 % (°)	3.9	3.0	-3.7	0.001	89 % (°)	6.7	7.0	1.5	0.001
71 % (°)	4.0	2.8	-3.9	0.001	90 % (°)	6.5	6.8	1.6	0.001
72 % (°)	4.1	2.8	-3.9	0.001	91 % (°)	6.4	6.6	1.7	0.001
73 % (°)	4.4	2.7	-4.1	0.001	92 % (°)	6.2	6.3	1.8	0.001
74 % (°)	4.8	2.7	-4.0	0.001	93 % (°)	5.9	5.9	1.8	0.001
75 % (°)	5.1	2.9	-3.8	0.001	94 % (°)	5.7	5.5	1.8	0.005
76 % (°)	5.4	3.3	-3.5	0.001	95 % (°)	5.4	5.1	1.8	0.02
77 % (°)	5.8	3.8	-3.1	0.001	96 % (°)	5.2	4.6	1.8	0.03
78 % (°)	6.0	4.2	-2.7	0.001					

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	<i>P</i>
Angulation moyenne de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	5.0	4.2	-1.0	0.001

4.1.3.2.3 PLAN TRANSVERSE

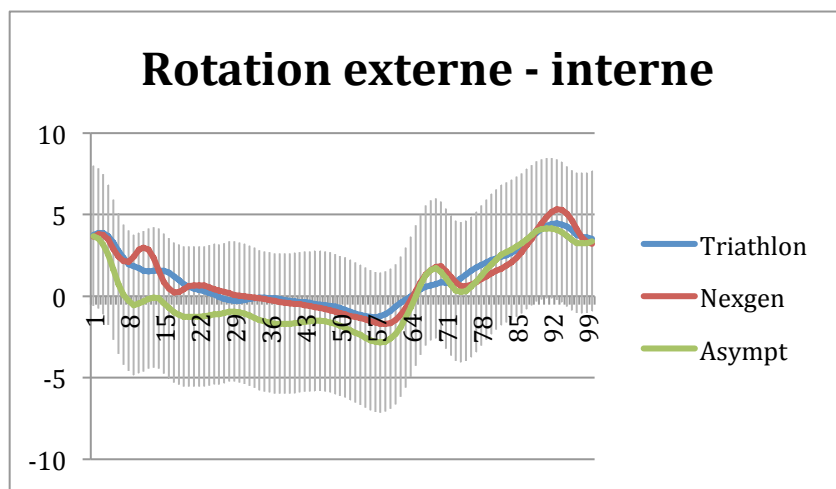


Figure 41 – Cinématique dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptotiques. Écart-types sur la courbe asymptotique (Rotation externe est positive)

Le groupe de genoux asymptotiques présente une tendance à être plus en rotation interne durant la phase d'appui, mais cette différence n'était significative qu'entre 8 et 12 % du cycle de marche. Les genoux asymptotiques présentaient également une plus grande amplitude de mouvement durant la phase de chargement et durant l'appui. Les 3 groupes effectuent une rotation externe à la poussée (Figure 41, Tableau XX).

Tableau XX – Résultats dans le plan transverse Triathlon™ vs Nexgen™ chez tous les patients vs asymptomatiques

Paramètres	Triathlon™ (n = 19)	Nexgen™ (n = 23)	Asympt (n = 35)	p
Angulation à 8 % (°)	1.9	2.1	-0.3	0.04
Angulation à 9 % (°)	1.8	2.4	-0.5	0.02
Angulation à 10 % (°)	1.7	2.8	-0.4	0.01
Angulation à 11 % (°)	1.5	3.9	-0.3	0.01
Angulation à 12 % (°)	1.5	2.9	-0.2	0.02
Amplitude durant le cycle de marche (1 à 100 %) (°)	12.1	10.6	12.6	0.27
Amplitude de la phase de chargement (1 à 10 %) (°)	3.2	2.7	5.2	0.001
Amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase de chargement (1 à 30 %) (°)	5.7	5.3	7.2	0.02
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui (1 à 50 %) (°)	6.6	6.3	8.2	0.04
Amplitude du contact initial jusqu'à la fin de la phase de préenvol (1 à 60 %) (°)	7.45	7.03	8.9	0.1
Amplitude de la phase d'envol (60 à 100 %) (°)	11.0	9.82	10.9	0.6

4.2 RÉSULTATS SUBJECTIFS

4.2.1 KOOS

Tableau XXI – KOOS

Sous-catégories du KOOS	Triathlon™ n = 15	Nexgen™ n = 15	p
Symptômes et raideur	80.0 (32.1, 96.4, 18.2)	74.5 (28.6, 92.9, 18.9)	0.21
Douleur	79.8 (27.8, 100, 21.8)	79.8 (52.8, 97.2, 16)	1.0
Fonction et activités de la vie quotidienne	79.7 (47.1, 100, 22)	80.4 (60.3, 100, 20.1)	0.86
Fonction, sports et activités récréatives	29.3 (0, 90, 28.4)	22.3 (0, 60, 20.3)	0.28
Qualité de vie	67.1 (18.8, 100, 24.6)	69.6 (50, 100, 19.6)	0.64
KOOS Total	72.7 (32.7, 97, 19.7)	72.0 (51.2, 92.3, 15.8)	0.86

4.2.2 WOMAC

Tableau XXII – WOMAC

TriathlonTM n = 15	NexgenTM n = 15	P
19.5 (0, 56, 21)	17.1 (1, 35, 17.7)	0.49

4.2.3 SF-12

Tableau XXIII – SF-12

Composantes du SF-12	TriathlonTM n = 15	NexgenTM n = 15	p
Santé physique	44.0 (20, 55, 9.2)	43.1 (20, 55, 9)	0.2
Santé mentale	55.4 (43, 69, 7.9)	55.7 (43, 69, 7.9)	0.62

4.2.4 QUESTIONNAIRE DE PERCEPTION ARTICULAIRE ET PTG PRÉFÉRÉE

Tableau XXIV – Perception articulaire

Perception articulaire	TriathlonTM n = 15	NexgenTM n = 15
Genou naturel	2 (13.3 %)	1 (6.7 %)
Genou artificiel sans limitation fonctionnelle	4 (26.7 %)	3 (20 %)
Genou artificiel avec limitations fonctionnelles minimales	7 (46.7 %)	9 (60 %)
Genou artificiel avec limitations fonctionnelles importantes	2 (13.3 %)	2 (13.3 %)
Articulation non fonctionnelle	0	0

Parmi les 15 patients avec une PTG Triathlon™ dans un genou et une PTG Nexgen™ dans le genou controlatéral, 7 préféraient l'implant Triathlon™, 5 préféraient le Nexgen™ alors que 3 patients n'avaient pas de préférence.

4.2.5 AMPLITUDE DE MOUVEMENT ET AXE MÉCANIQUE

L'amplitude de flexion moyenne était de 122.7° (100, 130, 8.8) pour les genoux avec l'implant Triathlon™ comparativement à 119.6° (100, 130, 9.7) pour l'implant Nexgen™ ($p = 0.08$). Tous les genoux avaient une extension à 0° . L'axe mécanique moyen était de 1.2° de varus (3° de varus, 2.4° de valgus, 1.6) pour les membres inférieurs avec l'implant Triathlon™ et de 2.0° de varus (6.5° de varus, 2.1° de valgus, 2.5) pour ceux avec l'implant Nexgen™ ($p = 0.24$). Les corrélations de Pearson entre l'angle fémoro-tibial mécanique et les paramètres cinématiques dans le plan frontal durant la phase d'appui pour les deux implants se sont avérées de faible intensité (tableau XXV).

Tableau XXV – Corrélation de Pearson entre l’angle fémoro-tibial mécanique les paramètres cinématiques dans le plan frontal

Paramètres cinématiques	Corrélation de Pearson	
	TriathlonTM	NexgenTM
Angulation moyenne de la phase de chargement (1 à 10 %)	0.282	0.314
Angulation moyenne du milieu de la phase d’appui (10 à 30 %)	0.279	0.298
Angulation moyenne de la fin de la phase d’appui (30 à 50 %)	0.449	0.333
Angulation moyenne de la phase d’appui (1 à 60 %)	0.378	0.328
Valeur maximale de la phase de chargement (1 à 10 %)	0.287	0.299
Valeur maximale du milieu de la phase d’appui (10 à 30 %)	0.274	0.330
Valeur maximale de la phase d’appui (1 à 60 %)	0.286	0.324

CHAPITRE 5 – DISCUSSION ET CONCLUSION

5.1 DISCUSSION

Le genou est une articulation avec une anatomie et une cinématique complexe. L'arthrose du genou peut causer des douleurs incapacitantes ainsi qu'une atteinte fonctionnelle importante et l'arthroplastie totale du genou est le traitement définitif de choix. Toutefois, le remplacement total du genou est associé à des déficits fonctionnels persistants et un taux d'insatisfaction significatif. Une meilleure compréhension de l'anatomie et de la cinématique du genou naturel a mené à la conception d'implants avec des propriétés mécaniques visant à reproduire la cinématique du genou sain dans le but d'optimiser les résultats chirurgicaux en terme de soulagement de la douleur, de fonction et de satisfaction du patient. Un dessin fémoral avec radius unique et des surfaces de contact favorisant le pivot fémoro-tibial naturel sont des propriétés soulevées comme novatrices par la compagnie Stryker inc. (prothèse de genou TriathlonTM). Face à ces changements technologiques, il appert important de valider les bénéfices associés à leur introduction. Dans la présente étude, nous avons comparé la cinématique à la marche de deux implants (TriathlonTM et NexgenTM) avec des propriétés mécaniques différentes d'abord sur le même patient, puis sur une cohorte hétérogène de sujets. Nous avons également comparé la cinématique du genou à la marche de ces deux types de PTG à celle des sujets asymptomatiques. Nous avons finalement comparé les résultats subjectifs des deux designs de PTG sur le même patient afin de voir si les propriétés mécaniques différentes

des implants allaient avoir un impact sur la douleur, la fonction et la perception des patients.

L'évaluation cinématique à la marche des implants TriathlonTM et NexgenTM a démontré des patrons plutôt similaires dans les plans sagittal, frontal et transverse. Des différences significatives ont toutefois été trouvées. Dans l'évaluation des sujets bilatéraux, la prothèse NexgenTM présentait une flexion plus élevée à la fin de la phase d'envol entre 83 % et 89 % du cycle alors que TriathlonTM avait une plus grande amplitude de mouvement durant la phase de préenvol (50 – 60 %) (9.6° vs 5.9° , $p = 0.03$). Ces différences cinématiques ont peu d'impact cliniquement et n'étaient plus significatives dans la cohorte avec tous les sujets. Évaluant tous les sujets (uni et bilatéraux), la seule différence significative était alors une plus grande amplitude de mouvement à la fin de la phase d'appui (30 – 50 %) pour TriathlonTM (5.2° vs 3.6° , $p = 0.03$). Cela a contribué à une tendance pour TriathlonTM à avoir une plus grande amplitude d'extension durant la phase d'appui, mais cette différence n'était pas statistiquement significative (11.1° vs 9.8° , $p = 0.46$).

L'analyse de la cinématique dans le plan frontal des sujets avec les 2 types d'implants a démontré une tendance pour le groupe NexgenTM à être plus en adduction tout au long de la phase d'appui sans atteindre un niveau significatif ($p = 0.18$ à 0.59). Cependant, l'amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase d'appui (10 – 30 %) était statistiquement plus élevée pour NexgenTM (1.6° vs 0.4° , $p = 0.03$). Cela représente un varus « thrust » plus important pour NexgenTM du début au milieu de la phase d'appui. La

différence entre l'angulation moyenne du milieu de la phase d'appui (10 – 30 %) et le contact initial était également différente pour les deux groupes. Nexgen était en moyenne 0.8° plus en adduction alors que Triathlon™ était 0.4° plus en abduction ($p = 0.02$). La différence entre l'angulation moyenne de la fin de la phase d'appui (30 – 50 %) et le contact initial suivait cette même tendance alors que Triathlon™ était en moyenne à 1.7° en abduction comparativement à 0,2° en abduction pour Nexgen™. Cette différence n'était cependant pas statistiquement significative ($p = 0.09$). Cela démontre que Nexgen™ demeurait plus longtemps en adduction durant de la phase d'appui avant de faire un mouvement d'abduction à la fin de la phase d'appui. Il est probable que ce varus « thrust » ainsi que la position prolongée en adduction durant la phase d'appui pour Nexgen™ pourrait engendrer une usure plus précoce de la partie médiale du polyéthylène(135). En analysant tous les sujets avec une PTG, on remarque encore une fois que les courbes cinématiques se sont rapprochées. Triathlon™ était même plus en adduction au contact initial, durant la phase de chargement et une partie du milieu de la phase d'appui, mais ces différences n'étaient pas statistiquement significatives. Nous remarquons cependant la même tendance pour Nexgen™ d'avoir plus de varus « thrust » et de demeurer plus longtemps en adduction durant l'appui, mais les différences n'étaient pas statistiquement significatives ($p = 0.59$ à 0.98) à . L'amplitude du contact initial jusqu'au milieu de la phase d'appui (10 – 30 %) était de 1.4° pour Nexgen™ contre 0.7° pour Triathlon™ ($p = 0.13$). La différence entre l'angulation moyenne du milieu de la phase d'appui (10 – 30 %) et le contact initial était de 0.6° plus en adduction pour Nexgen™ comparativement à 0.1° plus en abduction pour Triathlon™ ($p = 0.1$), alors que la différence avec l'angulation moyenne de la fin de l'appui (30 – 50 %) était 0.6° et

1.5° plus en abduction respectivement pour NexgenTM et TriathlonTM ($p = 0.16$). Plusieurs facteurs peuvent expliquer la tendance de l'implant NexgenTM d'avoir plus de varus thrust et de rester plus longtemps en adduction durant l'appui. D'abord, les implants NexgenTM avaient tendance à avoir un axe mécaniquement plus en varus comparativement aux implants triathlonTM, mais cette différence n'était pas statistiquement significative (2° vs 1.2°, $p = 0.24$). Cependant, l'axe mécanique n'explique probablement pas à lui seul ces différences cinématiques. En effet, les corrélations de Pearson entre l'angle fémoro-tibial mécanique et les diverses valeurs maximales et moyennes d'angulation dans le plan frontal durant la phase d'appui étaient faibles à modérées, variant entre 0.279 et 0.449. Il est possible que la différence dans le temps de suivi entre les deux implants puisse influencer les résultats de la cinématique dans le plan frontal. Orishimo et al.(108) ont trouvé que l'adduction moyenne maximale durant la phase d'appui était passée de 3.6° à 6 mois post-opératoire à 5.2° à 12 mois, malgré un alignement statique stable à 3.5° de valgus. Cela suggère que des changements cinématiques dans le plan frontal vers le varus semblent survenir à un suivi post-opératoire plus éloigné. Il est également possible que le design des implants ait eu un rôle à jouer dans cette différence cinématique. Tel que décrit dans la section de la revue de la littérature portant sur l'évolution des designs de prothèses totales de genou, l'implant NexgenTM a un axe de flexion variable à multiples rayons, alors que l'implant TriathlonTM a un axe de flexion fixe transépicondylien avec un rayon unique entre 10° et 110° de flexion. Ce dernier design permettrait de fournir une meilleure isométrie ligamentaire au travers de toute l'amplitude de mouvement. Il est donc possible que cette meilleure stabilité découlant de la meilleure isométrie ligamentaire limite le varus

« thrust » chez TriathlonTM. Finalement, la balance ligamentaire peropératoire peut certainement influencer la cinématique dans le plan frontal alors qu'une prothèse mal balancée aura plus d'amplitude de mouvement dans le plan frontal et plus de varus « thrust » durant la phase d'appui de la marche.

La phase de préenvol était caractérisée par un mouvement d'adduction à la poussée pour les deux implants, et ce autant pour les sujets avec les deux types d'implant que lorsque tous les sujets avec une PTG ont été analysés. Cette adduction à la poussée avait été remarquée par Boivin(94) dans l'étude de la cinématique du genou arthrosique, où 18 % des sujets présentaient ce patron. La proportion de ce patron augmentait avec la sévérité de l'arthrose. Il est possible que ce patron observé chez les sujets avec une PTG soit la reproduction d'un patron qu'ils avaient développé en pré-opératoire lorsqu'atteint d'arthrose sévère. De plus, l'alignement mécanique avec un léger varus résiduel ainsi qu'une usure du polyéthylène médial peut certainement contribuer à ce paramètre cinématique.

L'analyse dans le plan transverse n'a pas démontré de résultats statistiquement significatifs pour les différents paramètres, mais a révélé une tendance pour TriathlonTM d'avoir une plus grande amplitude de mouvement durant tout le cycle de marche et dans les différentes sous-phases ($p = 0.12$ à 0.27 chez les sujets avec PTG bilatérales) ($p = 0.27$ à 0.7 chez tous les sujets). Il est possible que cette différence soit attribuable aux designs différents des implants où TriathlonTM est conçu pour permettre une liberté de mouvement dans le plan transverse. Le manque de puissance de l'étude contribue à la

difficulté à évaluer s'il y a réellement une différence entre les amplitudes de mouvement des deux implants dans le plan transverse et nous empêche de valider notre 2e hypothèse étant que les genoux avec l'implant TriathlonTM auraient une amplitude de mouvement plus élevée dans le plan transverse durant le cycle de la marche comparativement aux genoux avec l'implant NexgenTM. L'analyse de puissance sera décrite dans la section discutant des limitations de l'étude.

Le premier objectif secondaire de l'étude était de comparer la cinématique des genoux avec PTG à celle de genoux asymptomatiques. Dans le plan sagittal, les résultats sont similaires pour les comparaisons des sujets avec les deux types d'implants et de tous les sujets avec une PTG comparativement au groupe asymptomatique. Les genoux avec PTG avaient plus de flexion au contact initial de façon statistiquement significative comme en témoigne une angulation moyenne plus élevée à 1 % (TriathlonTM : 10.0°, NexgenTM 13.2°, Asymptomatique : 5.8°, $p = 0.03$) et 2 % (TriathlonTM : 10.3°, NexgenTM 13.4°, Asymptomatique : 6.2°, $p = 0.03$) du cycle de marche. La littérature est divergente quant à la différence d'angulation au contact initial des genoux avec PTG comparativement aux genoux asymptomatiques. Levinger et al.(98) avaient décrit un angle de flexion plus élevé au contact initial alors que McClelland et al.(100) ont trouvé un angle de flexion moindre. D'autres études(101, 104) n'avaient pas trouvé de différence entre les groupes. La même divergence se retrouve dans la littérature sur la cinématique à la marche du genou arthrosique. Boivin(94) avait démontré que cette variabilité pouvait être reliée au degré de sévérité différent d'arthrose des sujets analysés. Il est possible que la poursuite de ces patrons variables en post-opératoire puisse contribuer à cette divergence chez la

population PTG. Plusieurs facteurs peuvent expliquer une angulation plus en flexion au contact initial chez des sujets porteurs de PTG. D'abord, les sujets peuvent continuer de marcher avec le même patron de marche acquis au courant des années précédant la chirurgie lorsque le genou était symptomatique d'une arthrose progressive. Ensuite, un manque de proprioception du genou en séquelle de la chirurgie peut y contribuer, de même qu'une diminution de force et de contrôle musculaire du quadriceps dans les derniers degrés d'extension. Un phénomène de co-contraction du quadriceps et des ischio-jambiers pourrait également maintenir le genou plus en flexion au contact initial. Les genoux avec PTG ont également démontré une amplitude de mouvement totale moindre durant le cycle de marche (TriathlonTM : 47.1°, NexgenTM 48.2°, Asymptomatique : 55.4°, $p = 0.001$), ainsi que durant la phase d'appui (TriathlonTM : 15.3°, NexgenTM : 13.6°, Asymptomatique : 17.4°, $p = 0.03$) et la phase d'envol (TriathlonTM : 41.9°, NexgenTM : 43.9°, Asymptomatique : 51.1°, $p = 0.001$). L'amplitude maximale moyenne atteinte à l'envol était également plus basse pour les PTG (TriathlonTM : 33.0°, NexgenTM : 35.1°, Asymptomatique : 38.3°, $p = 0.03$). Ces trouvailles sont les mêmes que celles rapportées dans plusieurs études sur la cinématique dans le plan sagittal des PTG(95, 98, 100, 101, 103, 104). Cette amplitude diminuée peut encore une fois refléter la poursuite d'un patron acquis en pré-opératoire. Une douleur résiduelle et une co-contraction du quadriceps et des ischio-jambier peuvent sans doute contribuer à ce paramètre cinématique. Contrairement à ce qu'a rapporté au moins trois études(98, 100, 105), les PTG et les genoux asymptomatiques avaient une extension similaire durant l'appui dans cette étude (TriathlonTM : 11.2°, NexgenTM : 11.9°, Asymptomatique : 11.4°, $p = 0.95$).

La cinématique dans le plan frontal révèle plusieurs différences statistiquement significatives entre les PTG et les genoux asymptomatiques. La comparaison des sujets avec les deux types d'implants et les genoux asymptomatiques a révélé des angulations plus en adduction durant la majorité de la phase d'appui (26 % à 48 % du cycle de marche) et de la phase d'envol (59 % à 97 % du cycle de marche), ainsi que des valeurs maximales et moyennes plus en adduction pour les PTG. La comparaison de tous les sujets avec une PTG et le groupe asymptomatique a montré une tendance au varus durant la phase d'appui ainsi que des différences significatives durant presque toute la phase d'envol (60 % à 96 % du cycle de marche). La littérature sur la cinématique dans le plan frontal des PTG rapporte des résultats variables. Milner et al.(106) ont trouvé une adduction maximale moyenne durant l'appui de 2.4° pour le groupe contrôle comparativement à 1.8° pour 16 PTG à un suivi moyen de 28 mois (4 à 96 mois). Cette différence n'était pas significative. McClelland et al.(100) ont rapporté une adduction maximale moyenne durant l'appui de 4.6° pour le groupe contrôle et de 4.5° pour 40 PTG. Les auteurs n'avaient pas mentionné le temps de suivi. Saari et al.(105) ont comparé la cinématique frontale de 39 PTG incluant 4 designs différents à celle d'un groupe contrôle à 2 ans de suivi. L'adduction maximale était significativement plus élevée pour un des design de PTG comparativement au groupe contrôle (7° vs 3°, $p = 0.009$). Aucune différence significative n'avait été remarquée pour les 3 autres designs (3°, 4° et 5° d'adduction maximale). Les auteurs ont rapporté que l'angle tibio-fémoral mécanique moyen n'était pas différent entre les designs, mais les valeurs absolues n'étaient pas divulguées dans l'article. La valeur d'adduction moyenne maximale durant l'appui de la présente étude était statistiquement différente entre le groupe avec les 2 types d'implants

et le groupe asymptomatique (TriathlonTM 4.9°, NexgenTM 6.6°, Asymptomatique 3.4°, $p = 0.04$). Le groupe comprenant tous les sujets avec une PTG présentait une tendance à une adduction maximale plus élevée à l'appui, mais la différence n'était pas significative (TriathlonTM 5.4°, NexgenTM 5.1°, Asymptomatique 3.4°, $p = 0.24$). Les valeurs d'adduction maximale des PTG durant l'appui de cette étude se comparent à celles rapportées par McClelland et al.(100) et Saari et al.(105), mais sont plus élevées que celles de l'étude de Milner et al.(106). Il aurait été intéressant que ces trois études citent l'angle moyen fémoro-tibial mécanique de leurs PTG ainsi que le temps de suivi pour le groupe de McClelland et al.(100). Ces deux variables sont possiblement des facteurs confondants de la cinématique frontale des PTG comme l'ont décrit Orishimo et al.(108) en rapportant une adduction maximale durant l'appui plus marquée à 12 mois (5.2°) par rapport à 6 mois (3.6°) post-opératoire chez des PTG avec un axe mécanique stable à 3.5° de valgus. Plusieurs facteurs peuvent expliquer la cinématique plus en adduction pour le groupe PTG. Les temps de suivi d'environ 30 mois et 50 mois respectivement pour TriathlonTM et NexgenTM ont pu engendrer une progression vers le varus qui n'était peut-être pas présent entre 3 et 6 mois post-opératoires. Un axe mécanique légèrement en varus peut aussi avoir contribué. Une balance ligamentaire suboptimale en peropératoire ou l'incapacité d'un implant prothétique de produire une isométrie et une stabilité ligamentaire aussi bonne qu'un genou naturel pourrait aussi avoir joué un rôle. Finalement, la poursuite d'un patron cinématique acquis en pré-opératoire est une autre hypothèse pouvant expliquer ce résultat dans le plan frontal.

La cinématique des PTG durant la phase de préenvol (50 – 60 %) était caractérisée par une adduction à la poussée alors que les genoux asymptomatiques allaient en abduction. Ce patron d'adduction à la poussée a été décrit par Lafortune et al.(81) chez un sujet sain alors que Boivin(94) l'a décrit chez une population arthrosique avec une proportion plus élevée chez des sujets atteints d'arthrose sévère. Ce patron peut représenter la poursuite d'un patron acquis en pré-opératoire. Les autres facteurs ayant pu influencer la cinématique vers l'adduction durant la phase d'appui cités précédemment ont également le potentiel d'y contribuer. Les PTG restent en adduction tout au long du cycle de marche alors que les genoux asymptomatiques passent en abduction durant la phase de préenvol jusqu'à environ la moitié de la phase d'envol. Le compartiment médial des PTG est donc constamment stressé lors de la marche sans avoir le répit qu'ont les genoux asymptomatiques alors qu'ils passent en abduction à l'envol. Cette position constante en varus pourrait engendrer une usure plus marquée du polyéthylène en médial à long terme, ce qui à son tour favorise le varus tel un cercle vicieux.

L'analyse dans le plan transverse comparant le groupe de sujets avec les 2 types d'implants et le groupe asymptomatique a démontré une tendance des PTG d'être plus en rotation externe durant la phase d'appui avec des différences statistiquement significatives à la fin de la phase de chargement et au début du milieu de la phase d'appui (9 – 13 %). Les amplitudes totales moyennes de mouvement du cycle de marche et de la phase d'envol étaient plutôt similaires, mais présentaient une légère tendance à moins d'amplitude pour NexgenTM. Les amplitudes des différentes sous-phases de l'appui démontraient une tendance plus forte vers une amplitude moindre pour NexgenTM, alors

que les genoux asymptomatiques démontraient une amplitude statistiquement plus élevée lors du chargement (0 – 10 %) (TriathlonTM: 3.5°, NexgenTM : 2.7°, Asymptomatique : 5.2°, $p = 0.02$). L'amplitude de tous les sujets avec une PTG a montré la même tendance pour les PTG d'être plus en rotation externe et d'avoir moins d'amplitude pour NexgenTM durant tout le cycle et pendant l'envol. Les amplitudes pour l'appui (TriathlonTM : 6.6°, NexgenTM : 6.3°, Asymptomatique : 8.2°, $p = 0.04$) et ses sous-phases étaient plus rapprochées entre TriathlonTM et NexgenTM, mais les amplitudes des PTG étaient plus basses que celles des genoux asymptomatiques de façon statistiquement significative. Nous pouvons dégager globalement de ces résultats que les amplitudes totales du cycle de marche et de la phase d'envol sont similaires entre les PTG et les genoux asymptomatiques, mais que les patrons cinématiques diffèrent entre ces deux groupes durant les sous-phases du cycle, surtout du milieu à la fin de la phase d'appui. On remarque donc que les implants ne reproduisent pas la cinématique du genou asymptomatique même s'ils produisent une amplitude totale de mouvement similaire dans le plan transverse lors d'un cycle de marche. Encore une fois, un manque de puissance ne permet pas d'obtenir un seuil de différence significatif entre les 3 groupes. Cette analyse dans le plan transverse n'a pas démontré que les genoux avec l'implant TriathlonTM reproduisait mieux la cinématique des genoux asymptomatiques invalidant ainsi notre 1^{ère} hypothèse. Cette incapacité des implants à reproduire la cinématique dans ce plan malgré des dessins différents pourrait s'expliquer entre autre par la présence de tissus cicatriciels en post-opératoire, par une perte de proprioception et par le sacrifice des ligaments croisés antérieur et postérieur lors de la chirurgie. McClelland and al.(100) avait trouvé que les PTG étaient plus en rotation externe comparativement au groupe

contrôle avec une rotation interne maximale durant l'appui de 12.6° pour le groupe contrôle et de 7.2° pour les PTG ($p < 0.001$). La présente étude a également démontré une position plus en rotation externe pour les PTG avec une tendance vers une rotation interne maximale plus élevée pour le groupe asymptotique, mais à des valeurs moins élevées pour les deux groupes (groupe avec les 2 types d'implants : Triathlon™ : 2.9°, Nexgen™ : 1.9°, Asymptotique : 4.5° ($p = 0.1$), groupe avec toutes les PTG : Triathlon™ : 2.8°, Nexgen™ : 2.5°, Asymptotique : 4.5° ($p = 0.09$)). Cette tendance vers la rotation externe pour les PTG pourrait résulter d'une légère malrotation des implants par rapport à l'anatomie du genou naturel. L'amplitude moyenne obtenue pendant la phase d'appui pour les PTG (Triathlon™ : 7.5°, Nexgen™ 7.0°) est plus élevée que celles rapportées par Banks et al.(110) (5°) et par Dennis et al.(24) (1.2°) lors d'études fluoroscopiques.

Le deuxième objectif secondaire était de comparer les résultats cliniques subjectifs entre les deux designs de prothèse totale de genou chez le même patient. Les résultats ont démontré que le design de l'implant n'a pas eu d'influence sur les résultats subjectifs des patients. Les tendances et les différences notées entre la cinématique des 2 designs ne se sont pas reflétées au niveau des scores subjectifs du KOOS, du WOMAC et du SF-12. Les questionnaires de perception articulaire ont démontré que la majorité des sujets percevaient leur genou comme étant un genou artificiel avec limitations fonctionnelles minimales ou sans limitation, et ce de façon similaire pour les 2 implants. La perception de genou naturel n'a été obtenue que pour 3 PTG (10 %). Ces résultats infirment notre 3^e hypothèse étant que les genoux avec l'implant Triathlon™ seraient davantage perçus

comme des genoux naturels comparativement aux genoux avec l'implant NexgenTM. Nous avons vu que de nombreuses différences cinématiques étaient présentes entre les PTG et les genoux asymptomatiques. Il est possible que ces différences cinématiques contribuent au fait que très peu de sujets perçoivent leur genou reconstruit comme un genou naturel.

Les résultats cinématiques et subjectifs de la présente étude n'ont pas démontré de supériorité claire d'une prothèse par rapport à l'autre dans les paramètres évalués. La décision de choisir une prothèse plutôt qu'une autre en situation clinique pour un chirurgien devrait alors surtout être influencée par sa familiarité avec l'instrumentation chirurgicale et son aisance à bien performé la prothèse totale de genou.

Cette étude a quelques limitations. D'abord, une analyse de puissance post hoc a démontré un manque de puissance avec notre nombre total de sujets avec les 2 types d'implants (n = 13). Par exemple, l'évaluation de la puissance pour l'amplitude de mouvement mesurée durant le cycle de marche dans le plan transverse (12.7° TriathlonTM et 10.9° NexgenTM) produit une puissance de 27 %. Pour obtenir une puissance de 80 % avec les mêmes amplitudes durant le cycle de marche, on aurait eu besoin de 49 patients. Ce paramètre cinématique était important dans la comparaison des groupes et était au cœur d'une de nos hypothèses. Un manque de puissance statistique est aussi présent pour plusieurs autres mesures d'efficacité évaluées lors de la cinétique de marche. Cependant, les patients avec un type différent de design de PTG dans chaque genou sont rares et il n'était pas possible de recruter plus de patients. Aussi, le fait que les patients étaient leur

propre contrôle renforce les conclusions qui peuvent être tirées de cette étude. Une autre limitation est la différence dans les données démographiques des sujets avec PTG et des sujets asymptomatiques. Les sujets asymptomatiques étaient plus jeunes et avaient un IMC plus bas comparativement aux sujets du groupe PTG. Il a été démontré que l'âge amène des changements mineurs de la cinématique du genou dans le plan sagittal. Dans une étude analysant la cinématique dans le plan sagittal de 116 hommes et 117 femmes âgés de 10 à 79 ans, Öberg et al.(136) ont rapporté une augmentation moyenne de flexion de 0.5° au milieu de la phase d'appui et une diminution d'entre 0.5° et 0.8° par décade pendant l'envol. En se basant sur ces paramètres, la différence d'âge d'environ 30 ans entre nos groupes pourrait entraîner environ 1.5° de flexion de plus à l'appui et entre 1.5° et 2.4° de moins durant l'envol pour le groupe PTG. Judge et al.(137) ont comparé la cinématique sagittale de 26 sujets d'âge moyen de 79 ans et de 32 sujets âgés en moyenne de 26 ans. Les sujets plus âgés avaient en moyenne 2° de moins d'extension à l'appui (-3° vs -1° , $p = 0.06$) et 4 degrés de moins de flexion durant l'envol (55° vs 59° , $p < 0.001$). À notre connaissance, aucune littérature n'a rapporté les effets de l'âge sur la cinématique dans le plan frontal et le plan transverse. La différence d'âge a peut-être influencé les résultats dans ces deux plans, mais nous ne pouvons pas quantifier cette influence s'il y en a eu une. Une autre différence entre les groupes était l'IMC des sujets asymptomatiques qui étaient plus bas comparativement à celui du groupe PTG. L'obésité est un facteur de risque de l'arthrose du genou et il est estimé que près de 90 % des patients étant opérés pour une PTG souffre d'obésité(1). Cette différence d'IMC a peut-être influencé certains paramètres cinématiques entre les groupes. D'autres études récentes comparant la cinématique de sujets avec PTG à celle de sujets asymptomatiques

ont également rapporté un IMC plus élevé chez le groupe PTG(98, 100). Une autre limitation de l'étude est que tous les patients avec les 2 types PTG ont été implantés avec la PTG NexgenTM lors de la chirurgie du premier genou et avec la TriathlonTM lors de la chirurgie au genou controlatéral. Le temps de suivi était donc plus long pour l'implant NexgenTM. Le temps de suivi minimal requis pour être inclus dans l'étude était de 12 mois. Malgré le fait que cette durée apparaisse suffisante pour récupérer physiquement et psychologiquement d'une PTG, cela a pu avoir une influence sur les paramètres cinématiques et apporter un biais sur les résultats subjectifs des deux implants. Également, il est possible que d'avoir une PTG dans le genou controlatéral influence les résultats cinématiques de la PTG étudiée. Malgré le fait que le KneeKG soit un outil de mesure ayant été validé quant à sa précision et sa reproductibilité, il est possible qu'un certain degré d'erreur dans la précision des mesures eût pu entraîner un biais dans la comparaison des résultats cinématiques. De nombreux paramètres cinématiques ont été étudiés dans cette étude et devant cette quantité de paramètres, un seuil α plus bas que 0.05 aurait pu être considéré. Cependant, étant donné que des résultats primaires en relation avec les trois hypothèses ont été identifiées, un seuil à 0.05 est adéquat. Dans le recueil des scores subjectifs, les patients ont rempli deux fois le même questionnaire, c'est-à-dire un questionnaire pour chaque PTG. À notre connaissance, le SF-12, le KOOS et le WOMAC n'ont pas été validés pour ce genre d'utilisation et l'analyse des résultats devrait en tenir compte. Finalement, des mesures de force et d'électromyogramme n'ont pas été effectuées dans cette étude et ces paramètres auraient pu apporter des informations complémentaires intéressantes aux résultats obtenus.

5.2 CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les chirurgiens orthopédistes pratiquent l'arthroplastie totale du genou fréquemment pour traiter l'arthrose sévère du genou depuis le début des années 1970(63) dans le but de redonner une fonction optimale à leurs patients et de soulager leur douleur. La compréhension de l'anatomie et de la cinématique du genou a permis à l'industrie de fabriquer des implants de plus en plus performants afin d'aider le chirurgien et le patient à atteindre leurs objectifs thérapeutiques.

Nos résultats ont démontré que malgré des propriétés mécaniques différentes pour les deux implants étudiés, peu de différences sont ressorties de leur analyse cinématique à la marche avec le nombre de patients étudiés. Tel que mentionné dans une de nos hypothèses, TriathlonTM a démontré une tendance à avoir plus de rotation dans le plan transverse, mais une puissance plus élevée sera nécessaire dans les prochaines études pour mettre en évidence les différences cinématiques entre les implants. Nous avons également trouvé plusieurs différences cinématiques entre les PTG et les genoux asymptomatiques, invariablement du design de l'implant, infirmant ainsi l'hypothèse que TriathlonTM reproduirait mieux la cinématique à la marche du genou asymptomatique. Le design de l'implant n'a également pas eu d'effet sur les résultats subjectifs, démontrant que l'hypothèse favorisant TriathlonTM était fautive. Seulement 10 % des PTG étaient perçues comme un genou naturel et l'analyse avec le KneeKG a fourni des résultats objectifs de paramètres de cinématique anormale pouvant expliquer du moins en partie cette perception des patients. Les résultats de cette étude démontrent que de la recherche

et du développement dans la conception d'implant et dans la technique chirurgicale sont nécessaires pour améliorer la satisfaction du patient et pour reproduire la cinématique du genou naturel.

Cette étude est la première analysant la cinématique à la marche de PTG avec le KneeKG. Elle est également la première à analyser la cinématique à la marche dans les plans frontal et transverse de sujets avec un design d'implant différent dans chaque genou. Il serait intéressant d'étudier de façon prospective des cohortes de patients avec des designs d'implants différents, débutant en pré-opératoire par une analyse cinématique, une mesure de l'axe mécanique et des questionnaires subjectifs, puis de faire une évaluation biannuelle pour suivre l'évolution de leur cinématique. Il serait également intéressant de comparer la cinématique à la marche prospectivement de PTG ayant un alignement mécanique standard à celle de PTG avec un alignement cinématique, qui consiste à placer les implants selon la ligne articulaire native pré arthrosique du patient(138).

RÉFÉRENCES

1. Vivre avec l'arthrite au Canada. In: Canada AdSpd, editor.: Publications Santé Canada; 2010. p. 128.
2. Roos EM, Toksvig-Larsen S. Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - validation and comparison to the WOMAC in total knee replacement. Health and quality of life outcomes. 2003;1:17.
3. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. The Journal of rheumatology. 1988;15(12):1833-40.
4. Ware J, Jr., Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. Medical care. 1996;34(3):220-33.
5. Collins M, Lavigne M, Girard J, Vendittoli PA. Joint perception after hip or knee replacement surgery. Orthop Traumatol Surg Res. 2012;98(3):275-80.
6. Emil H. Schemitsch MDM. Operative techniques: Orthopaedic trauma surgery. Elsevier S, editor. Philadelphia2010.
7. Laible C, Stein DA, Kiridly DN. Meniscal repair. J Am Acad Orthop Surg. 2013;21(4):204-13.
8. Berhouet J, Marty F, Rosset P, Favard L. Meniscus matching: evaluation of direct anatomical, indirect radiographic, and photographic methods in 10 cadaver knees. Orthop Traumatol Surg Res. 2013;99(3):291-7.
9. Tallay A, Lim MH, Bartlett J. Anatomical study of the human anterior cruciate ligament stump's tibial insertion footprint. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008;16(8):741-6.
10. Bowman KF, Jr., Sekiya JK. Anatomy and biomechanics of the posterior cruciate ligament, medial and lateral sides of the knee. Sports Med Arthrosc. 2010;18(4):222-9.
11. Forsythe B, Harner C, Martins CA, Shen W, Lopes OV, Jr., Fu FH. Topography of the femoral attachment of the posterior cruciate ligament. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am. 2009;91 Suppl 2 Pt 1:89-100.
12. Ranawat A, Baker CL, 3rd, Henry S, Harner CD. Posterolateral corner injury of the knee: evaluation and management. J Am Acad Orthop Surg. 2008;16(9):506-18.
13. LaPrade RF, Ly TV, Wentorf FA, Engebretsen L. The posterolateral attachments of the knee: a qualitative and quantitative morphologic analysis of the fibular collateral ligament, popliteus tendon, popliteofibular ligament, and lateral gastrocnemius tendon. Am J Sports Med. 2003;31(6):854-60.
14. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly TV, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The anatomy of the medial part of the knee. J Bone Joint Surg Am. 2007;89(9):2000-10.
15. Jonh Insall NS. Surgery of the Knee. 4th ed. Livingstone C, editor2006.
16. S.Terry Canale JHB. Campbell's Operative Orthopaedics, 12th Edition2012.
17. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. Clin Orthop Relat Res. 1997(343):144-50.
18. Freeman MA, Pinskerova V. The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. Clin Orthop Relat Res. 2003(410):35-43.

19. Freeman MA, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* 2005;38(2):197-208.
20. Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W. Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech.* 2005;38(2):269-76.
21. Martelli S, Pinskerova V. The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(4):607-13.
22. Williams A, Logan M. Understanding tibio-femoral motion. *Knee.* 2004;11(2):81-8.
23. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2003(410):69-81.
24. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB. Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2003(416):37-57.
25. Cole BJ, Harner CD. Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg.* 1999;7(6):389-402.
26. Miller MD. Review of orthoparadics. 5th ed. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2008.
27. Watterson JR, Esdaile JM. Viscosupplementation: therapeutic mechanisms and clinical potential in osteoarthritis of the knee. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8(5):277-84.
28. Feeley BT, Gallo RA, Sherman S, Williams RJ. Management of osteoarthritis of the knee in the active patient. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18(7):406-16.
29. Pollo FE, Jackson RW. Knee bracing for unicompartmental osteoarthritis. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14(1):5-11.
30. Hepper CT, Halvorson JJ, Duncan ST, Gregory AJ, Dunn WR, Spindler KP. The efficacy and duration of intra-articular corticosteroid injection for knee osteoarthritis: a systematic review of level I studies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2009;17(10):638-46.
31. Bellamy N, Campbell J, Robinson V, Gee T, Bourne R, Wells G. Viscosupplementation for the treatment of osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006(2):CD005321.
32. Borus T, Thornhill T. Unicompartmental knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2008;16(1):9-18.
33. Hernigou P, Deschamps G. Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(3):506-11.
34. Siston RA, Giori NJ, Goodman SB, Delp SL. Surgical navigation for total knee arthroplasty: a perspective. *J Biomech.* 2007;40(4):728-35.
35. Stulberg SD, Loan P, Sarin V. Computer-assisted navigation in total knee replacement: results of an initial experience in thirty-five patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A Suppl 2:90-8.
36. Kuo CC, Bosque J, Meehan JP, Jamali AA. Computer-assisted navigation of total knee arthroplasty for osteoarthritis in a patient with severe posttraumatic femoral deformity. *J Arthroplasty.* 2011;26(6):976 e17-20.
37. Anderson KC, Buehler KC, Markel DC. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods. *J Arthroplasty.* 2005;20(7 Suppl 3):132-8.

38. Hetaimish BM, Khan MM, Simunovic N, Al-Harbi HH, Bhandari M, Zalzal PK. Meta-analysis of navigation vs conventional total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2012;27(6):1177-82.
39. Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, Banzer D, Zink A. Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br*. 2003;85(6):830-5.
40. Ethgen O, Bruyere O, Richy F, Dardennes C, Reginster JY. Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86-A(5):963-74.
41. Buechel FF, Sr. Long-term followup after mobile-bearing total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 2002(404):40-50.
42. Kelly MA, Clarke HD. Long-term results of posterior cruciate-substituting total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2002(404):51-7.
43. Robertsson O, Scott G, Freeman MA. Ten-year survival of the cemented Freeman-Samuelson primary knee arthroplasty. Data from the Swedish Knee Arthroplasty Register and the Royal London Hospital. *J Bone Joint Surg Br*. 2000;82(4):506-7.
44. Gill GS, Joshi AB. Long-term results of cemented, posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty in osteoarthritis. *Am J Knee Surg*. 2001;14(4):209-14.
45. Bae DK, Song SJ, Park MJ, Eoh JH, Song JH, Park CH. Twenty-Year Survival Analysis in Total Knee Arthroplasty by a Single Surgeon. *J Arthroplasty*. 2011.
46. Eriksen J, Christensen J, Solgaard S, Schroder H. The cementless AGC 2000 knee prosthesis: 20-year results in a consecutive series. *Acta Orthop Belg*. 2009;75(2):225-33.
47. Guo L, Yang L, Briard JL, Duan XJ, Wang FY. Long-term survival analysis of posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011.
48. Huizinga MR, Brouwer RW, Bisschop R, van der Veen HC, van den Akker-Scheek I, van Raay JJ. Long-Term Follow-Up of Anatomic Graduated Component Total Knee Arthroplasty: A 15- to 20-Year Survival Analysis. *J Arthroplasty*. 2012.
49. Metsovitis SR, Ploumis AL, Chantzidis PT, Terzidis IP, Christodoulou AG, Dimitriou CG, et al. Rotaglide total knee arthroplasty: a long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(9):878-84.
50. Rand JA, Trousdale RT, Ilstrup DM, Harmsen WS. Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(2):259-65.
51. Ritter MA, Meneghini RM. Twenty-year survivorship of cementless anatomic graduated component total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010;25(4):507-13.
52. Stiehl JB, Hamelynck KJ, Voorhorst PE. International multi-centre survivorship analysis of mobile bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2006;30(3):190-9.
53. Noble PC, Gordon MJ, Weiss JM, Reddix RN, Conditt MA, Mathis KB. Does total knee replacement restore normal knee function? *Clin Orthop Relat Res*. 2005(431):157-65.
54. Brandes M, Ringling M, Winter C, Hillmann A, Rosenbaum D. Changes in physical activity and health-related quality of life during the first year after total knee arthroplasty. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011;63(3):328-34.

55. Weiss JM, Noble PC, Conditt MA, Kohl HW, Roberts S, Cook KF, et al. What functional activities are important to patients with knee replacements? *Clin Orthop Relat Res.* 2002(404):172-88.
56. Bourne RB, Chesworth B, Davis A, Mahomed N, Charron K. Comparing patient outcomes after THA and TKA: is there a difference? *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(2):542-6.
57. Kim TK, Chang CB, Kang YG, Kim SJ, Seong SC. Causes and predictors of patient's dissatisfaction after uncomplicated total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24(2):263-71.
58. Matsuda S, Kawahara S, Okazaki K, Tashiro Y, Iwamoto Y. Postoperative alignment and ROM affect patient satisfaction after TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(1):127-33.
59. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(1):57-63.
60. Gandhi R, Davey JR, Mahomed NN. Predicting patient dissatisfaction following joint replacement surgery. *J Rheumatol.* 2008;35(12):2415-8.
61. Kim YH, Park JW, Kim JS. High-flexion total knee arthroplasty: survivorship and prevalence of osteolysis: results after a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(15):1378-84.
62. Menciè ML, Epinette JA, Gabrion A, Arnalsteen D, Mertil P. Does high flexion after total knee replacement really improve our patients' quality of life at a short-term follow-up? : A comparative case-control study with hyperflex PFC Sigma versus a Triathlon knee series. *Int Orthop.* 2014;38(10):2079-86.
63. Ranawat CS. History of total knee replacement. *J South Orthop Assoc.* 2002;11(4):218-26.
64. Morgan H, Battista V, Leopold SS. Constraint in primary total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13(8):515-24.
65. Anderson MJ, Kruse RL, Leslie C, Levy LJ, Jr., Pritchett JW, Hodge J. Medium-term results of total knee arthroplasty using a medially pivoting implant: a multicenter study. *J Surg Orthop Adv.* 2010;19(4):191-5.
66. Fan CY, Hsieh JT, Hsieh MS, Shih YC, Lee CH. Primitive results after medial-pivot knee arthroplasties: a minimum 5-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 2010;25(3):492-6.
67. Miyazaki Y, Nakamura T, Kogame K, Saito M, Yamamoto K, Suguro T. Analysis of the Kinematics of Total Knee Prostheses with a Medial Pivot Design. *J Arthroplasty.* 2010.
68. Moonot P, Mu S, Railton GT, Field RE, Banks SA. Tibiofemoral kinematic analysis of knee flexion for a medial pivot knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17(8):927-34.
69. Shakespeare D, Ledger M, Kinzel V. Flexion after total knee replacement. A comparison between the Medial Pivot knee and a posterior stabilised implant. *Knee.* 2006;13(5):371-3.
70. Tamaki M, Tomita T, Yamazaki T, Hozack WJ, Yoshikawa H, Sugamoto K. In vivo kinematic analysis of a high-flexion posterior stabilized fixed-bearing knee prosthesis in deep knee-bending motion. *J Arthroplasty.* 2008;23(6):879-85.

71. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynnon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1998(356):111-8.
72. Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG. The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1993(290):259-68.
73. Kessler O, Durselen L, Banks S, Mannel H, Marin F. Sagittal curvature of total knee replacements predicts in vivo kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(1):52-8.
74. Browne C, Hermida JC, Bergula A, Colwell CW, Jr., D'Lima DD. Patellofemoral forces after total knee arthroplasty: effect of extensor moment arm. *Knee.* 2005;12(2):81-8.
75. D'Lima DD, Poole C, Chadha H, Hermida JC, Mahar A, Colwell CW, Jr. Quadriceps moment arm and quadriceps forces after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001(392):213-20.
76. Gomez-Barrena E, Fernandez-Garcia C, Fernandez-Bravo A, Cutillas-Ruiz R, Bermejo-Fernandez G. Functional performance with a single-radius femoral design total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(5):1214-20.
77. Mahoney OM, McClung CD, dela Rosa MA, Schmalzried TP. The effect of total knee arthroplasty design on extensor mechanism function. *J Arthroplasty.* 2002;17(4):416-21.
78. Wang H, Simpson KJ, Chamnongkich S, Kinsey T, Mahoney OM. A biomechanical comparison between the single-axis and multi-axis total knee arthroplasty systems for the stand-to-sit movement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(4):428-33.
79. Harwin SF, Greene KA, Hitt K. Early experience with a new total knee implant: maximizing range of motion and function with gender-specific sizing. *Surg Technol Int.* 2007;16:199-205.
80. Hartmann M, Kreuzpointner F, Haefner R, Michels H, Schwirtz A, Haas JP. Effects of juvenile idiopathic arthritis on kinematics and kinetics of the lower extremities call for consequences in physical activities recommendations. *Int J Pediatr.* 2010;2010.
81. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, 3rd, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.* 1992;25(4):347-57.
82. Gaudreault N, Hagemeister N, Poitras S, de Guise JA. Comparison of knee gait kinematics of workers exposed to knee straining posture to those of non-knee straining workers. *Gait Posture.* 2012.
83. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res.* 2008;26(3):332-41.
84. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubble-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech.* 2008;41(4):868-76.
85. Gok H, Ergin S, Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand.* 2002;73(6):647-52.
86. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(10):833-41.

87. Messier SP. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1994;26(12):1446-52.
88. Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL, Wise CM. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(1):29-36.
89. Nagano Y, Naito K, Saho Y, Torii S, Ogata T, Nakazawa K, et al. Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *Knee.* 2012;19(5):628-32.
90. Teichtahl AJ, Morris ME, Wluka AE, Bach TM, Cicuttini FM. A comparison of gait patterns between the offspring of people with medial tibiofemoral osteoarthritis and normal controls. *Clin Exp Rheumatol.* 2003;21(4):421-3.
91. Weidow J, Tranberg R, Saari T, Karrholm J. Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: gait analysis of 30 patients and 15 controls. *J Orthop Res.* 2006;24(9):1890-9.
92. Zeni JA, Jr., Higginson JS. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(4):372-8.
93. Briem K, Snyder-Mackler L. Proximal gait adaptations in medial knee OA. *J Orthop Res.* 2009;27(1):78-83.
94. Boivin K. Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques. Montréal: Université de Montréal, École Polytechnique de Montréal; 2010.
95. Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, Marcacci M, Mariani E, Giannini S. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(9):871-6.
96. Catani F, Ensini A, Belvedere C, Feliciangeli A, Benedetti MG, Leardini A, et al. In vivo kinematics and kinetics of a bi-cruciate substituting total knee arthroplasty: a combined fluoroscopic and gait analysis study. *J Orthop Res.* 2009;27(12):1569-75.
97. Kramers-de Quervain IA, Stussi E, Muller R, Drobny T, Munzinger U, Gschwend N. Quantitative gait analysis after bilateral total knee arthroplasty with two different systems within each subject. *J Arthroplasty.* 1997;12(2):168-79.
98. Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Lower limb biomechanics in individuals with knee osteoarthritis before and after total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty.* 2013;28(6):994-9.
99. Mandeville D, Osternig LR, Lantz BA, Mohler CG, Chou LS. The effect of total knee replacement on the knee varus angle and moment during walking and stair ascent. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(8):1053-8.
100. McClelland JA, Webster KE, Feller JA, Menz HB. Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. *Knee.* 2011;18(3):151-5.
101. Wilson SA, McCann PD, Gotlin RS, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Insall JN. Comprehensive gait analysis in posterior-stabilized knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1996;11(4):359-67.
102. Hatfield GL, Hubley-Kozey CL, Astephen Wilson JL, Dunbar MJ. The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *J Arthroplasty.* 2011;26(2):309-18.

103. McClelland JA, Webster KE, Feller JA. Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. *Knee*. 2007;14(4):253-63.
104. Milner CE. Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *J Orthop Sci*. 2009;14(1):114-20.
105. Saari T, Tranberg R, Zugner R, Uvehammer J, Karrholm J. Changed gait pattern in patients with total knee arthroplasty but minimal influence of tibial insert design: gait analysis during level walking in 39 TKR patients and 18 healthy controls. *Acta Orthop*. 2005;76(2):253-60.
106. Milner CE, O'Bryan ME. Bilateral frontal plane mechanics after unilateral total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(10):1965-9.
107. Alnahdi AH, Zeni JA, Snyder-Mackler L. Gait after unilateral total knee arthroplasty: frontal plane analysis. *J Orthop Res*. 2011;29(5):647-52.
108. Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Nicholas SJ, Rodriguez JA. Does total knee arthroplasty change frontal plane knee biomechanics during gait? *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(4):1171-6.
109. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Tucker A. A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004(428):180-9.
110. Banks SA, Hodge WA. 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty. Design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2004;19(7):809-16.
111. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(2):90-100.
112. Fuller J, Liu, L.J., Murphy, M.C., Mann, R.W. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. *Human Movement Science*. 1997;16(2-3):219-42.
113. Holden JP, Orsini, John A., Lohmann Siegel, Karen., Kepple, Thomas M., Gerber, Lynn H., Stanhope, Steven J. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture*. 1997;5(3):217-27.
114. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech*. 1997;30(7):729-32.
115. Akbarshahi M, Schache AG, Fernandez JW, Baker R, Banks S, Pandy MG. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *J Biomech*. 2010;43(7):1292-301.
116. Sati M, de Guise, J.A., Larouche, S. Drouin, G. Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*. 1996;3(3):121-38.
117. Stagni R, Fantozzi S, Cappello A, Leardini A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(3):320-9.
118. Koh TJ, Grabiner MD, De Swart RJ. In vivo tracking of the human patella. *J Biomech*. 1992;25(6):637-43.
119. McClay IS, Cavanagh, Peter R., Kalenak, Alexander, Iii, H. Joseph Sommer. 3-Dimensional kinematics of the patellofemoral joint during running. *Journal of Biomechanics*. 1992;25(6):669.

120. Anderst WJ, Les C, Tashman S. In vivo serial joint space measurements during dynamic loading in a canine model of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2005;13(9):808-16.
121. Anderst WJ, Tashman S. A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction. *J Biomech*. 2003;36(9):1291-9.
122. Tashman S, Anderst W. In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency. *J Biomech Eng*. 2003;125(2):238-45.
123. Tashman S, Anderst W, Kolowich P, Havstad S, Arnoczky S. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years. *J Orthop Res*. 2004;22(5):931-41.
124. You BM, Siy P, Anderst W, Tashman S. In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Trans Med Imaging*. 2001;20(6):514-25.
125. Ganjikia S, Duval N, Yahia L, de Guise J. Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*. 2000;7(4):221-31.
126. Sati M, de Guise, J.A., Larouche, S. Drouin, G. Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *The Knee*. 1996;3(4):179-90.
127. Hagemester N, Yahia, L'H., Duval, N., de Guise, J.A. In vivo reproductibility of a new non-invasive diagnostic tool for three-dimensional evaluation. *The Knee*. 1999;6(3):175-81.
128. Hagemester N, Parent G, Van de Putte M, St-Onge N, Duval N, de Guise J. A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*. 2005;38(9):1926-31.
129. Labbe DR, Hagemester N, Tremblay M, de Guise J. Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait Posture*. 2008;28(1):170-4.
130. Lustig S, Magnussen RA, Cheze L, Neyret P. The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012;20(4):633-8.
131. Turcot K, Aissaoui R, Boivin K, Pelletier M, Hagemester N, de Guise JA. The responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis patient's follow-up. *Osteoarthritis Cartilage*. 2009;17(2):213-9.
132. Fuentes A, Hagemester N, Ranger P, Heron T, de Guise JA. Gait adaptation in chronic anterior cruciate ligament-deficient patients: Pivot-shift avoidance gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011;26(2):181-7.
133. Rossignol M. Primary osteoarthritis and occupation in the Quebec national health and social survey. *Occup Environ Med*. 2004;61(9):729-35.
134. Marie Haidopoulos DM. Docteur, mon spécialiste m'a proposé l'implantation d'une prothèse du genou. Qu'est-ce que vous en pensez? *Le Médecin du Québec*. 2003;38(7):85-7.
135. Halder A, Kutzner I, Graichen F, Heinlein B, Beier A, Bergmann G. Influence of limb alignment on mediolateral loading in total knee replacement: in vivo measurements in five patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94(11):1023-9.
136. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1994;31(3):199-213.

137. Judge JO, Ounpuu S, Davis RB, 3rd. Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clin Geriatr Med.* 1996;12(4):659-78.
138. Nogler M, Hozack W, Collopy D, Mayr E, Deirmengian G, Sekyra K. Alignment for total knee replacement: a comparison of kinematic axis versus mechanical axis techniques. A cadaver study. *Int Orthop.* 2012;36(11):2249-53.